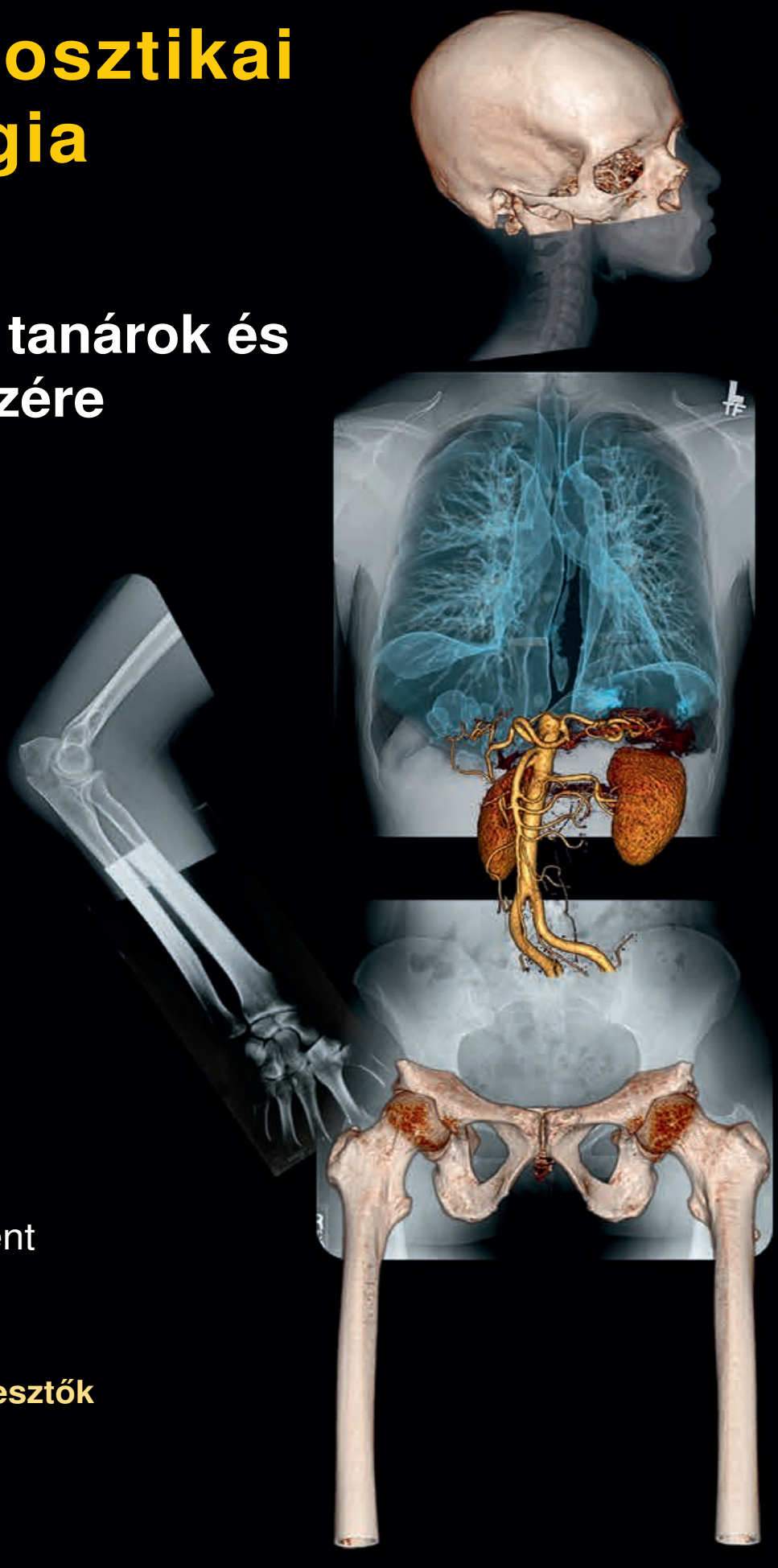
A diagnosztikai radiológia fizikája

Kézikönyv tanárok és diákok részére



D.R. Dance
S. Christofides
A.D.A. Maidment
I.D. McLean
K.H. Ng

Technikai szerkesztők

A DIAGNOSZTIKAI RADIOLÓGIA FIZIKÁJA: KÉZIKÖNYV TANÁROK ÉS DIÁKOK RÉSZÉRE

E kézikönyv a Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna © IAEA 2014 magyar nyelvű fordítása. E fordítást a Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ (Magyarország) készítette elő. E kézikönyv angol nyelvű változata az eredeti, amelyet a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség (IAEA), vagy kérésére az általa az e joggal felruházott, engedéllyel bíró személyek terjesztenek. Az IAEA nem vállal garanciát és nem vállal felelősséget a fordítás pontosságáért, minőségéért, hitelességéért vagy szakszerűségéért, illetve nem vállal kötelezettséget a fordítás használatából közvetlenül vagy közvetve, következményes vagy egyéb módon eredő bármilyen veszteségért vagy kárért.

A DIAGNOSZTIKAI RADIOLÓGIA FIZIKÁJA: KÉZIKÖNYV TANÁROK ÉS DIÁKOK RÉSZÉRE

TÁMOGATTA:

AMERIKAI ORVOSI FIZIKUS TÁRSASÁG
ÁZSIA-OCEÁNIAI ORVOSI FIZIKUS SZERVEZETEK SZÖVETSÉGE
EURÓPAI ORVOSI FIZIKUS SZERVEZETEK SZÖVETSÉGE

EREDETI KIADÁS:
NEMZETKÖZI ATOMENERGIA ÜGYNÖKSÉG
BÉCS, 2014
MAGYAR NYELVŰ KIADÁS:
NEMZETI NÉPEGÉSZSÉGÜGYI ÉS GYÓGYSZERÉSZETI KÖZPONT
BUDAPEST, 2023

COPYRIGHT NOTICE

All IAEA scientific and technical publications are protected by the terms of the Universal Copyright Convention as adopted in 1952 (Berne) and as revised in 1972 (Paris). The copyright has since been extended by the World Intellectual Property Organization (Geneva) to include electronic and virtual intellectual property. Permission to use whole or parts of texts contained in IAEA publications in printed or electronic form must be obtained and is usually subject to royalty agreements. Proposals for non-commercial reproductions and translations are welcomed and considered on a case-by-case basis. Enquiries should be addressed to the IAEA Publishing Section at:

Marketing and Sales Unit, Publishing Section
International Atomic Energy Agency
Vienna International Centre
PO Box 100
1400 Vienna, Austria
fax: +43 1 2600 29302
tel.: +43 1 2600 22417
email: sales.publications@iaea.org
http://www.iaea.org/books

© IAEA, 2014

Printed by the IAEA in Austria
September 2014
STI/PUB/1564

NYILATKOZAT

Az itt feltüntetett szerzői jogi nyilatkozat, a hivatkozások és azonosítók, ideértve az IAEA STI/PUB, az ISBN és egyéb azonosítókat, az angol nyelvű eredetire vonatkoznak.

IAEA Library Cataloguing in Publication Data

Diagnostic radiology physics : a handbook for teachers and students. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014.
p. ; 24 cm.
STI/PUB/1564
ISBN 978–92–131010–1
Includes bibliographical references.

1. Radiology, Medical — Handbooks, manuals, etc. 2. Medical physics — Handbooks, manuals, etc. 3. Radiation dosimetry. 4. Diagnostic imaging. I. International Atomic Energy Agency.

IAEAL 14–00898

SZERZŐI JOGI TÁJÉKOZTATÁS

Az IAEA minden tudományos és műszaki kiadványa az Egyetemes Szerzői Jogi Egyezmény oltalma alatt áll, amint azt 1952-ben elfogadták (Bern) és 1972-ben felülvizsgálták (Párizs). A szerzői jogi oltalmat azóta a Szellemi Tulajdon Világszervezete kiterjesztette (Genf), hogy kiterjedjen az elektronikus és virtuális szellemi tulajdonra. Az IAEA kiadványaiban található nyomtatott és elektronikus formátumú szöveg egy része vagy egésze felhasználása engedélyhez kötött és általában szerzői díj tárgyát képezi. A nem üzleti célú másolás és fordítás támogatott, ugyanakkor eseti elbírálást igényel. A hasonló megkereséseket az IAEA publikációs részlegének kell címezni:

Marketing and Sales Unit, Publishing Section
International Atomic Energy Agency
Vienna International Centre
PO Box 100
1400 Vienna, Austria
fax: +43 1 2600 29302
tel.: +43 1 2600 22417
email: sales.publications@iaea.org
http://www.iaea.org/books

EREDETI KIADÁS:

© IAEA, 2014

Az IAEA által, Bécsben
2014. szeptember

IAEA könyvtári katalógus és publikációs adatok

A diagnosztikai radiológia fizikája: Kézikönyv tanárok és diákok részére — Bécs: Nemzetközi Atomenergia Ügynökség, 2014.
p. ; 24 cm.

Irodalmi hivatkozásokkal.

1. Radiológia, Orvosi — Kézikönyvek, útmutatók, stb. 2. Orvosi fizika — Kézikönyvek, útmutatók, stb. 3. Sugárzások dozimetriája. 4. Diagnosztikai képalkotás. I.Nemzetközi Atomenergia Ügynökség.

IAEAL 14–00898

ELŐSZÓ

Az IAEA egyik fontos tevékenysége a sugárzások alkalmazásáért felelős szakemberek képzése. Ez nem kevésbé igaz a gyógyászat területén, mint más szakterületeken, ahol a fizikus szakembereknek nem csak a szóban forgó fizikai alapelveket kell megértenie, de magabiztos tudással kell rendelkeznie az orvosi gyakorlatban való alkalmazásukra is. Ennek érdekében az IAEA hosszú ideje támogatja az oktatást e területeken útmutatók kiadása, és ami fontosabb, még közvetlenebb módon együttműködési és képzési programok révén, ideértve a tagállamok törekvéseinek támogatását saját egyetemi infrastruktúra kialakítására az orvosi fizikusok posztgraduális képzési programjai számára, a klinikai képzési útmutatókat, és újabban a web-alapú oktatási anyagok fejlesztését.

2005-ben az IAEA közzétette az Onkoradiológia fizikája: Kézikönyv tanárok és diákok részére (Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students) c. könyvet, egy harmonizációs folyamatban lefektetett, az egyetemi képzésben részesülő onkoradiológiai orvosi fizikusok ismereteit összefoglaló eredményként. E kiadvány sikerének nyomán nyilvánvaló volt, hogy hasonló igény ugyancsak fennáll az orvosi fizika további két szakterületén, nevezetesen a diagnosztikai radiológiában és a nukleáris medicinában. Ezt az igényt a sugárgyógyászat minden területén elterjedő orvosi képalkotás növekvő jelentősége hozta létre, ideértve az onkoradiológiát, illetve még az összetett diagnosztikai eszközök és eljárások nagyobb számban való alkalmazásának felismerését, úgymint a számítógépes rétegfelvételezést, mammográfiát és az intervenciós radiológiát. Ezzel párhuzamosan az előző évtizedben megtörtént a gyógyászati képalkotás digitalizációja, melynek velejárója a folyamatok minőségbiztosításának szükségessége.

E kézikönyv célja, hogy alapot szolgáltasson az egyetemi tanulmányaikat a diagnosztikai radiológia területén megkezdő orvosi fizikusok számára. E célját a 12 országból származó, 41 szerzője és lektora révén éri el. A 24 fejezet az ismeretek széles körét öleli fel a diagnosztikai radiológia fizikája területéről, beleértve a sugárfizikát, dozimetriát és a műszertechnikát, a képminőséget és a kép érzékelését, a képalkotó modalitásokkal összefüggő témákat, a digitális technika újabb vívmányait, valamint a sugárbiológiát és sugárvédelmet. A kézikönyv nem helyettesíti a diagnosztikai radiológia fizikájának különböző kérdéseivel foglalkozó, nagy számosságú szakkönyvet, amelyek alaposabb megismerése szükséges az itt tárgyalt témák mélyebb elsajátítására. Várhatóan e kézikönyv sikeresen kitölti a képalkotó orvosi sugárfizika oktatása területén meglévő űrt, így ma egyedüliként, egyetlen kötetben foglalja magába az ismeretek legszélesebb körét. Az IAEA révén a szélesebb

körű elterjedése hozzájárul a diagnosztikai radiológia fizikájának egyezményes oktatásához és hivatkozási alapul szolgál az IAEA további klinikai oktatóprogramjaihoz e szakterületen. Értékesnek bizonyulhat azoknak, akik orvosi fizikusként, radiológusként vagy radiográfusként kívánják elismertetni magukat. E kézikönyv megjelenését az alábbi nemzetközi szervezetek támogatták: az Amerikai Orvosi Fizikusok Társasága (AAPM), az Ázsia-Oceániai Orvosi Fizikus Szervezetek Szövetsége (AFOMP) és az Európai Orvosi Fizikus Szervezetek Szövetsége (EFOMP).

A következő nemzetközi szakértők, a tananyag egy korábbi változatához való jelentős hozzájárulásának adózunk őszinte elismeréssel: R. Nowotny (Ausztria) és M. Sandborg (Svédország). A következő személyek technikai szerkesztőkként jelentős hozzájárulást tettek e kézikönyvhöz: S. Christofides (Ciprus), D.R. Dance (Egyesült Királyság), A.D.A. Maidment (Amerikai Egyesült Államok) and K.-H. Ng (Malajzia). Az IAEA e projektért felelős tudományos tisztségviselői (időrendi sorrendben) F. Pernička, I.D. McLean és H. Delis.

NYILATKOZAT

Ez az előszó az eredeti angol nyelvű előszó fordítása.

BEVEZETŐ

A fizika alapelveinek alkalmazása a test belső felépítésének felderítésére megmozgatta az orvosszakemberek fantáziáját a késői 19. században és hamar a diagnosztikai radiológiai gyakorlat alapkövévé vált. A fizika tudorainak fáradozásai tovább fűtötték az innovációt a képalkotásban a technológiai fejlesztések révén, ideértve a specifikus röntgenképalkotók létrehozását az emlő, a vérerek, mozgó erek a fogak és csontsűrűség vizsgálatára. A nagyfrekvenciás hangok alkalmazása lehetővé tette a lágyszövetek azonnali leképezését az ionizáló sugárzással összefüggő veszélyek nélkül.

A matematikai képrekonstrukció lehetővé tette a test egyes metszeteinek megjelenítését az átfedő szövetek zavaró hatása nélkül, amint azt a számítógépes rétegfelvételkészítő és mágneses rezonancia képalkotó mutatja, míg a számítógépek fejlődése lehetővé tette az orvosi felvételek elektronikus megalkotását, feldolgozását és továbbítását.

Amint az a röntgensugárzás képalkotásra való felhasználása során hamar feltűnt, a sugárzás hatása élő szövetre nem mentes a biológiai károsodás kockázatától. A sugárzás mérése és kölcsönhatása az anyaggal, valamint biológiai hatásai miatt a sugárzás dozimetriáját, sugárbiológiai és epidemiológiai hatásait kezdték vizsgálni. E tanulmányok egyre jelentősebbek a modern radiológiai képalkotásban, mert a népességen végzett röntgenvizsgálatok száma, hossza és összetettsége továbbra is gyors ütemben növekszik.

Ebben az összetett környezetben az orvosi fizikus, a radiológussal és a radiográfussal együtt, jelentős szerepet vállal a diagnosztikához szükséges multidiszciplináris csapatban.

Az orvosi fizikusoknak képesnek kell lenniük a képalkotó berendezések működésének elvi kérdéseiben és a gyakorlati működtetésében tanácsot adni, közreműködni a beszerzési folyamatokban és a minőségbiztosításban. Követelmény velük szemben a személyzet által, és ami a legfontosabb, a diagnosztikai eljárásnak alávetett páciens által elszenvedett sugárdózis mérése. Alkalmasnak kell lenniük arra, hogy a diagnosztikai folyamathoz szükséges legmegfelelőbb képminőségre vonatkozóan tanácsot adjanak és hozzájáruljanak a tudományos kutatásokhoz. Ugyancsak jól felszerelteknek kell lenniük ahhoz, hogy az orvosi létesítményben alkalmazott sugárzás biztonságáért felelősséget vállalhassanak.

E könyvet azoknak a diákoknak és tanároknak ajánljuk, akik a diagnosztikai radiológiában dolgozók képzési programjaiban működnek közre. E könyv a diagnosztikai radiológia fizikai alapjait tanítja és annak alkalmazását a modern gyógyászatban. Mint ilyen, hasznos az orvosi fizika képzési programokban diplomázó hallgatóknak, a diagnosztikai radiológia rezidenseinek és a radiográfus programok haladó diákjainak. A könyvben foglalt ismeretek megértésének mélysége természetesen eltér a hallgatók különböző csoportjainál; ugyanakkor az egyszerű nyelvezet és a tudás minden hallgatói csoport számára adott. A szöveg egyaránt kulcsfontosságú forrás az orvosi fizikus rezidenseknek, akik klinikai képzési programban vesznek részt, akárcsak azoknak a hallgatóknak, akik szakvizsgázni készülnek.

Ez az írás azért született, hogy támogassa a diagnosztikai és intervenciós radiológia fizikájáról ismereteket nyújtó kurzusokat, a modern diagnosztikai radiológia minden területén. Míg a szöveg elsősorban a diagnosztikai radiológiai szakemberek számára készült, egyes részei a gyógyászat más, az ionizáló sugárzásokat a betegségek kezelésére alkalmazó (sugárterápia és

nukleáris medicina), szakemberei érdeklődésére is számot tarthatnak. A tartalom hasznos lehet még azon fizikusoknak is, akik a sugárzások veszélyeiről vagy a sugárvédelemről hallgatnak.

E könyv számos, különböző országokból származó szakember erőfeszítéseinek eredménye, melyhez annak a közös célnak az elérésére járultak hozzá, hogy megoszthassák a diagnosztikai radiológia fizikájáról szerzett ismereteiket és tapasztalataikat tanárok és diákok széleskörű nemzetközi közönségével.

S. CHRISTOFIDES
D.R. DANCE
A.D.A. MAIDMENT
I.D. MCLEAN
K.-H. NG

TARTALOMJEGYZÉK

1. FEJEZET AZ ATOM- ÉS MAGFIZIKA ALAPJAI 1

1.1. BEVEZETÉS 1
1.2. A SUGÁRZÁSOK OSZTÁLYOZÁSA 1
1.2.1. Elektromágneses sugárzás 1
1.2.2. Részecskesugárzás 2
1.2.3. Ionizáló és nem-ionizáló sugárzás 3
1.3. AZ ATOM ÉS ATOMMAG SZERKEZETE 3
1.3.1. Alapvető definíciók 3
1.3.2. Atomszerkezet 5
1.4. RÖNTGENSUGÁRZÁS 7
1.4.1. Karakterisztikus röntgensugárzás és Auger-elektronok keletkezése 7
1.4.2. Gyorsuló töltött részecskék sugárzása, a fékezési röntgensugárzás 9

2. FEJEZET A SUGÁRZÁS KÖLCSÖNHATÁSAI AZ ANYAGGAL 11

2.1. BEVEZETÉS 11
2.2. A FOTONOK ÉS AZ ANYAG KÖLCSÖNHATÁSAI 12
2.2.1. Fotoeffektus 13
2.2.2. Thomson-szórás 15
2.2.3. Koherens (Rayleigh) szórás 17
2.2.4. Compton-szórás szabad elektronokon 19
2.2.5. Szórási és energiaátadási együtthatók 22
2.2.6. Inkoherens szórás 22
2.2.7. Pár- és tripletkeltés 23
2.3. FOTONOK GYENGÍTÉSI EGYÜTTHATÓI 24
2.3.1. Lineáris sugárgyengítési együttható 24
2.3.2. Exponenciális gyengítés 25
2.3.3. Tömeggyengítési együttható 25
2.3.4. Tömeg-energiaátadási és tömeg-energiaelnyelési együtthatók 25
2.3.5. Az egyes kölcsönhatások hozzájárulása a teljes tömeggyengítési együtthatóhoz 26
2.3.6. Vegyületek és keverékek együtthatói 28
2.4. AZ ELEKTRONOK ÉS ANYAG KÖLCSÖNHATÁSAI 29
2.4.1. Ionizációs (ütközéses) kölcsönhatások és ionizációs fékezőképesség 29
2.4.2. Sugárzási kölcsönhatások és sugárzási fékezőképesség 30

2.4.3. Teljes fékezőképesség ... 31
2.4.4. Fékezőképesség vegyületekben és keverékekben ... 32
2.4.5. Lineáris energiaátadás ... 32
2.5. ADATFORRÁSOK ... 32

3. FEJEZET A DOZIMETRIA ALAPJAI ... 35

3.1. BEVEZETÉS ... 35
3.2. AZ IONIZÁLÓ SUGÁRZÁS ÉS AZ ANYAG KÖLCSÖNHATÁSÁT LEÍRÓ MENNYISÉGEK, EGYSÉGEK ... 35
3.2.1. Sugárzási terek: fluens és energiafluens ... 36
3.2.2. Átadott energia, nettó átadott energia, leadott energia ... 37
3.2.3. Kerma és ütközési kerma ... 38
3.2.4. Kerma fotonokra ... 40
3.2.5. Elnyelt dózis ... 42
3.2.6. Kerma és elnyelt dózis ... 42
3.2.7. Diagnosztikai dózismérők ... 44
3.3. TÖLTÖTTRÉSZECSKE-EGYENSÚLY A DOZIMETRIÁBAN ... 44
3.3.1. Töltöttrészecske-egyensúly ... 45
3.3.2. Az elnyelt dózis, az ütközési kerma és a besugárzási dózis közötti összefüggés CPE esetén ... 47
3.3.3. A CPE-t biztosító vagy akadályozó feltételek ... 48
3.4. ÜREGELMÉLET ... 49
3.4.1. Bragg-Gray üregelmélet ... 49
3.4.2. A Fano-tétel ... 50
3.4.3. Más üregméretek ... 50
3.5. GYAKORLATI DOZIMETRIA IONIZÁCIÓS KAMRÁKKAL ... 52

4. FEJEZET A KÉPMINŐSÉG JELLEMZŐI ... 55

4.1. BEVEZETÉS ... 55
4.2. A KÉPELMÉLET ALAPJAI ... 56
4.2.1. A lineáris rendszerek elmélete ... 56
4.2.2. Sztochasztikus tulajdonságok ... 59
4.2.3. A mintavételi elmélet ... 61
4.3. KONTRASZT ... 63
4.3.1. Definíció ... 63
4.3.2. Kontraszttípusok ... 64
4.3.3. Szürkeskála-megjelenítési jellemzők ... 65
4.4. ÉLETLENSÉG ... 66
4.4.1. Az életlenség számszerűsítése ... 67

4.4.2. Az életlenség mérése ... 70
4.4.3. Képalkotó lánc felbontása ... 73
4.5. ZAJ ... 73
4.5.1. A fotonok Poisson-természete ... 74
4.5.2. A szórásnégyzet és a korreláció/kovariancia mértékei ... 75
4.5.3. Zajteljesítmény-spektrumok ... 77
4.5.4. Képalkotó láncok zajteljesítmény-spektrumai ... 80
4.6. A JEL ÉS A ZAJ ELEMZÉSE ... 82
4.6.1. Kvantumjel-zaj viszony ... 82
4.6.2. Egyenértékű kvantumhatásfok ... 83
4.6.3. Jel-zaj viszony ... 85
4.6.4. SNR^2/dózis ... 88

5. FEJEZET A RÖNTGENSUGÁRZÁS KELETKEZÉSE ... 89

5.1. BEVEZETÉS ... 89
5.2. A RÖNTGENSUGÁRZÁS KELETKEZÉSÉNEK ALAPJAI ... 89
5.2.1. Fékezési röntgensugárzás ... 89
5.2.2. Karakterisztikus röntgensugárzás ... 90
5.2.3. Röntgenspektrum ... 91
5.3. RÖNTGENCSÖVEK ... 93
5.3.1. A röntgencsövek részei ... 93
5.3.2. Katód ... 93
5.3.3. Anód ... 96
5.4. A RÖNTGENCSŐ ENERGIAELLÁTÁSA ÉS SZABÁLYOZÁSA ... 102
5.4.1. Katódszál áramköre ... 103
5.4.2. Csőfeszültség előállítása ... 103
5.4.3. Expozíció időzítése ... 106
5.4.4. Eső terhelés ... 107
5.5. RÖNTGENCSŐ ÉS GENERÁTOR SPECIFIKÁCIÓI ... 107
5.5.1. Röntgencső ... 107
5.5.2. Csőbúra ... 109
5.6. SUGÁRHATÁROLÁS ÉS SZŰRÉS ... 109
5.6.1. Kollimátor és fénymező ... 109
5.6.2. Önszűrés ... 110
5.6.3. Kiegészítő szűrés ... 111
5.6.4. Kiegyenlítő szűrők ... 111
5.7. A SUGÁRZÁSKIBOCSÁTÁST ÉS A RÖNTGENSPEKTRUMOT BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK ... 112
5.7.1. A sugárzáskibocsátást leíró mennyiségek ... 112
5.7.2. Csőfeszültség és -áram ... 112
5.7.3. A csőfeszültség hullámossága ... 113

5.7.4. Anódszög ... 113
5.8. SZŰRÉS ... 113

6. FEJEZET A PROJEKCIÓS RÖNTGENFELVÉTELEZÉS ... 117

6.1. BEVEZETÉS ... 117
6.2. A RÖNTGENKÉPALKOTÁS ... 117
6.2.1. A képalkotó rendszer elemei ... 117
6.2.2. A projekciós röntgenfelvételezés geometriája ... 119
6.2.3. A projekciós geometria hatásai ... 120
6.2.4. Nagyításos képalkotás ... 125
6.2.5. Kontrasztanyagok ... 126
6.2.6. Kettős energiájú képalkotás ... 126
6.2.7. A felvételi eljárás megválasztása ... 126
6.3. A SZÓRT SUGÁRZÁS A PROJEKCIÓS RÖNTGENFELVÉTELEZÉSBEN ... 130
6.3.1. A szórt sugárzás forrásai ... 131
6.3.2. A szórás nagysága ... 131
6.3.3. A szórás hatása ... 134
6.3.4. A szórt sugárzás csökkentésének módszerei – szórt sugárzás elleni rács ... 135
6.3.5. A szórt sugárzás csökkentésének egyéb módszerei ... 139

7. FEJEZET KÉPFELVEVŐK PROJEKCIÓS RÖNTGENFELVÉTELEZÉSHEZ ... 145

7.1. BEVEZETÉS ... 145
7.2. A KÉPFELVEVŐK ÁLTALÁNOS JELLEMZŐI ... 146
7.2.1. Képfelvevő érzékenysége ... 146
7.2.2. Képfelvevő röntgenzaja ... 149
7.2.3. Szürkeskála-válasz és dinamikatartomány ... 151
7.2.4. Képfelvevő elmosódása ... 153
7.2.5. Állandó mintázatú zaj ... 155
7.3. FILM-FÓLIÁS RENDSZEREK ... 155
7.3.1. Rendszerek ... 155
7.3.2. Erősítőfólia ... 156
7.3.3. Fotográfiai film és a filmelőhívás folyamata ... 159
7.3.4. A filmfelvételek szürkeskála-jellemzői ... 161
7.3.5. Reciprocitás ... 163
7.3.6. A film-fólia képalkotás jellemzői ... 163
7.4. DIGITÁLIS KÉPFELVEVŐK ... 167
7.4.1. Digitális képalkotó rendszerek ... 167
7.4.2. Foszforlemezes röntgenfelvételezés ... 168
7.4.3. Digitális röntgenfelvételezés ... 172

7.4.4. Egyéb rendszerek 176
7.4.5. A digitális felvételek műtermékei 181
7.4.6. A digitális és analóg rendszerek összehasonlítása 181

8. FEJEZET ÁTVILÁGÍTÓ RENDSZEREK 183

8.1. BEVEZETÉS 183
8.2. ÁTVILÁGÍTÓ BERENDEZÉSEK 183
8.2.1. Az átvilágítási képalkotó lánc 183
8.2.2. Automatikus expozíciószabályozás (AEC) 189
8.2.3. Elektronikus nagyítás 190
8.3. KÉPALKOTÁSI TELJESÍTŐKÉPESSÉG ÉS A BERENDEZÉS KONFIGURÁCIÓJA 190
8.3.1. Kontraszt 190
8.3.2. Zaj 192
8.3.3. Képélesség 192
8.3.4. Műtermékek 192
8.4. KIEGÉSZÍTŐ KÉPALKOTÁSI MÓDOK 194
8.4.1. Digitális képadatgyűjtéses leképezés 194
8.4.2. Digitális szubtrakciós angiográfia 194
8.5. ALKALMAZÁSSPECIFIKUS KIALAKÍTÁS 197
8.5.1. Távvezérelt átvilágító rendszerek 197
8.5.2. Vaszkuláris és intervenciós radiológia 198
8.5.3. Kardiológia 199
8.5.4. Neuroradiológia 199
8.5.5. Mobil átvilágítók 199
8.6. KIEGÉSZÍTŐ TUDNIVALÓK 199
8.6.1. Célzottfelvételi szerkezet 200
8.6.2. Üzemmódok 200
8.6.3. Rekurzív szűrés 201
8.7. AZ ÁTVILÁGÍTÁS DOZIMETRIAI KÉRDÉSEI 202
8.7.1. Bőrdózis-indikátorok 202
8.7.2. Sugárvédelmi megfontolások a páciens védelme szempontjából 204
8.7.3. Sugárvédelmi megfontolások a személyzet védelme szempontjából 205

9. FEJEZET MAMMOGRÁFIA 209

9.1. BEVEZETÉS 209
9.2. A MAMMOGRÁFIA RADIOLÓGIAI KÖVETELMÉNYEI 209
9.3. A RÖNTGENBERENDEZÉS 212
9.3.1. Röntgencsövek, szűrők és spektrumok 213

9.3.2. Kompresszió ... 217
9.3.3. Rácsok ... 219
9.3.4. AEC ... 220
9.3.5. Nagyításos mammográfia ... 221
9.4. KÉPRECEPTOROK ... 223
9.4.1. Film–fóliás mammográfia ... 223
9.4.2. Digitális mammográfia ... 226
9.5. A MAMMOGRAMOK MEGJELENÍTÉSE ... 229
9.5.1. Mammográfiás filmek szemlélése ... 229
9.5.2. Digitális mammogramok megjelenítése ... 229
9.6. EMLŐ-TOMOSZINTÉZIS ... 231
9.7. EMLŐ CT ... 232
9.8. SZÁMÍTÓGÉP TÁMOGATÁSÚ DIAGNOSZTIKA ... 232
9.9. SZTEREOTAXIÁS BIOPSZIÁS RENDSZEREK ... 234
9.10. SUGÁRDÓZIS ... 235

10. FEJEZET SPECIÁLIS TÉMÁK A RADIOGRÁFIÁBAN ... 241

10.1. BEVEZETÉS ... 241
10.2. FOGÁSZATI RÖNTGENFELVÉTELEZÉS ... 242
10.2.1. Bevezetés ... 242
10.2.2. Technológia ... 242
10.2.3. Fogászati dozimetria ... 245
10.3. MOBIL RÖNTGENFELVÉTELEZÉS ÉS ÁTVILÁGÍTÁS ... 246
10.3.1. Bevezetés ... 246
10.3.2. Technológia ... 246
10.3.3. Képminőség ... 247
10.3.4. Sugárvédelem ... 247
10.4. DXA ... 247
10.5. HAGYOMÁNYOS TOMOGRÁFIA ÉS TOMOSZINTÉZIS ... 251
10.5.1. Alapelvek ... 251
10.5.2. Tomográfiai alkalmazások ... 254

11. FEJEZET KOMPUTERTOMOGRÁFIA ... 257

11.1. BEVEZETÉS ... 257
11.2. A CT ALAPELVEI ... 257
11.2.1. A röntgenleképezés, a transzmissziós profilok gyengítése és gyűjtése ... 257
11.2.2. A Hounsfield-egység ... 259
11.3. A CT KÉPALKOTÓ RENDSZER ... 261

11.3.1. Múltbeli és jelenlegi képalkotási konfigurációk 261
11.3.2. Gantry és asztal 262
11.3.3. Röntgencső és generátor 264
11.3.4. Kollimáció és szűrés 264
11.3.5. Detektorok 264
11.4. KÉPREKONSTRUKCIÓ ÉS KÉPFELDOLGOZÁS 267
11.4.1. Általános fogalmak 267
11.4.2. Tárgytér, képtér és Radon-tér 267
11.4.3. Szűrt visszavetítés és más rekonstrukciók 268
11.5. KÉPALKOTÁS 273
11.5.1. Előnézeti röntgenfelvétel 273
11.5.2. Axiális CT felvétel 274
11.5.3. Helikális CT felvétel 275
11.5.4. MDCT felvétel 276
11.5.5. Kardiológiai CT 276
11.5.6. CT átvilágítás és intervenciós eljárások 278
11.5.7. Speciális alkalmazások 279
11.6. CT KÉPMINŐSÉG 280
11.6.1. Képminőség 281
11.6.2. Klinikai értékelő vizsgálatok 284
11.6.3. A képadatgyűjtő és rekonstrukciós paraméterek képminőségre gyakorolt hatása 285
11.6.4. Műtermékek 287

12. FEJEZET ULTRAHANGFIZIKA 291

12.1. BEVEZETÉS 291
12.2. ULTRAHANG SÍKHULLÁMOK 292
12.2.1. Egydimenziós ultrahanghullámok 292
12.2.2. Akusztikus nyomás és intenzitás 293
12.2.3. Reflexió és transzmisszió 293
12.2.4. Gyengülés 295
12.3. A BIOLÓGIAI SZÖVETEK ULTRAHANG-TULAJDONSÁGAI 296
12.3.1. Hangsebesség, akusztikus impedancia és gyengítési együttható 296
12.3.2. Szórás 296
12.3.3. Nem-lineáris terjedés 297
12.4. ULTRAHANG ELŐÁLLÍTÁS 298
12.4.1. Piezoelektromos eszközök 298
12.4.2. A kibocsátott ultrahangjel 298
12.4.3. Sugárzás és diffrakció 299

12.5. DOPPLER-FIZIKA 301
12.5.1. A Doppler-effektus 301
12.5.2. Folytonos hullámú Doppler 302
12.5.3. Impulzushullámú Doppler 304
12.6. AZ ULTRAHANG BIOLÓGIAI HATÁSAI 306
12.6.1. Biológiai hatásmechanizmusok 306
12.6.2. Akusztikai kibocsátás mértéke 307
12.6.3. Páciensbiztonsági megfontolások 308

13. FEJEZET KÉPALKOTÁS ULTRAHANGGAL 311

13.1. BEVEZETÉS 311
13.2. NYALÁBFORMÁLÁS AZ ULTRAHANG KÉPALKOTÁSBAN 311
13.2.1. Elektronikus fókuszálás és nyalábirányítás 311
13.2.2. A nyaláb jellemzői 313
13.2.3. Multifokális képalkotó módszerek 317
13.3. B-MÓDÚ MÉRÉSTECHNIKA ÉS JELFELDOLGOZÁS 317
13.4. MODERN KÉPALKOTÓ MÓDSZEREK 320
13.4.1. Kontrasztanyagos képalkotás 320
13.4.2. Szöveti harmonikus leképezés 322
13.4.3. Kódolt gerjesztésű képalkotás 322
13.4.4. Három- és négydimenziós képalkotás 323
13.5. SZÍNES ÁRAMLÁSI KÉPALKOTÁS 324
13.5.1. Áramlási leképezések 324
13.5.2. Doppler képalkotás szövetekről 325
13.6. KÉPI MŰTERMÉKEK ÉS MINŐSÉGBIZTOSÍTÁS 326
13.6.1. B-módú képalkotás műtermékei 326
13.6.2. Foltosság 328
13.6.3. Minőségellenőrző fantomok és módszerek 330

14. FEJEZET A MÁGNESES REZONANCIA FIZIKÁJA 333

14.1. BEVEZETÉS 333
14.2. NMR 334
14.2.1. Atommag: spin, perdület és mágneses momentum 334
14.2.2. Külső mágneses mező és mágnesezettség 335
14.2.3. Gerjesztés és detektálás 338
14.3. A RELAXÁCIÓ ÉS SZÖVETI KONTRASZT 339
14.3.1. T_1 és T_2 relaxáció 339
14.3.2. A Bloch-egyenlet kiterjesztése a relaxációs folyamatokra 341
14.3.3. T_2* relaxáció 342

14.3.4. Kontrasztanyagok 343
14.3.5. Szabad indukciós lecsengés 344
14.4. MR SPEKTROSZKÓPIA 345
14.5. TÉRBELI KÓDOLÁS ÉS AZ ALAPVETŐ IMPULZUSSZEKVENCIÁK 346
14.5.1. Szeletkiválasztás 346
14.5.2. Frekvencia- és fáziskódolás 347
14.5.3. Látómező és térbeli felbontás 349
14.5.4. Gradiens-echó képalkotás 350
14.5.5. Spin-echó képalkotás 353
14.5.6. Többszeletes képalkotás 355
14.5.7. 3D képalkotás 356
14.5.8. A relaxációs időállandók mérése 357

15. FEJEZET MÁGNESES REZONANCIA KÉPALKOTÁS 361

15.1. BEVEZETÉS 361
15.2. HARDVER 361
15.2.1. Az állandó mágneses teret létrehozó főmágnes 361
15.2.2. Rádiófrekvenciás alrendszer 365
15.2.3. Gradiens tekercs kialakítása és tulajdonságai 367
15.2.4. Számítógépek és vezérlőrendszer 368
15.2.5. Általános megfontolások az MRI készülék beszerzésekor 368
15.3. A KÉPMINŐSÉGET BEFOLYÁSOLÓ LEGFONTOSABB TÉNYEZŐK 369
15.3.1. B_0 térerősség, a homogenitás és a shimming 369
15.3.2. B_1 tér homogenitása és a flipszög beállítása 369
15.3.3. Fantomok a berendezés és a tekercsterhelés ellenőrzéséhez 370
15.3.4. Az SNR és kontraszt-zaj arány 371
15.3.5. Térbeli felbontás 371
15.3.6. Képadatgyűjtési idő 372
15.4. MR KÉPADATGYŰJTÉS ÉS REKONSTRUKCIÓ 373
15.4.1. Gradiens-echó szekvencia 373
15.4.2. Spin-echó szekvencia 373
15.4.3. Gyors spin-echó szekvencia 374
15.4.4. Inverzió visszatérített szekvenciák és alkalmazásai: zsír- és folyadékelnyomásos MRI vizsgálatok 374
15.4.5. További szekvencia opciók: térbeli és kémiai telítési technikák 375
15.4.6. Ultrarövid képalkotó szekvenciák: echó-planár képalkotás és spirál technikák 376
15.4.7. MR angiográfiás szekvenciák 376

15.4.8. Áramlásmérés 377
15.4.9. Kardiológiai MRI 378
15.4.10. Diffúziós MRI 378
15.4.11. Agyi funkcionális MRI 380
15.4.12. Kontrasztanyagos dinamikus MRI 380
15.4.13. MR spektroszkópia 380
15.5. MŰTERMÉKEK 384
15.5.1. Mozgás 384
15.5.2. Aliasing, a kép visszahajlása 384
15.5.3. Fémtárgyak 384
15.5.4. Kémiai eltolódás 385
15.5.5. Csonkolás 385
15.5.6. Az MRI rendszerből eredő műtermékek 385
15.6. BIZTONSÁG ÉS BIOLÓGIAI HATÁSOK 386
15.6.1. Állandó mágneses mezővel kapcsolatos megfontolások: lövedék-hatások, implantátumokra gyakorolt hatások, fiziológiai hatások 387
15.6.2. RF mezővel kapcsolatos megfontolások: szöveti hőhatás, fajlagos elnyelt teljesítmény, égési sérülések 388
15.6.3. Gradiens mezővel kapcsolatos megfontolások: perifériás idegstimuláció 390
15.6.4. Gyakori MR kontrasztanyagok 391

16. FEJEZET DIGITÁLIS KÉPALKOTÁS 393

16.1. BEVEZETÉS 393
16.2. KÉP KÓDOLÁSA ÉS MEGJELENÍTÉSE 393
16.2.1. A digitális adatok jellemzői 393
16.2.2. Digitális felvételek megjelenítése 395
16.3. DIGITÁLIS KÉPKEZELÉS 397
16.3.1. Képarchiváló és kommunikációs rendszerek 397
16.3.2. DICOM 404
16.3.3. Radiológiai információs rendszer és kórházi információs rendszer illesztése, Health Level 7 411
16.3.4. IHE 412
16.4. HÁLÓZAT 415
16.5. KÉPTÖMÖRÍTÉS 416
16.5.1. Cél 416
16.5.2. Transzformáció és kódolás 416
16.5.3. „Veszteségmentes” tömörítés 417
16.5.4. „Veszteséges” tömörítés 418

16.5.5. Szabványos és általános tömörítési módok 419
16.5.6. Tömörítés a DICOM-ban 420

17. FEJEZET KÉPEK UTÓFELDOLGOZÁSA ÉS ELEMZÉSE 423

17.1. BEVEZETÉS 423
17.2. DETERMINISZTIKUS KÉPFELDOLGOZÁS ÉS JELLEMZŐK KIEMELÉSE 425
17.2.1. Térbeli szűrés és zajmentesítés 425
17.2.2. Élek, kiemelkedések és egyszerű alakzatok felismerése 429
17.3. KÉPSZEGMENTÁLÁS 437
17.3.1. Tárgyak megjelenése 438
17.3.2. Küszöbölés 440
17.3.3. Automatikus szövetosztályozás 441
17.3.4. Aktív kontúrszegmentálási módszerek 445
17.3.5. Atlasz-alapú szegmentálás 448
17.4. KÉPREGISZTRÁCIÓ 449
17.4.1. Transzformációs modellek 450
17.4.2. Regisztráció hasonlósági metrikák alapján 451
17.4.3. Általános keretrendszer a képregisztrációhoz 453
17.4.4. Képregisztráció alkalmazásai 454
17.5. NYÍLT FORRÁSÚ ESZKÖZÖK A KÉPANALÍZISHEZ 456

18. FEJEZET A KÉP ÉRZÉKELÉSE ÉS ÉRTÉKELÉSE 459

18.1. BEVEZETÉS 459
18.2. AZ EMBERI LÁTÓRENDSZER 459
18.2.1. Az emberi szem 459
18.2.2. A Barten-modell 460
18.2.3. Érzékelési linearizálás 463
18.2.4. Szemlélési körülmények 463
18.3. A MEGFIGYELŐ TELJESÍTŐKÉPESSÉGÉNEK JELLEMZŐI 464
18.3.1. Döntések kimenetele 464
18.3.2. A statisztikai döntéselmélet és a vevő működési karakterisztika (ROC) módszer 465
18.3.3. Jel-zaj viszony 468
18.4. KÍSÉRLETI MÓDSZEREK 469
18.4.1. A kontraszt–részlet módszer 469
18.4.2. Kényszerválasztásos kísérletek 470
18.4.3. ROC kísérletek 471

18.5. MEGFIGYELŐ-MODELLEK 472
18.5.1. Az ideális bayesi megfigyelő 473
18.5.2. Megfigyelő teljesítőképessége nem korrelált Gauss-zajban 474
18.5.3. Megfigyelő teljesítőképessége korrelált Gauss-zajban 474

19. FEJEZET MINŐSÉGIRÁNYÍTÁS 477

19.1. BEVEZETÉS 477
19.2. DEFINÍCIÓK 477
19.2.1. QMS 478
19.2.2. QA 479
19.2.3. QC 479
19.2.4. Minőségi előírások és helyes gyakorlatok 479
19.3. QMS KÖVETELMÉNYEI 479
19.3.1. Általános követelmények 480
19.3.2. Az orvosi fizikus szerepe 480
19.4. BERENDEZÉSEK QA PROGRAMJA 481
19.4.1. Multidiszciplináris csapat 482
19.4.2. Berendezések QA programjának szerkezete 482
19.4.3. QC vizsgálatok áttekintése 487
19.4.4. Vizsgálóeszközök specifikációi 488
19.5. PÉLDA QC PROGRAMRA 488
19.5.1. Röntgencsövek és generátorok QC programja 489
19.5.2. Film-fóliás rendszerek QC programja 489
19.5.3. Digitális radiográfia QC programja 493
19.6. ADATGAZDÁLKODÁS 495

20. FEJEZET SUGÁRBIOLÓGIA 499

20.1. BEVEZETÉS 499
20.1.1. Determinisztikus és sztochasztikus válaszok 499
20.1.2. Diagnosztikai radiológia 500
20.1.3. Sugárhatásokat vizsgáló nemzetközi szervezetek 500
20.2. A DEZOXIRIBONUKLEINSAV SUGÁRSÉRÜLÉSE 501
20.2.1. A dezoxiribonukleinsav szerkezete 501
20.2.2. Sugárkémia: direkt és indirekt hatások 501
20.2.3. DNS károsodás 502
20.3. DNS JAVÍTÁS 503
20.4. SUGÁRZÁS OKOZTA KROMOSZÓMAKÁROSODÁS ÉS BIOLÓGIAI DOZIMETRIA 504
20.5. A SEJTCIKLUS 504

20.6. TÚLÉLÉSI-GÖRBE ELMÉLET 505
20.6.1. Túlélési görbék 505
20.6.2. Lineáris-kvadratikus modell 506
20.6.3. Target-elmélet 506
20.7. A SEJTHALÁL ELMÉLETE 507
20.8. SEJT-HELYREÁLLÍTÓ FOLYAMATOK 507
20.8.1. Szubletális és potenciálisan halálos károsodás javítása 507
20.8.2. A frakcionálás hatása 508
20.8.3. A dózisteljesítmény hatása 508
20.9. RELATÍV BIOLÓGIAI HATÁSOSSÁG 508
20.10. KARCINOGENEZIS (SZTOCHASZTIKUS) 509
20.10.1. A többlépcsős karcinonogenezis mechanizmusa 509
20.10.2. A mutációk keletkezésének mechanizmusa 509
20.10.3. Kockázatmodellek 510
20.10.4. Időbeli lefolyás és latencia-időszak 511
20.10.5. Daganatok dózis-válasz összefüggése 511
20.10.6. Dózis- és dózisteljesítmény hatásossági tényező 511
20.10.7. Rákkockázat 512
20.11. SZÖVETI SUGÁRKÁROSODÁS (DETERMINISZTIKUS) 514
20.11.1. Szövet- és szervanatómia 514
20.11.2. A károsodás kifejezése és mérése 515
20.12. SUGÁRPATOLÓGIA (AKUT ÉS KÉSŐI HATÁSOK) 516
20.12.1. A normál szövetek akut és késői válasza 516
20.12.2. Az akut és késői hatások patogenezise 516
20.12.3. Sugárzás okozta bőrreakciók 517
20.12.4. Sugárzás okozta katarakta kialakulása 519
20.13. SUGÁRGENETIKA: A SUGÁRZÁS HATÁSA A TERMÉKENYSÉGRE 519
20.13.1. Célsejtek a terméketlenséghez 519
20.13.2. Az átmeneti és végleges sterilitást előidéző dózisok 520
20.13.3. Genetikai hatások 520
20.14. MAGZATI BESUGÁRZÁS 521
20.14.1. Magzati besugárzás: Hatás a gesztációs kor függvényében 521
20.14.2. Mit tegyünk, ha a magzatot sugárzás érte 522

21. FEJEZET DOZIMETRIAI MÉRÉSTECHNIKA 525

21.1. BEVEZETÉS 525
21.2. SUGÁRZÁSMÉRŐK ÉS DOZIMÉTEREK 526
21.2.1. A sugárzásmérők általános jellemzői 526
21.2.2. A diagnosztikai radiológia dozimétereinek jellemzői 526

21.3. IONIZÁCIÓS KAMRÁK 530
21.3.1. Ionizációs kamrák klinikai alkalmazása 532
21.3.2. Alkalmazási tanácsok ionizációs kamrákhoz 533
21.4. FÉLVEZETŐ DETEKTOROK 535
21.4.1. Működési elv 536
21.4.2. Alkalmazási tanácsok félvezető detektorokhoz 536
21.5. EGYÉB DOZIMÉTEREK 537
21.5.1. Filmdoziméterek: Röntgenfilm és önhívó film 537
21.5.2. Termolumineszcens dozimetria 538
21.5.3. OSL 541
21.5.4. TLD és OSL dozimetriai alkalmazásai 542
21.6. DOZIMÉTEREK KALIBRÁLÁSA 542
21.6.1. Etalon szabadlevegős ionizációs kamra 543
21.6.2. SSDL kalibráció 543
21.6.3. Helyszíni kalibráció 545
21.7. CSŐFESZÜLTSÉG- ÉS IDŐMÉRÉS MŰSZEREI 546
21.8. A FOGLALKOZÁSI ÉS LAKOSSÁGI SUGÁRTERHELÉS MÉRÉSÉNEK MŰSZEREI 548

22. FEJEZET PÁCIENSDOZIMETRIA 551

22.1. BEVEZETÉS 551
22.2. HASZNÁLATI DÓZISMENNYISÉGEK 552
22.2.1. IAK 552
22.2.2. Belépőoldali levegőkerma 553
22.2.3. Röntgencső sugárzáskibocsátása 554
22.2.4. KAP 554
22.2.5. Levegőkerma-hossz szorzat 555
22.2.6. CT dozimetriai mennyiségek 555
22.3. KOCKÁZATOT JELLEMZŐ MENNYISÉGEK 558
22.3.1. Szöveti és szervdózis 559
22.3.2. MGD 559
22.3.3. Egyenértékdózis 560
22.3.4. Effektív dózis 560
22.4. HASZNÁLATI DÓZISMENNYISÉGEK MÉRÉSE 561
22.4.1. Általános megfontolások 561
22.4.2. Fantommal és páciensen végzett mérések 563
22.4.3. Szabadlevegőben végzett mérések 564
22.4.4. Röntgenfelvételezés 566
22.4.5. Átvilágítás 567

22.4.6. Mammográfia 568
22.4.7. CT 569
22.4.8. Fogászati röntgenfelvételezés 572
22.5. KOCKÁZATOT JELLEMZŐ MENNYISÉGEK BECSLÉSE 572
22.5.1. Szervdózis-konverziós tényezők meghatározása 573
22.5.2. Visszaszórási tényezők 576
22.5.3. Együtthatók alkalmazása 576
22.6. DÓZISFELÜGYELET 582
22.6.1. Népességi dózisfelmérések 582
22.6.2. DRL-ek 583
22.6.3. Helyi dózisaudit 586

23. FEJEZET INDOKOLTSÁG ÉS OPTIMÁLÁS A KLINIKAI GYAKORLATBAN . 589

23.1. BEVEZETÉS 589
23.2. INDOKOLTSÁG 590
23.2.1. Beutalási útmutatók a képalkotáshoz 591
23.2.2. Érzékeny csoportok 592
23.2.3. Nagy bőrdózisú vizsgálatok 593
23.2.4. Népességi szűrés 593
23.2.5. Tájékoztatáson alapuló beleegyezés 593
23.3. OPTIMÁLÁS 594
23.3.1. Eszközök, útmutatók és képminőségi követelmények 596
23.3.2. Jógyakorlatok 597
23.3.3. Optimálás – két gyakorlati példa 604
23.4. KLINIKAI AUDIT 607
23.4.1. Célok 607
23.4.2. Hatály a radiológiai tevékenységekre 609
23.4.3. Jógyakorlatok alapjai 610
23.4.4. Kapcsolat más minősítő vizsgálatokkal és a hatósági ellenőrzéssel 611
23.4.5. A gyakorlati lebonyolítás módjai 611
23.4.6. Az orvosi fizikus szerepe 612

24. FEJEZET SUGÁRVÉDELEM 615

24.1. BEVEZETÉS 615
24.2. AZ ICRP SUGÁRVÉDELMI RENDSZERE 615
24.2.1. Az expozíció helyzetei, típusai és kategóriái 616
24.2.2. A sugárvédelem alapvető keretei 617

24.3. A SUGÁRVÉDELEM MEGVALÓSÍTÁSA A RADIOLÓGIAI LÉTESÍTMÉNYBEN ... 619
24.3.1. Bevezetés ... 619
24.3.2. Felelősségek ... 619
24.3.3. Az engedélyes és a munkáltató felelőssége ... 620
24.3.4. A többi fél felelőssége ... 621
24.3.5. Sugárvédelmi program ... 622
24.3.6. Oktatás és képzés ... 623
24.4. ORVOSI SUGÁRTERHELÉS ... 623
24.4.1. Bevezetés ... 623
24.4.2. DRL-ek ... 624
24.4.3. Orvosi sugárterhelések minőségbiztosítása ... 625
24.4.4. Várandós nők vizsgálata ... 625
24.4.5. A gyermekek vizsgálata ... 626
24.4.6. Segítségnyújtás a páciensek gondozásában, támogatásában vagy ápolásában ... 626
24.4.7. Orvosbiológiai kutatás ... 627
24.4.8. Szándékolatlan és baleseti orvosi sugárterhelések ... 627
24.5. FOGLALKOZÁSI SUGÁRTERHELÉS ... 627
24.5.1. A foglalkozási sugárterhelés ellenőrzése ... 628
24.5.2. A környezeti és személyi ellenőrzésben használt operatív mennyiségek ... 628
24.5.3. A foglalkozási sugárterhelés monitorozása ... 628
24.5.4. Foglalkozási dóziskorlátok ... 631
24.5.5. Várandós munkavállalók ... 632
24.5.6. Baleseti és szándékolatlan sugárterhelés ... 632
24.5.7. Nyilvántartások ... 632
24.5.8. A foglalkozási sugárterhelés csökkentésének módszerei ... 633
24.6. LAKOSSÁGI SUGÁRTERHELÉS A RADIOLÓGIAI GYAKORLATBAN ... 636
24.6.1. A belépés ellenőrzése ... 636
24.6.2. A lakossági sugárterhelés monitorozása ... 636
24.6.3. Dóziskorlátok ... 637
24.7. ÁRNYÉKOLÁS ... 637
24.7.1. Dózis és árnyékolás ... 637
24.7.2. Elsődleges és másodlagos sugárzások ... 638
24.7.3. Távolság az árnyékolásoktól ... 638
24.7.4. Árnyékolás terminológiája ... 638
24.7.5. Árnyékolás alapegyenlete ... 638
24.7.6. Munkaterhelés ... 639
24.7.7. Tervezési kritériumok és dózismegszorítások ... 640
24.7.8. Tartózkodás ... 641
24.7.9. Az árnyékolás méretezési módszerei ... 642

24.7.10. Áteresztési egyenletek és árnyékolás méretezés 647
24.7.11. Kidolgozott példák 648
24.7.12. Kivitelezési alapelvek 659
24.7.13. Helyiség felmérése 661

FÜGGELÉK: ANATÓMIAI NEVEZÉKTAN 667
RÖVIDÍTÉSEK 669
JELÖLÉSEK 675
A SZERKESZTÉSHEZ ÉS ÁTTEKINTÉSHEZ HOZZÁJÁRULÓK 681
UTÓSZÓ A MAGYAR FORDÍTÁSHOZ 683

1. fejezet

AZ ATOM- ÉS MAGFIZIKA ALAPJAI

K.-H. NG
University of Malaysia,
Kuala Lumpur, Malajzia

Fordította: Simon Mihály

D. R. DANCE
Royal Surrey County Hospital,
Guildford, Egyesült Királyság

Lektorálta: Dr. Trón Lajos

1.1. BEVEZETÉS

Az atom szerkezetének, az elemi magfizikának, az elektromágneses sugárzás természetének és a röntgensugarak keletkezésének ismerete alapvető az orvosi képalkotás és sugárvédelem fizikájának megértéséhez. A kézikönyv első fejezete összefoglalja ezen területeknek a modern fizika alapjait képező és a könyv további fejezeteit megalapozó részeit.

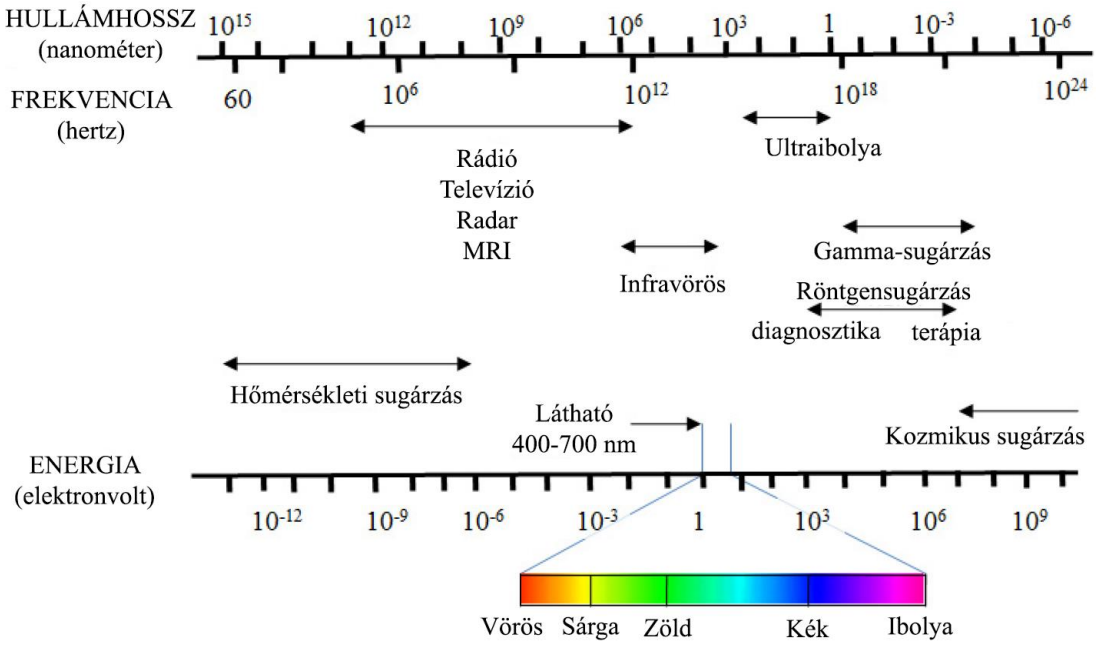
1.2. A SUGÁRZÁSOK OSZTÁLYOZÁSA

A sugárzás lehet elektromágneses vagy részecskesugárzás. Az előbbi magába foglalja a látható fényt, az infravörös és ultraibolya sugárzást, a röntgen- és gamma-sugárzást (1.1. ábra), a részecskesugárzás magába foglalja az elektron-, pozitron-, proton- és neutron-sugárzásokat is.

1.2.1. Elektromágneses sugárzás

Az elektromágneses hullámok, mint minden hullám, jellemezhetők amplitúdójukkal, hullámhosszukkal (λ), frekvenciájukkal (ν) és sebességükkel. Az amplitúdó a hullám intenzitása. A hullámhossz az egymást követő ciklusok azonos pontjai közötti távolság. A frekvencia a teljes hullámoszcillációk egységnyi idő alatti száma. A hullám sebessége a frekvencia és a hullámhossz szorzata, nagysága pedig az anyag természetétől, amelyen a hullám áthalad, és a sugárzás frekvenciájától függ. Vákuumban azonban valamennyi elektromágneses hullám sebessége állandó, amit általában *c*-vel jelölünk, és ebben az esetben:

$$c = \lambda v \tag{1.1}$$



1.1. ÁBRA. Az elektromágneses spektrum. MRI: mágneses rezonancia képalkotás.

A röntgensugarak esetén a hullámhosszt általában nanométer egységekben (nm) (1 nm = 10^{-9} m), a frekvenciát pedig Hertzben (Hz) fejezik ki (1 Hz = 1 ciklus/s = 1 s^{-1}). Ha az anyaggal való kölcsönhatást vizsgáljuk, az elektromágneses sugárzást általában egyedi részecskék sorozataként kezeljük, amelyeket fotonokként ismerünk. Az egyes fotonok energiáját a következő képlet adja meg:

$$E = hv \tag{1.2}$$

ahol a h állandót Planck-állandónak nevezzük. A diagnosztikai radiológiában a fotonenergiát általában keV egységekben fejezik ki, ahol 1 elektronvolt (eV) az az energia, amelyre egy elektron szert tesz, ha 1 V potenciálkülönbségen keresztül gyorsul.

1.2.2. Részecskesugárzás

A diagnosztikai radiológiában az egyetlen részecskesugárzás, amelyet figyelembe kell venni, az elektron. Ennek nyugalmi tömege $9{,}109\times10^{-31}$ kg, nyugalmi energiája 511 keV/c^2.

1.2.3. Ionizáló és nem-ionizáló sugárzás

A sugárzást osztályozhatjuk, mint ionizáló vagy nem-ionizáló, attól függően, hogy képes-e ionizálni az anyagot:

- A nem-ionizáló sugárzás nem képes ionizálni az anyagot.
- Az ionizáló sugárzás közvetlenül vagy közvetve képes ionizálni az anyagot:
  — *Közvetlenül ionizáló sugárzás*: Gyors töltött részecskék, amelyek energiájukat közvetlenül adják le az anyagban a részecskepálya mentén található orbitális elektronokkal való sok kis Coulomb (elektrosztatikus) kölcsönhatás révén.
  — *Közvetetten ionizáló sugárzás*: Olyan sugárzások, amelyekben röntgen- vagy gamma-fotonok vagy neutronok először gyors töltött részecskéknek adják át energiájukat. Ezek a gyors részecskék egy vagy több kölcsönhatás során szabadulnak fel abban az anyagban, amelyen a sugárzás áthalad. Az így keltett gyors töltött részecskék ezután közvetlenül az anyagban adják le energiájukat.

Az atom ionizálásához, azaz egy elektron felszabadításához szükséges minimális energiát ionizációs potenciálnak nevezzük. Az egyes elemeknél ennek nagysága néhány elektronvolttól (alkáli fémek), 24,5 eV-ig terjed (hélium). Víznél 12,6 eV. Az elektromágneses spektrum közeli ultraibolya tartományánál magasabb frekvenciájú elektromágneses sugárzás ionizáló, míg a távoli ultraibolya tartomány alatti energiájú elektromágneses sugárzások (például a látható fény, infravörös és rádiófrekvenciás) nem-ionizálók.

1.3. AZ ATOM ÉS ATOMMAG SZERKEZETE

1.3.1. Alapvető definíciók

Az atom egy központi magból áll, amelyet negatív töltésű elektronok felhője vesz körül. Az atom tömegének nagy része az atommagban koncentrálódik, amely Z protonból és (A mínusz Z) neutronból áll, ahol Z a rendszám, A pedig az atom tömegszáma. A proton és a neutron nyugalmi tömege közel azonos; a proton töltése pozitív, nagysága megegyezik a negatív elektron töltésének nagyságával, míg a neutronnak nincs töltése. Egy nem ionizált atomban az elektronok és a protonok száma egyenlő. Az atom sugara körülbelül 0,1 nm, míg az atommag sugara jóval kisebb, körülbelül 10^{-5} nm.

A protonokat és neutronokat általában nukleonoknak nevezik; kölcsönhatásaik azonos nagyságú, erősen vonzó kölcsönhatások, és az erős kölcsönhatás révén kötődnek a maghoz. Ellentétben az elektrosztatikus és gravitációs kölcsönhatásokkal, amelyek erőssége fordítottan arányos a két, egymással kölcsönható részecske

távolságának négyzetével, a két nukleon közötti erős kölcsönhatás nagyon rövid hatótávolságú, amely csak néhány femtométer nagyságrendű távolságban aktív. Ezeken a kis távolságokon az erős kölcsönhatás a domináns kölcsönhatás, amely több nagyságrenddel meghaladja a többi erőt.

Az alábbiakban megadunk néhány definíciót és leírást:

- *Z* rendszám: egy atomban lévő protonok és elektronok száma.
- *A* tömegszám: egy atomban a *Z* protonok száma és az *N* neutronok számának összege (A=Z+N).

A és *Z* között nincs alapvető kapcsolat, de az empirikus:

$$Z = \frac{A}{1{,}98 + 0{,}0155A^{2/3}} \tag{1.3}$$

összefüggés jó közelítést ad a stabil magokra.

- Az *A* tömegszámú, *Z* rendszámú X atommag jelölése: ${}^{A}_{Z}\mathrm{X}$; például a kobalt 60 nukleonból álló izotópját ${}^{60}_{27}\mathrm{Co}$-nak, a ${}^{226}\mathrm{Ra}$-magot pedig ${}^{226}_{88}\mathrm{Ra}$-nak rövidítik.
- Egy elem olyan különböző atomokból is állhat, amelyek mindegyikének azonos számú protonja, de különböző számú neutronja van, azaz eltérő *A* tömegszámúak. Az azonos *Z* rendszámú, de eltérő *A* tömegszámú atomokat egy adott elem izotópjainak nevezzük.
- Egységes μ atomi tömegegység: Az atomok tömegének meghatározására használt mértékegység, amely egyenlő a ${}^{12}\mathrm{C}$-atom tömegének 1/12-ével, azaz 931,5 MeV/c^2-tel.
- A_r relatív atomtömeg (korábban atomsúly): Mértékegység nélküli fizikai mennyiség, amely megmutatja, hogy egy elem atomjainak átlagos tömege milyen arányban áll az atomi tömegegységgel. Az átlagolás súlyozott és kiterjed az adott elem összes izotópjára, figyelemmel azok relatív gyakoriságára.
- *M* atomtömeg: egységes atomi tömegegységben fejezik ki. Az *M* atomtömeg egy adott izotópra vonatkozik, és kisebb, mint az egyes alkotó részecskék tömegeinek összege, a részecskék (nukleonok) magon belüli kötésével összefüggő energia miatt.
- Moláris tömeg: Egy elem N_A darab atomjának megfelelő tömeg grammban, ahol N_A az Avogadro-szám (vagy Avogadro-állanddó; 6,022 × 10^{23} darab). A relatív atomtömeg fenti definíciója azt jelenti, hogy minden elemből A_r g, pontosan N_A atomot tartalmaz. Ebből következik, hogy:
  — Egy adott elem egységnyi tömegében N_am darab atom van:

$$N_\mathrm{am} = \frac{N_\mathrm{A}}{A_\mathrm{r}} \tag{1.4}$$

— Egy adott elem egységnyi tömegében ZN_{am} darab elektron van:

$$ZN_{\mathrm{am}} = \frac{Z}{A_{\mathrm{r}}} N_{\mathrm{A}} \tag{1.5}$$

— Egy adott elem egységnyi térfogatában ZN_{aV} darab elektron van:

$$ZN_{\mathrm{aV}} = \rho Z N_{\mathrm{am}} = \rho Z \frac{N_{\mathrm{A}}}{A_{\mathrm{r}}} \tag{1.6}$$

ahol ρ az elem sűrűsége.

- Jegyezzük meg, hogy $Z/A_{\mathrm{r}} \approx 0{,}5$ minden elemre, kivéve a hidrogént, amelyre $Z/A_{\mathrm{r}} = 1$. Tulajdonképpen, (Z/A_{r}) lassan csökken az alacsony rendszámú elemektől (0,5) a nagy rendszámú elemekre jellemző 0,4-ig.
- Ha feltételezzük, hogy egy molekula tömege megegyezik a molekulát alkotó atomok tömegének összegével, akkor bármely molekuláris vegyület esetén N_{A} molekula jut egy mol vegyületre, míg a moláris tömeg grammokban a molekulát alkotó atomok atomtömegének összegeként definiálható.

1.3.2. Atomszerkezet

Az atom modern kvantummechanikai modellje sok fizikus munkájára épül. A keringő elektronokkal körülvett sűrű központi atommag ötletét először Rutherford vetette fel 1911-ben. A klasszikus fizikán alapuló modellje azonban számos elfogadhatatlan hiányossággal bírt. Például nem magyarázza az elemek megfigyelt emissziós spektrumát. Bohr 1913-ban továbbfejlesztette Rutherford atommodelljét, a klasszikus, nem relativisztikus mechanikára alapozva, és kibővítette a perdület kvantáltságának elvével. Modellje négy posztulátumon alapul:

(i) Az elektronok jól meghatározott, megengedett pályákon (héjakon) keringenek a Rutherford-mag körül, az elektronok és a pozitív töltésű atommag közötti központi vonzó Coulomb-erőt a pályamozgásból származó centripetális erő egyensúlyozza ki.

(ii) A keringése során az elektron nem veszít energiát annak ellenére, hogy állandó gyorsulással rendelkezik (ez a posztulátum ellentétes a klasszikus fizikával, amely azt jósolja, hogy egy gyorsuló töltött részecske sugárzás formájában energiát veszít).

(iii) Egy megengedett pályán mozgó elektron perdülete kvantált, és csak $n\hbar$ értékeket vehet fel, ahol n egész szám és $\hbar = h/(2\pi)$, ahol h a Planck-állandó.

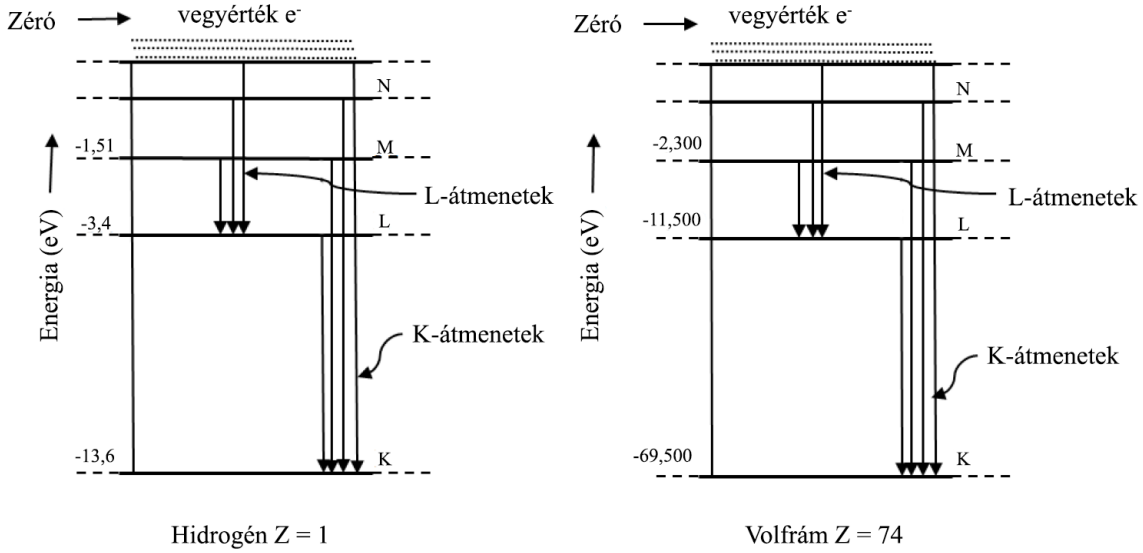
(iv) Egy atom vagy ion sugárzást bocsát ki, amikor egy elektron az n_i kvantumszámú kezdeti pályáról átlép egy végső pályára, amelynek kvantumszáma n_f, ahol $n_i > n_f$.

Míg Bohr munkája jelentős áttörést jelentett és sikeresen megmagyarázta a hidrogénatom, az egyszeresen ionizált héliumatom és a kétszeresen ionizált lítiumatom stb. viselkedését, a történet itt még nem állt meg. Heisenberg, Schrödinger, Dirac, Pauli és mások munkássága eredményeként kifejlődött a kvantummechanika elmélete. Ebben az elméletben az elektronok négy kvantumszámmal meghatározott, egyedi energiaállapotokat foglalnak el, az alábbiak szerint:

- Az n főkvantumszám, amely egész értékeket vehet fel, meghatározza a fő energiahéjat;
- Az l mellékkvantumszám 0 és n-1 közötti egész értékeket vehet fel, megadja az elektron teljes perdületét;
- Az m mágneses kvantumszám $-l$ és $+l$ közötti egész értékeket vehet fel, a perdület egy összetevőjét adja meg;
- Az s spinkvantumszám -½ vagy +½ értéket vehet fel és az elektronspin-perdület egy összetevőjét adja meg.

A Pauli-féle kizárási elv szerint két elektron nem foglalhat el azonos állapotot, ebből pedig az következik, hogy az azonos n főkvantumszámhoz tartozó elektronállapotok száma $2n^2$.

Az ehhez a négy kvantumszámhoz tartozó energiaszintek az energiaszint-diagramok segítségével érthetők meg, melyet például az 1.2. ábra szemléltet a hidrogén és a volfrám esetén. Ezeken a diagramokon a főkvantumszám minden $n = 1$ feletti értéke hasonló energiájú állapotok sávjára (vagy héjára) utal (az egyszerűség kedvéért egyetlen energiaként ábrázoljuk). A különböző elektronpályákhoz kapcsolódó (nem méretarányos) energiaszintek Z-vel nőnek, és csökkennek a kvantumszámmal, valamint az atommagtól való átlagos távolsággal. A külső elektronhéj (valencia héj) határozza meg az elem kémiai tulajdonságait. Az $n = 1$, 2, 3 stb. értékhez tartozó energiasávok K, L, M stb. sávokként ismertek. Az egyes sávok szerkezete az l és az s kvantumszámokhoz kapcsolódó kis energiakülönbségekből adódik.



1.2. ÁBRA. Hidrogén és volfrám energianívói. Az egyes energianívók közötti lehetséges átmeneteket nyilak jelölik.

1.4. RÖNTGENSUGÁRZÁS

1.4.1. Karakterisztikus röntgensugárzás és Auger-elektronok keletkezése

Ha a töltött részecskék anyagon haladnak át, kölcsönhatásba lépnek az atomi elektronokkal, és energiát veszítenek a gerjesztési és ionizációs folyamatok miatt. Ionizáció akkor is bekövetkezhet, ha a fotonok anyagon való áthaladása során egyéb kölcsönhatás, például fotoeffektus (lásd 2.2.1. szakasz) vagy inkoherens szórás (lásd 2.2.6. szakasz) játszódik le. Gerjesztés akkor következik be, ha a beeső részecske energiájának egy részét az elnyelő anyag elektronjainak adja át, azokat az atommagtól távolabb eső héjakra (azaz magasabb energiaszintekre) mozdítva lyukat hagy az eredeti héjban (üresedés, vakancia). Ha az átvitt energia meghaladja az elektron kötési energiáját, ionizáció következik be, aminek eredményeként az elektron az atomból kilökődik. Így egy ionpár keletkezik, amely a kilökött elektronból és az ionizált, pozitív töltésű atomból áll.

Míg a szénben, nitrogénben és oxigénben lévő elektronok legkisebb kötési energiája (ionizációs potenciál, lásd 1.2.3. szakasz) 11,3, 14,5 és 13,6 eV, egy ionpár előállításához szükséges átlagos energia száraz levegőben (mely jobbára nitrogén és oxigén) 33,97 eV. Az energiakülönbség (kb. 24 eV) a gerjesztési folyamat eredménye.

Amikor egy belső elektronhéjon lyuk keletkezik, akár gerjesztéssel, akár ionizációval, azt egy távolabbi (külső) héj elektronja tölti be. Ez vakanciát eredményez e második külső héjban, amelyet aztán egy még távolabbi külső héj elektronja tölt ki (ha van ilyen), és az egész folyamat megismétlődik, átmenetek kaszkádját hozva létre. Az egyes átmenetekben felszabaduló energiát elektromágneses sugárzás kibocsátása vagy egy másik külső héjból felszabaduló

elektron, az úgynevezett Auger-elektron viszi el. Az anyag rendszámától és az érintett elektronhéjaktól függően az elektromágneses sugárzás a spektrum látható, ultraibolya vagy röntgentartományában lehet. Ennek a sugárzásnak az energiája az adott atomra jellemző, mivel egyenlő az adott átmenet kezdeti és végállapotában az elektronok kötési energiáinak különbségével, ami a rendszámtól függ. Az így kibocsátott röntgensugarakat karakterisztikus vagy fluoreszcens röntgensugaraknak nevezzük és a vakanciának otthont adó héj alapján szokás megnevezni. A K-héjba való elektronátmenettel összefüggésben kibocsátott röntgensugarakat K-karakterisztikus röntgensugaraknak nevezzük, az L-héjba való elektronátmenetből származó röntgensugarakat pedig L-karakterisztikus röntgensugaraknak, és így tovább. Az alsó indexek azt a héjat jelölik, amelyből a lyuk feltöltődik. Az α alsó index a szomszédos héjak közötti átmenet során kibocsátott sugárzást, a β alsó index pedig a nem szomszédos héjak közötti átmenet során kibocsátott sugárzást jelöli. Ennek megfelelően egy K_α röntgenfoton keletkezik az L- és K-héj közötti átmenet, és K_β röntgenfoton az M- vagy N- és K-héjak közötti átmenetek esetén (1.2. ábra és 1.3a ábra). Alkalmanként további alsó indexeket használnak annak jelzésére, hogy mely alhéjak vesznek részt az átmenetekben. Az 5.2. ábrán a volfrám anódú röntgencső sugárzási spektrumában $K_{\alpha1}$, $K_{\alpha2}$, $K_{\beta1}$ és $K_{\beta2}$ vonalak láthatóak. A molibdén anód röntgenspektrumában ugyanakkor az alhéjak energiái közelebb vannak egymáshoz, így a K_α és K_β vonalak gyakran nem oldhatóak fel (lásd a 9.7. ábrán látható molibdén spektrumot).

Ahogy fentebb említettük, az elvitt energia a kezdeti és a végső állapotok közötti kötési energiák különbsége. Például volfrám esetében a K_α és K_β röntgensugárzás energiája a következőképpen adódik:

$$E(K_{\alpha,1}) = E_{LIII} - E_K = -10{,}2 - (-69{,}5) = 59{,}3\ \text{keV} \quad (1.7)$$

$$E(K_{\alpha,2}) = E_{LI} - E_K = -11{,}5 - (-69{,}5) = 58{,}0\ \text{keV} \quad (1.8)$$

$$E(K_{\beta1}) = E_{MIII} - E_K = -2{,}3 - (-69{,}5) = 67{,}2\ \text{keV} \quad (1.9)$$

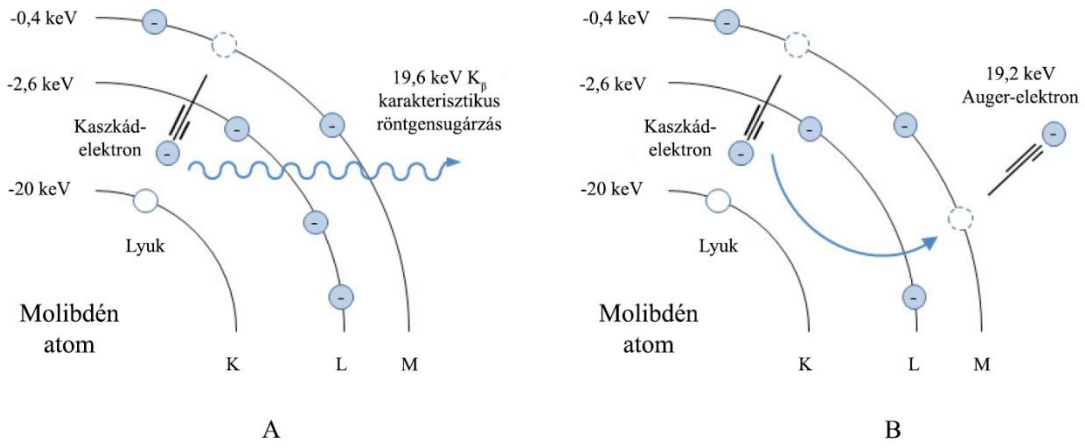
$$E(K_{\beta2}) = E_{NIII} - E_K = -0{,}4 - (-69{,}5) = 69{,}1\ \text{keV} \quad (1.10)$$

Amikor egy Auger-elektron viszi el a kezdeti és végső állapotok közötti energiakülönbséget, egy külső héjban további lyuk keletkezik. Például, ha a kezdeti átmenet az M-héjból a K-héjba történik, és az M-héj kibocsát egy Auger-elektront, akkor az M-héjon két lyuk keletkezik. Az Auger-elektron kinetikus energiáját tehát a kezdeti héj kötési energiája és a két megüresedett hely kötési energiái összegének

különbözete adja. Például a fentebb leírt, volfrám anódnál bekövetkező átmenet esetén az Auger-elektron energiája a következőképpen adódik:

$$E(\text{Auger}) = E_{\text{K}} - E_{\text{M}} - E_{\text{M}} = -[(-69{,}5) - (-2{,}3) - (-2{,}3)] = 64{,}9\ \text{keV} \qquad (1.11)$$

Molibdén anód esetén az Auger-elektron kibocsátásának hasonló energiamérlegét az 1.3b ábra mutatja be.



1.3. ÁBRA. Elektronátmenet a molibdén M-héjáról a K-héjon keletkezett lyuk feltöltésére, melyet egy (a) K_β karakterisztikus röntgenfoton kibocsátása vagy (b) egy Auger-elektron kibocsátása követ.

Amikor egy vakancia létrejöttét és későbbi betöltését követően az anyagban megvalósuló energialeadást vizsgáljuk, fontos tudni, hogy fluoreszcens röntgensugárzás vagy Auger-elektron kibocsátás történt-e. A fluoreszcens röntgensugárzás kibocsátásának valószínűségét ω fluoreszcencia hozamnak nevezzük. Mivel egy belső héjon való üresedést vagy egy fluoreszcens röntgensugár vagy egy Auger-elektron kibocsátásának kell követnie, az Auger-elektron kibocsátásának valószínűsége 1-ω. Az Auger-elektronkibocsátás jelentősebb az alacsony rendszámú anyagoknál és a külső héjak közötti átmeneteknél jelentős. A K-fluoreszcens hozam közel nulla az alacsony rendszámú anyagoknál, de növekszik a rendszám növekedésével, például 0,007; 0,17; 0,60 és 0,93; az oxigén, kalcium, szelén és gadolínium esetén.

1.4.2. Gyorsuló töltött részecskék sugárzása, a fékezési röntgensugárzás

Az anyagon áthatoló gyors elektronok legtöbb kölcsönhatása az atomi elektronokkal zajlik. Ugyanakkor rugalmatlan kölcsönhatásba léphetnek az atommagokkal is. Az ilyen kölcsönhatásokban az elektron pályája módosul és energia adódik át egy keletkező fotonnak. Mivel a foton megjelenése az elektron lassulásával jár, az így megjelenő sugárzást Bremsstrahlung-nak nevezik, ami németül „fékezési

sugárzást” jelent (lásd 2.4. és 5.2. szakasz). A kibocsátott foton energiája bármely értéket felvehet a nullától a kezdeti elektron teljes energiájáig, így az elektronnyaláb anyagon való áthaladását az ezt az energiatartományt felölelő fotonspektrum kibocsátása kíséri. A fékezési sugárzásból eredő fotonok a röntgencsövek által kibocsátott röntgenspektrum fő összetevői (lásd 5. fejezet).

A fékezési sugárzás kibocsátásának valószínűsége Z^2-tel arányos, és így nagyobb értékeket vesz fel a magasabb rendszámú anyagoknál, mint például a volfrám (Z = 74). Azonban még ennél az anyagnál is csak 1% alatti a 100 keV-os elektronokból származó fékezési sugárzás keltésének hatásfoka. A fékezési sugárzás fotonjainak kibocsátási szöge az elektronenergiától függ. Az elektron nyugalmi tömegénél jóval nagyobb elektronenergiáknál a fékezési röntgenfotonok szögeloszlás görbéjének maximuma előre irányú, de az elektronenergia csökkenésével e maximum helyzete elmozdul és szöget zár be az előre mutató iránnyal. Ha az elektron energiája alacsony, a sugárzás kibocsátása az előre mutató irányhoz képest jobbára 60° és 90° közötti szögben történik.

IRODALOMJEGYZÉK

ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, New York (1986).

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn, Lippincott Williams & Wilkins (2002).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA Vienna (2005).

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, 4th edn, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1983).

2. fejezet

A SUGÁRZÁS KÖLCSÖNHATÁSAI AZ ANYAGGAL

J. R. CUNNINGHAM
Camrose, Kanada

Fordította: Kolozsi Zoltán

D. R. DANCE
Royal Surrey County Hospital,
Guildford, Egyesült Királyság

Lektorálta: Simon Mihály

2.1. BEVEZETÉS

Ez a fejezet a fotonok és elektronok anyaggal való kölcsönhatásakor bekövetkező események fizikájával foglalkozik. Ezek a diagnosztikai radiológia szempontjából fontos sugárzások, és a fejezet kizárólag azokkal a kölcsönhatásokkal foglalkozik, amelyek csillapításukat, elnyelésüket és szóródásukat eredményezik. Más kölcsönhatásokat, például az atommagokkal való kölcsönhatásokat itt nem tárgyaljuk, mivel ezek csak a diagnosztikai radiológiában használt sugárzásoknál nagyobb energiájú sugárzások esetében fordulnak elő.

A néhány tíz kiloelektronvolt energiájú röntgensugarak hullámhossza néhány nanométer. Mivel ez is az általános atomi mérettartományba esik, azt várjuk, hogy a kölcsönhatások az elektromágneses sugárzás és az atomok között lépnek fel – és ez valóban így is van. Az elektronok mérete (az elektron „klasszikus sugara” 2,8 pm) a diagnosztikai röntgensugárzás energiatartományának felső határának felel meg, és azt várnánk, hogy ez az az általános tartomány, ahol kölcsönhatások lépnek fel az elektromágneses sugárzás és az atomok alkotóelemei, az elektronok között. Ez is így van.

A radiológiai diagnosztikában használt energiatartomány általában a klasszikus és a kvantumfizika határterületén helyezkedik el, és a „komplementaritás elvét” követve a kölcsönhatások numerikus részleteit adott esetben klasszikus érveléssel, és amennyiben az jobb eredményeket ad, kvantummechanikai megfontolásokkal kezeljük.

A fotonok és az elektronok viselkedése az anyagon való áthaladásuk során nagyon eltérő. A fotonok általában nulla, egy vagy néhány kölcsönhatásban vesznek részt, és exponenciálisan gyengülnek. A több kölcsönhatás együttes hatásának közvetlen számítása nehéz, ezért általában Monte Carlo módszereket használnak a fotontranszport tanulmányozására szilárd közegekben. A fotonok kölcsönhatásait az egyes kölcsönhatások hatáskeresztmetszeteivel és a közegeken való áthaladás

gyengítési együtthatóival fejezik ki. Az elektronok nagyszámú kölcsönhatáson mennek keresztül és általában fokozatosan veszítenek energiát, amíg meg nem állnak. Ezt az elektronok hatótávolságával és az anyagok fékezőképességével fejezik ki.

2.2. A FOTONOK ÉS AZ ANYAG KÖLCSÖNHATÁSAI

A sugárzások, mint például a fotonok és az elektronok kölcsönhatásai sztochasztikusak, és a valószínűség törvényeinek engedelmeskednek. A fotonsugárzás esetében a hatáskeresztmetszet fogalma és a valószínűség kapcsolata közvetlenül következik. Ez meglehetősen egyszerűen magyarázható, ha egyetlen fotont tekintünk, amely egy A felületű, adott anyagú hasábra esik, amely egyetlen σ keresztmetszetű céltárgyat tartalmaz. A foton és a céltárgy kölcsönhatásának valószínűsége a két terület hányadosa: σ/A.

Ezután tegyük fel, hogy Φ számú foton van és véletlenszerűen irányulnak az A felületre, továbbá, hogy az A terület n darabszámú céltárgyat tartalmaz, amelyek mindegyike σ területű. Könnyen belátható, hogy a fotonok és a céltárgyak közötti kölcsönhatások várható száma, $\Delta\Phi$ a következő lesz:

$$\Delta\Phi = \Phi n(\sigma/A) \tag{2.1}$$

Ezt úgy is meg lehet fogalmazni, hogy egy lövedék találatának valószínűsége $n(\sigma/A)$, ami csupán a célpontok által lefedett terület töredéke.

Most tegyük fel, hogy egy kicsit megváltoztatjuk a geometriai leírást, és a céltárgyak atomok lesznek. A hatáskeresztmetszetük egy atom keresztmetszet lenne. Ez nem az atom tényleges területe lenne, hanem egy effektív terület – a foton és a vizsgált atom közötti kölcsönhatás szempontjából effektív. A hatáskeresztmetszeteket gyakran a σ szimbólummal jelölik, és egyezményesen a terület barn[1] nevű egységében fejezik ki.

Négy alapvető röntgensugaras kölcsönhatást kell figyelembe vennünk; mindegyikhez egy-egy meghatározott hatáskeresztmetszet társítható. Hasznos, ha különböző szimbólumokat használunk ezek ábrázolására: a τ jelöli azt a hatáskeresztmetszetet, amelyet egy foton az atomokkal való kölcsönhatása révén a fotoeffektussal ér el, a σ_{coh} jelöli a koherens szórással történő kölcsönhatás, σ_{incoh} az inkoherens szórás, és κ a pár- és tripletkeltés hatáskeresztmetszetét. Az első három kölcsönhatás a 150 keV-ig terjedő diagnosztikai energiatartományban fontos, míg a pár- és tripletkeltés csak sokkal magasabb energiáknál jelentős, és itt csak a teljesség kedvéért tárgyaljuk.

[1] 1 barn = 10^{-28} m^2. Ezt a mértékegységet a nukleáris és sugárfizikában gyakran használják. Ez nem SI, de az említett terület - némileg vonakodva - elfogadja.

2.2.1. Fotoeffektus

A fotoeffektus (fényelektromos hatás) során a beeső foton kölcsönhatásba lép egy atommal, amely gerjesztett állapotban marad. A felesleges energia az atommaghoz kötött elektronok egyikének kilökődésével szabadul fel. Ez az elektron, amelyet fotoelektronnak nevezünk, az atom elhagyásakor mozgási energiával bír:

$$T = h\nu - E_s \tag{2.2}$$

ahol
E_s annak az elektronhéjnak a kötési energiája, amelyből az elektron kilökődött;
h a Planck-állandó;
ν pedig a foton frekvenciája.

A visszalökődő atomnak átadott energia nagyon kicsi, és elhanyagolható. A fotoeffektus csak akkor következhet be, ha a foton energiája, $h\nu$ meghaladja az adott héjon lévő elektron kötési energiáját. Az elektron kilökődésének valószínűsége azon a héjon a legnagyobb, amelyik megfelel ennek a megkötésnek, és egyben a legnagyobb kötési energiával rendelkezik.

Bár ez meglehetősen egyszerű folyamatnak tűnik, a kölcsönhatás valószínűségének kiszámítása nagyon bonyolult, ehhez a kvantummechanikát kell alkalmazni. Ennek az az oka, hogy a teljes atomi elektronfelhő hullámfüggvényét érinti, és ezek a függvények csak viszonylag egyszerű atomok esetében állnak rendelkezésre.

A 150 keV-ig terjedő diagnosztikai energiatartományban a fotoeffektus atomonkénti hatáskeresztmetszete, τ, megközelítőleg a következő:

$$\tau(h\nu, Z) = k\frac{Z^n}{(h\nu)^m} \tag{2.3}$$

ahol

k egy állandó;
Z a rendszám;
n egy 3,6-5,3 közötti hatványkitevő, amely az alacsony rendszámok esetén a legnagyobb;

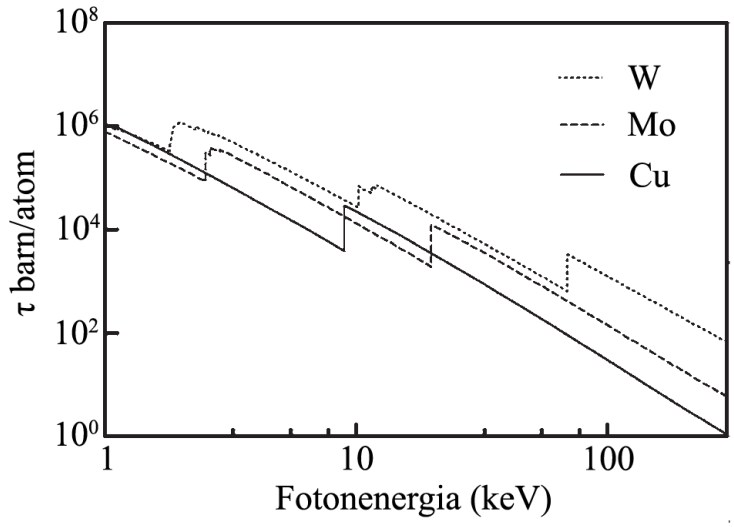
m pedig egy 2,5-3,5 közötti hatványkitevő, amely ismét az alacsony rendszámok esetén a legnagyobb.

A τ tipikus függése a diagnosztikai fotonenergia-tartományban ezért:

$$\tau \sim \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \tag{2.4}$$

Ez a kifejezés nagyon erős függést mutat a rendszámmal, valamint erős inverz függést a fotonenergiával.

A 2.1. ábra a fotoelektromos folyamat atomi hatáskeresztmetszet adatait mutatja a volfrámot, molibdént és rezet érő fotonok esetén. Az adatokat a foton energiája függvényében log-log skála mutatja be, és az 1 keV és 300 keV közötti energiatartományt fedik le. Az éles megszakítások felelnek meg a különböző anyagok abszorpciós éleinek, amelyek energiája a rendszámmal és a héj kötési energiájával növekszik. Például a volfrám esetében a 69,5 keV-nál látható megszakítás a K-héj hatását jelzi. Ennél valamivel kisebb energiánál a hatáskeresztmetszet $6{,}4 \times 10^2$ barn/atom, míg közvetlenül ezen energia felett az együttható $3{,}3 \times 10^3$ barn/atom. Ez a hatáskeresztmetszet hirtelen, körülbelül ötszörös növekedését jelenti, amikor a fotonenergia a K-héj energiája fölé emelkedik (K-él). Tehát a K-él feletti hatáskeresztmetszethez a legnagyobb mértékben a K-héj két elektronjával való kölcsönhatás járul hozzá. A volfrám hatáskeresztmetszetében a 10 keV-nál valamivel nagyobb energiáknál jelentkező megszakítások az L-héj hatását mutatják, amely bonyolultabb, mivel három alhéjból áll. Az M-héj hatása 2,5 keV körül jelentkezik, még bonyolultabb szerkezettel. A réz és a molibdén esetében a K abszorpciós élek 8,98, illetve 20,00 keV-nál vannak.

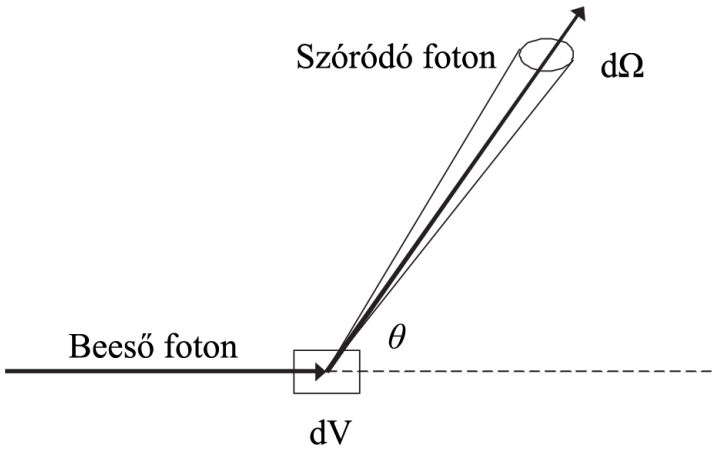


2.1. ÁBRA. Atomi fotoeffektus hatáskeresztmetszetei a réz (Cu), molibdén (Mo) és volfrám (W) esetén.

A beeső foton eltűnik a fotoelektromos kölcsönhatásban. A kölcsönhatás után az atomi héjszerkezetben üres hely marad, amelyet egy magasabb héjról származó elektron tölt be, és az így keletkező energiakülönbséget vagy egy karakterisztikus röntgensugár (más néven fluoreszcens röntgensugár), vagy egy másik, magasabb héjról származó elektron, az úgynevezett Auger-elektron viszi el. A kezdeti üresedés kitöltése után az új üresedés vagy üresedések maguk is kitöltődnek, és ez a folyamat az események kaszkádjával folytatódik, amely végül az atomot magasan ionizált állapotban hagyhatja.

2.2.2. Thomson-szórás

J. J. Thomson a 20. század legelső éveiben foglalkozott először a fotonok elektronokon való szóródásával. Ez egy korai próbálkozás volt annak vizsgálatára, hogy a Maxwell-egyenletek által leírt hullámok várhatóan milyen módon lépnek kölcsönhatásba az újonnan felfedezett elektronnal. Levezetése történeti jelentőségű, mivel a klasszikus fizikán alapul, és a fotonok szóródásának olyan leírását eredményezi, amely csak e kölcsönhatás alacsony energiakorlátjánál értelmezhető.



2.2. ÁBRA. Szórásszögek és térszögek. Egy kis dV térfogatelemre beeső foton θ szögön keresztül szóródik a dΩ térszögű elembe.

Thomson eredményeit itt az atomok szórásának koherens és inkoherens hatáskeresztmetszeteinek kezeléséhez vezető első lépésként adjuk meg. Először is be kell vezetnünk a differenciális hatáskeresztmetszet fogalmát. Míg a teljes hatáskeresztmetszet a foton kölcsönhatásának valószínűségére vonatkozik, addig a differenciális hatáskeresztmetszet, $d\sigma/d\Omega$, annak a valószínűségére, hogy a foton kölcsönhatásba lép és $d\Omega$ térszögben szóródik (2.2. ábra). Ez a valószínűség arányos az alábbi kifejezés szerint:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma}{\mathrm{d}\Omega}\mathrm{d}\Omega \tag{2.5}$$

és a teljes hatáskeresztmetszetet az összes térszögre való integrálással kapható meg:

$$\sigma = \int \frac{\mathrm{d}\sigma}{\mathrm{d}\Omega}\mathrm{d}\Omega \tag{2.6}$$

A diagnosztikai radiológiában a differenciális hatáskeresztmetszet alakja jelentősen befolyásolja a képreceptor által rögzített szórt sugárzás mennyiségét.

Egy foton egyetlen szabad elektron általi szórására Thomson kimutatta, hogy a θ szórási szögnél a differenciális hatáskeresztmetszetet egy meglehetősen egyszerű kifejezés adja meg:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{Th}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{r_0^2}{2}(1 + \cos^2\theta) \tag{2.7}$$

Ebben a kifejezésben r_0 a „klasszikus elektronsugár”, ami:

$$r_0 = \frac{ke^2}{m_0 c^2} = 2{,}81794 \times 10^{-15}\ \mathrm{m} \tag{2.8}$$

ahol

k a Coulomb-törvényből származó arányossági tényező;
e az elektron töltése;
m_0 az elektron nyugalmi tömege;

és *c* a fénysebesség.

Látható, hogy a (2.7) egyenlet azt jelzi előre, hogy ugyanannyi energia szóródik előre, mint hátrafelé, és azt is, hogy a derékszögben szórt energia ennek a felét teszi ki. Kis energiák kivételével ez az eredmény nem egyezik sem a megfigyeléssel, sem a kvantummechanika előrejelzéseivel.

A (2.7) egyenlet a θ szórásszögre centrált egységnyi térszögben történő szórás valószínűségét írja le. A differenciális szórás hatáskeresztmetszet kifejezésének egy alternatív módja a $d\theta$ szögszélességű gyűrűvel leírt térszögben történő szórás valószínűségének leírása θ szögnél.

A polarizálatlan beeső fotonok esetében a szórás valószínűsége nem függ a szórás szögének azimutjától, és ekkor a két térszög közötti összefüggést használhatjuk:

$$\mathrm{d}\Omega = 2\pi \sin\theta \, \mathrm{d}\theta \tag{2.9}$$

A Thomson-féle szórás teljes hatáskeresztmetszetét tehát úgy kapjuk meg, hogy a (2.9) egyenlet segítségével $d\Omega$-t $d\theta$-ra alakítjuk, és a differenciális szórás hatáskeresztmetszetét ((2.7) egyenlet) integráljuk a 0-tól π-*ig* terjedő összes szórásszögre. Az integrálás nagyon egyszerű, és a következőket adja:

$$\sigma_{\mathrm{Th}} = \frac{r_0^2}{2} \int_0^{\pi} 2\pi (1 + \cos^2\theta) \sin\theta \, \mathrm{d}\theta = \frac{8\pi r_0^2}{3} = 66{,}52 \times 10^{-30} \ \mathrm{m}^2 \tag{2.10}$$

amely állandó és azt jelzi, hogy a klasszikus szórás valószínűsége független az elektromágneses sugárzás energiájától. Ez természetesen nem igaz, de a 2.2.4. szakaszban látni fogjuk, hogy a (2.10) egyenlet integrálja a kvantummechanika alkalmazásával kapott (a Compton-effektusra vonatkozó) sokkal pontosabb eredmény első tagja. Más szóval a klasszikus fizika által adódó eredmény megegyezik a kvantummechanika által adottal, amikor a foton energiája a nullához közelít.

2.2.3. Koherens (Rayleigh) szórás

A Thomson-szórásra vonatkozó kifejezés levezetésekor azt feltételezték, hogy az elektron szabad, egyedül van nyugalmi helyzetben. A valóságban a fotont az atomi elektronok együttesen szórják, amelyek nem szabadok, és egymástól való távolságuk nem sokban különbözik a sugárzás hullámhosszától. A koherens szórás során a foton lényegében nem veszít energiát, mivel lendületet ad át az atomnak[2], és θ szögben szóródik. A különböző elektronok szórása fázisban van, és az eredő szögeloszlást az atomra jellemző interferenciamintázat határozza meg. A differenciális hatáskeresztmetszet ekkor a következő:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{coh}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{Th}}}{\mathrm{d}\Omega} F^2(x, Z) \tag{2.11}$$

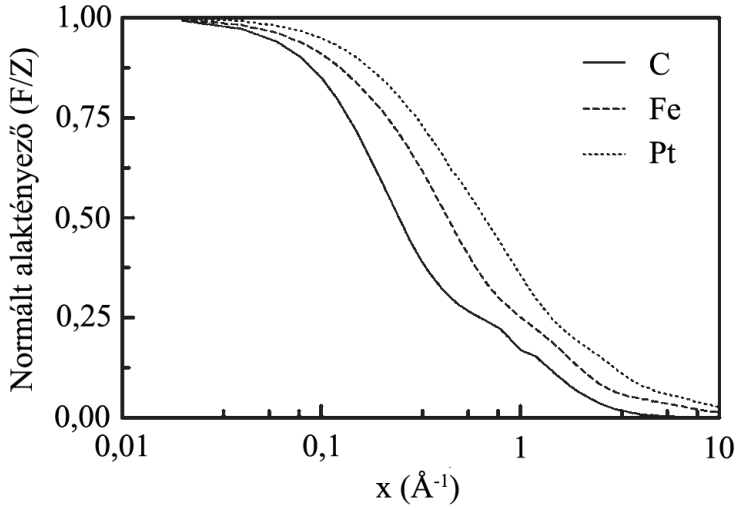
[2] Szigorúan véve, a foton energiájában való változatlanság feltétel arra az inerciarendszerre vonatkozik, amelyben az atom és a foton együttes impulzusa nulla.

ahol $\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{Th}}/\mathrm{d}\Omega$ a Thomson-féle differenciális szórási együttható a (2.7) egyenletből, az *F* mennyiséget pedig koherens alakténye zőnek nevezzük. Utóbbi kvantummechanikai modellek segítségével kiszámítható, az atom *Z* rendszámának és az *x* paraméternek a függvénye, amely a következővel adható meg:

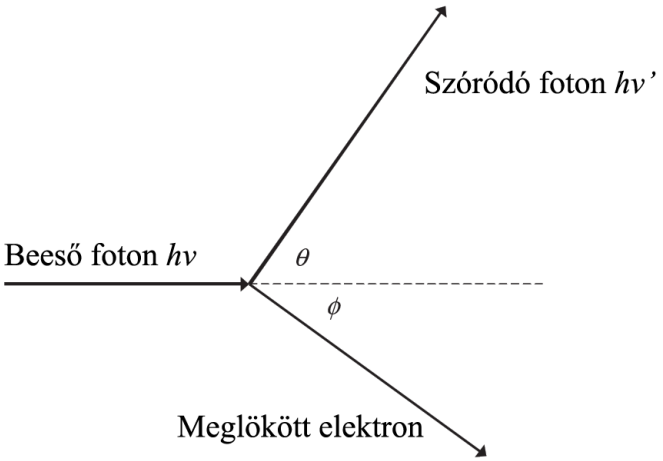
$$x = \frac{\sin(\theta/2)}{\lambda} \tag{2.12}$$

ahol λ a beeső foton hullámhossza. Az *x* paraméter arányos a kezdeti és a szórt foton iránya közötti impulzusátadással.

Az előrefelé irányuló szórás esetén az összes atomi elektron együttesen hat, *F* egyenlő a rendszámmal, a differenciális hatáskeresztmetszet pedig Z^2 függvénye. A szórásszög növekedésével *F* csökken, mert egyre nehezebbé válik, hogy az összes elektron fázisban szórjon energiaátadás nélkül. A szórásszög adott értéke esetén azonban a normált koherens alakténye ző, *F/Z*, a rendszámmal nő. A 2.3. ábra három különböző elem normált alakténye zőjét mutatja.



2.3. ÁBRA. Az F/Z normált alakténye ző változása koherens szórás esetén az x impulzusátadási paraméterrel. A szénre (C), vasra (Fe) és platinára (Pt) vonatkozó értékek láthatóak (adatok a [2.1] hivatkozásból).



2.4. ÁBRA. A Compton-szórás geometriája.

2.2.4. Compton-szórás szabad elektronokon

A Compton-szórás a Thomson-szóráshoz hasonlóan az elektromágneses sugárzás és a szabad elektron közötti kölcsönhatás, de ebben az esetben történik energiaátadás az elektronnak. Ezt az esetet vizsgáljuk meg, mielőtt az atom általi inkoherens szórásra térnénk. Az energiatartomány olyan, hogy a hatáskeresztmetszetre vonatkozó kifejezések levezetéséhez a relativitáselméletet és a kvantummechanikát kell használni. Mind a fotont, mind az elektront részecskének kell tekinteni. A geometriai elrendezést a 2.4. ábra mutatja, ahol a foton balról érkezik hv energiával és hv/c impulzussal. Az elektronnal biliárdgolyószerű ütközést szenved, és θ szögben szóródik, hv' energiával és hv'/c impulzussal. Az elektront ϕ szögben, T_e kinetikus energiával és p_e impulzussal löki meg.

Az energia- és impulzusmegmaradás segítségével számos hasznos összefüggést vezethetünk le, például a szórt foton energiájának, hv', és a beeső foton energiájának, hv, arányát:

$$\frac{hv'}{hv} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \tag{2.13}$$

ahol α a hv/m_0c^2 dimenziótlan hányados. A szórt foton szöge és a szórt elektron szöge közötti kapcsolat a következő:

$$\cot\phi = (1 + \alpha)\tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \tag{2.14}$$

és a szórt elektron mozgási energiája a következő:

$$T_{\mathrm{e}} = h\nu - h\nu' = \frac{\alpha(1-\cos\theta)h\nu}{1+\alpha(1-\cos\theta)} \tag{2.15}$$

Ezek a Compton-összefüggések. A kölcsönhatás kinematikáját írják le, de semmit sem mondanak a kölcsönhatás valószínűségéről vagy a hatáskeresztmetszetről. A diagnosztikai energiatartományban az α paraméter kicsi, és ennek következtében a meglökött elektronnak átadott energia is kicsi, előrefelé nulla, a foton visszaszóródásakor veszi fel a legnagyobb értékét. Ezt mutatja a 2.5. ábra, amely a beeső és a szórt foton energiája közötti kapcsolatot illusztrálja. A 20 keV, 50 keV, illetve 100 keV beeső fotonok esetében a meglökött elektronnak átadott maximális energia 1,5 keV, 8,2 keV, illetve 28,1 keV.

A $h\nu$ energiájú foton adott θ szögben való szórásának hatáskeresztmetszetét először 1928-ban Klein és Nishina vezette le az elektron Dirac-féle elmélete alapján[3]. Klein és Nishina a következő kifejezést kapta a fotonok egyetlen szabad elektronon való szórásának differenciális hatáskeresztmetszetére:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{KN}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{r_0^2}{2}(1+\cos^2\theta)f_{\mathrm{KN}} \tag{2.16}$$

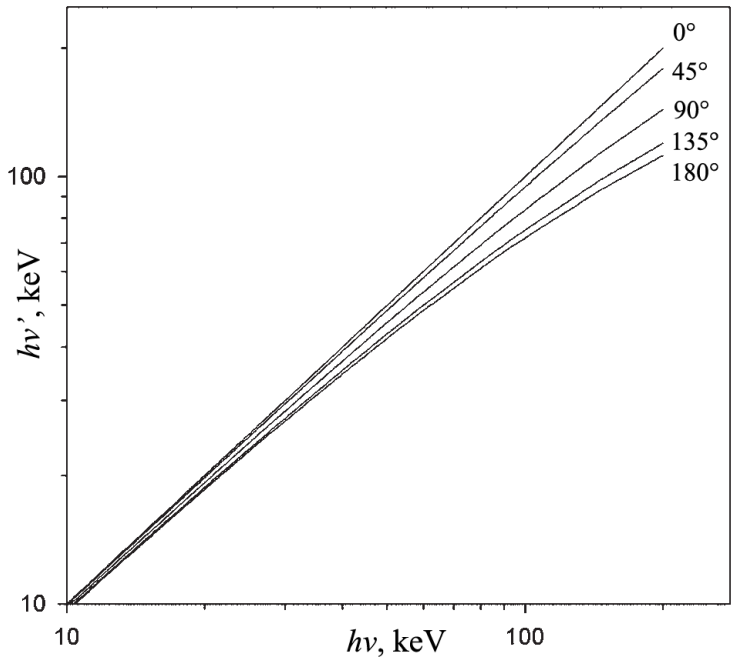
ahol

$$f_{\mathrm{KN}} = \left\{\frac{1}{1+\alpha(1-\cos\theta)}\right\}^2 \left\{1 + \frac{\alpha^2(1-\cos\theta)^2}{[1+\alpha(1-\cos\theta)][1+\cos^2\theta]}\right\} \tag{2.17}$$

Ez a hatáskeresztmetszet a Thomson-hatáskeresztmetszetre redukálódik, ha $\alpha \to 0$ (azaz $h\nu'/h\nu \to 1$).

A 2.6. ábra a differenciális szórás hatáskeresztmetszetet mutatja a fotonok szórási szögének függvényében, kétféleképpen ábrázolva. Az alsó görbe a szteradiánonkénti differenciális együtthatóé, a felső görbe pedig a szórásszög egységenkénti differenciális együttható görbéje. A differenciális szórás hatáskeresztmetszete, $d\sigma/d\theta$, előrefelé nulla, mert $\sin\theta$ nulla (lásd a (2.9) egyenletet).

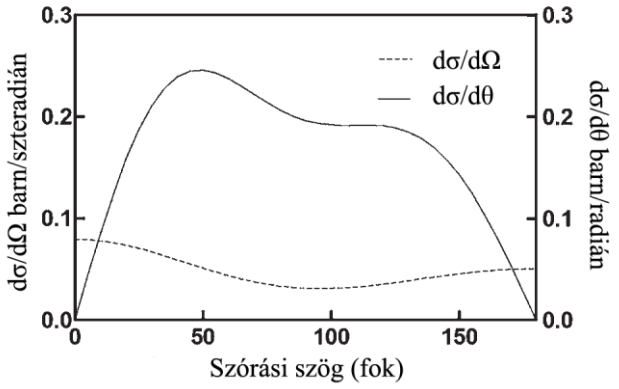
[3] A Compton-effektus kölcsönhatási valószínűségeinek Klein és Nishina által végzett kiszámítása a kvantummechanika egyik első sikeres ellenőrzése volt.



2.5. ÁBRA. A hν' másodlagos fotonenergia a hν primer fotonenergia függvényében Compton kölcsönhatások és különböző szórásszögek esetén.

A $h\nu$ energiájú foton teljes Compton-hatáskeresztmetszetét (a kölcsönhatás valószínűsége elektrononként) a (2.16) egyenlet integrálásával kapható meg a (2.9) egyenletből, a θ érték 0-tól π-*ig* terjedő szögtartományban való felhasználásával. Az eredmény:

$$\sigma_{\mathrm{KN}}(h\nu) = 2\pi r_0^2 \left\{ \left(\frac{1+\alpha}{\alpha^2} \right) \left(\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \right) + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\} \qquad (2.18)$$



2.6. ÁBRA. Compton differenciális hatáskeresztmetszet a 70 keV-es fotonok szórására.

2.2.5. Szórási és energiaátadási együtthatók

Az inkoherens szabadelektron-szórás során a kezdeti fotonenergia megoszlik a szórt foton és a meglökött elektron között. A differenciális energiaátadási együttható az alábbi egyenlet segítségével kapható meg:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{tr}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{r_0^2}{2}(1+\cos^2\theta) f_{\mathrm{KN}}\left(\frac{\alpha(1-\cos\theta)}{1+\alpha(1-\cos\theta)}\right) \tag{2.19}$$

Ezt az összes szögre integrálva megkapjuk σ_{tr}-t, az energiaátadási együtthatót. A szórási együttható tehát definíció szerint a Compton-szórás teljes hatáskeresztmetszete és az energiaátadási együttható közötti különbség:

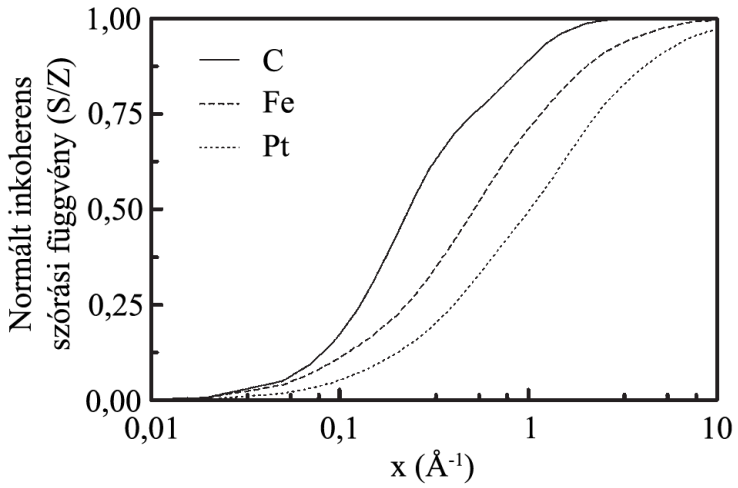
$$\sigma_{\mathrm{s}} = \sigma_{\mathrm{KN}} - \sigma_{\mathrm{tr}} \tag{2.20}$$

2.2.6. Inkoherens szórás

A Compton-effektus esetében a Thomson-szóráshoz hasonlóan feltételezzük, hogy az elektron szabad és nyugalmi állapotban van. Kötött atomi elektronok inkoherens szórása esetén az egyes elektronok hozzájárulása összeadódik, és a differenciális hatáskeresztmetszet a következő formát ölti:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{incoh}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{r_0^2}{2}(1+\cos^2\theta) f_{\mathrm{KN}} S(x,Z) \tag{2.21}$$

Az *S* függvényt inkoherens szórási függvénynek nevezzük, és a koherens alaktényezőhöz hasonlóan az *x* impulzusátviteli mennyiség és a rendszám univerzális függvénye. Az *S* értéke előrefelé nulla, és az impulzusátvitellel nő, elérve a *Z*, az atomonkénti elektronszám értékét. Ez a növekedés a rendszám növekedésével lassabbá válik. Ezt szemlélteti a 2.7. ábra, amely három elem normált inkoherens szórásfüggvényét (*S/Z)* mutatja be.



2.7. ÁBRA. A normált inkoherens szórásfüggvény S/Z változása az x impulzusátviteli paraméter függvényében. Az adatok szénre (C), vasra (Fe) és platinára (Pt) vonatkoznak (adatok a [2.2] hivatkozásból).

Az inkoherens szórás teljes hatáskeresztmetszetét a (2.21) egyenlet numerikus integrálásával kapjuk meg. Sok helyzetben ez majdnem közel azonos az egyetlen elektronos hatáskeresztmetszet és az atomban lévő elektronszám szorzatával:

$$\sigma_{\text{incoh}} \approx Z\sigma_{\text{KN}} \tag{2.22}$$

2.2.7. Pár- és tripletkeltés

Amikor egy nagy energiájú foton egy atommag közelében halad el, a foton kölcsönhatásba léphet az atommag Coulomb-mezejével az úgynevezett párkeltés során. A foton elektron-pozitron párrá alakul át, mindegyik saját mozgási energiával. Az energiamérleg a következő:

$$h\nu = T_+ + T_- + 2m_0c^2 \tag{2.23}$$

azzal a feltétellel, hogy a fotonok energiája meghaladja a kölcsönhatáshoz szükséges $2m_0c^2$ (1022 keV) küszöbértéket. Ennél kisebb energiájú fotonok esetén nem jöhet létre párkeltés. Mivel a párkeltés az atommag mezejében történik, a kölcsönhatás hatáskeresztmetszete megközelítőleg Z^2-tel változik, ahol Z a mag töltése.

A folyamat egy elektron mezejében is végbemehet. Ekkor tripletkeltésnek nevezik, mert a célelektron maga is jelentős energiával lökődik ki. Így két elektron és egy pozitron kerül mozgásba. A tripletkeltés energiaküszöbértéke $4m_0c^2$. A pár- és tripletkeltés küszöbértékei sokkal magasabbak, mint a diagnosztikai radiológia szempontjából releváns fotonenergiák.

2.3. FOTONOK GYENGÍTÉSI EGYÜTTHATÓI

Az eddigi megfontolások a fotonok és az egyes atomok kölcsönhatásával foglalkoztak, de az anyagon áthaladó fotonok makroszkopikus viselkedését is figyelembe kell venni. Erre a célra lineáris és tömeggyengítési együtthatókat használunk, amelyek a teljes hatáskeresztmetszettel állnak egyszerű viszonyban. Amint a bevezetőben említettük, a fotonok egynél több kölcsönhatáson mehetnek keresztül, miközben áthaladnak a közegen. Például egy kezdeti szórási kölcsönhatást követhet egy második szórási folyamat, amelyet viszont követhet egy harmadik szóródás, fotoelektromos abszorpció vagy további kölcsönhatás nélkül a foton elhagyja a közeget. A lineáris és tömeggyengítési együtthatók információt adnak a primer fotonok közegen való áthaladásáról. A sugárzási mező a közegben mélyen is tartalmaz szórt fotonokat, amelyek szintén hozzájárulnak a közegbeli dózishoz. A közegből kilépő sugárnyaláb szintén tartalmaz primer és szórt fotonokat. A korábban említettek szerint az ilyen hatásokat a legjobban Monte Carlo módszerek segítségével lehet megbecsülni.

2.3.1. Lineáris sugárgyengítési együttható

Tekintsünk egy vékony, homogén, *dx* vastagságú anyagból készült hasábot, amelyet a felületre merőlegesen beeső fotonsugárral besugárzunk. Az egyes fotonok kölcsönhatás nélkül áthaladhatnak a hasábon, vagy elnyelődhetnek, vagy szóródhatnak. A 2.2. szakaszban tárgyaltak szerint, hogy annak a valószínűsége, hogy egy adott foton kölcsönhatásba lép ebben a vékony szelvényben, a következő:

$$N_{\mathrm{a}}\sigma \mathrm{d}x \tag{2.24}$$

ahol N_{a} a kölcsönhatási centrumok (atomok) száma térfogategységenként és σ az atomonkénti teljes kölcsönhatási hatáskeresztmetszet.

Az $N_{\mathrm{a}}\sigma$ mennyiséget lineáris sugárgyengítési együtthatónak nevezik, és általában μ-vel jelölik. Az atomok révén történő szórás esetén N_{a} kiszámítható az N_{A} Avogadro-számból, az A_{r} atomtömegből, és a ρ sűrűségből, eszerint:

$$\mu = N_{\mathrm{a}}\sigma = \frac{1000 N_{\mathrm{A}}\rho}{A_{\mathrm{r}}}\sigma \tag{2.25}$$

Ez a kifejezés SI-egységekben van megadva, így a μ mértékegysége m^{-1}.

2.3.2. Exponenciális gyengítés

Tekintsünk most egy vastag anyaghasábot, és legyen $\Phi(x)$ azon fotonok fluense[4], amelyek nem léptek kölcsönhatásba a hasábban, miközben áthaladtak az x vastagságon. A fluens várható $\mathrm{d}\Phi$ változása, egy további $\mathrm{d}x$ vastagságon való áthaladás után a következő:

$$\mathrm{d}\Phi = -\Phi\mu\,\mathrm{d}x \tag{2.26}$$

ahol a negatív előjel azt jelzi, hogy a Φ csökken. A (2.26) egyenlet a (2.24) egyenlet újrafogalmazása. A (2.26) egyenlet integrálása a következőket adja:

$$\Phi = \Phi_0 \mathrm{e}^{-\mu x} \tag{2.27}$$

ahol Φ_0 a fluens kezdeti értéke. Ez az egyenlet a fotonsugár exponenciális gyengítését írja le. Beer-törvényként ismert. Meg kell jegyezni, hogy ez a törvény a kölcsönhatásba nem lépett fotonok számát írja le, amelyeket primer fotonoknak is neveznek. Diagnosztikai energiáknál a mélyben más fotonok is jelen lehetnek, amelyek fotonszórásos kölcsönhatásokból vagy a fotoeffektust követő fluoreszcens fotonok emissziójából származnak.

2.3.3. Tömeggyengítési együttható

A μ lineáris sugárgyengítési együttható a sűrűségtől függ, amely viszont az anyag fizikai állapotától függ. Ennek következtében a μ mennyiség nem alkalmas katalógusadatok összeállítására, helyette egy kapcsolódó mennyiséget használnak (μ/ρ), amely független a sűrűségtől. Ezt a mennyiséget tömeggyengítési (vagy fajlagos) sugárgyengítési együtthatónak nevezik, és mértékegysége négyzetméter/kilogramm (m^2/kg).

Meg kell jegyezni, hogy a legtöbb adatkatalógusban a tömeggyengítési együtthatókat négyzetcentiméter/gramm (cm^2/g) egységben adják meg, mert korábban ezeket így fejezték ki, és ez olyan nagyságrendű számokat ad, amelyek kényelmesen kezelhetőek.

2.3.4. Tömeg-energiaátadási és tömeg-energiaelnyelési együtthatók

Dozimetriai célokra ismerni kell a kezdeti kölcsönhatás eredményeként a másodlagos elektronoknak átadott energiát. A lineáris (μ_{tr}) és a tömeg-energiaátadási együtthatók (μ_{tr}/ρ) lehetővé teszik ennek az energiának a kiszámítását.

[4] A fluens meghatározását lásd a 3.2.1. szakaszban.

A két mennyiséget a következőkkel határozzuk meg:

$$\mu_{\mathrm{tr}} = \mu \frac{< T >}{h\nu} \tag{2.28}$$

ahol $< T >$ a másodlagos elektronokká alakított energia várható értéke.

A hν energiájú fotonok esetében, amelyek egy anyagban d*x* távolságot tesznek meg, a kölcsönhatások által az elektronok mozgási energiájára átadott $\mathrm{d}(h\nu)_{\mathrm{tr}}$ energia a következő:

$$\mathrm{d}(h\nu)_{\mathrm{tr}} = \Phi h\nu \mu_{\mathrm{tr}}\, \mathrm{d}x \tag{2.29}$$

Ezt a kifejezést használhatjuk a kerma kiszámításához az adott anyagban úgy, hogy egyszerűen elosztjuk az egységnyi területre jutó tömeggel (d*m* =*ρ* d*x),* így megkapjuk:

$$K = \frac{\mathrm{d}(h\nu)_{tr}}{\mathrm{d}m} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}\right) \tag{2.30}$$

A másodlagos töltött részecskéknek átadott energia egy része az anyagban lejátszódó sugárzási folyamatok, főként a fékezési sugárzás miatt elvész. Az előbbiek figyelembevételével a tömeg-energiaelnyelési együtthatót (μ_{en}/ρ) használjuk, amelyet a következő képlet ad meg:

$$\left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}\right)(1 - g) \tag{2.31}$$

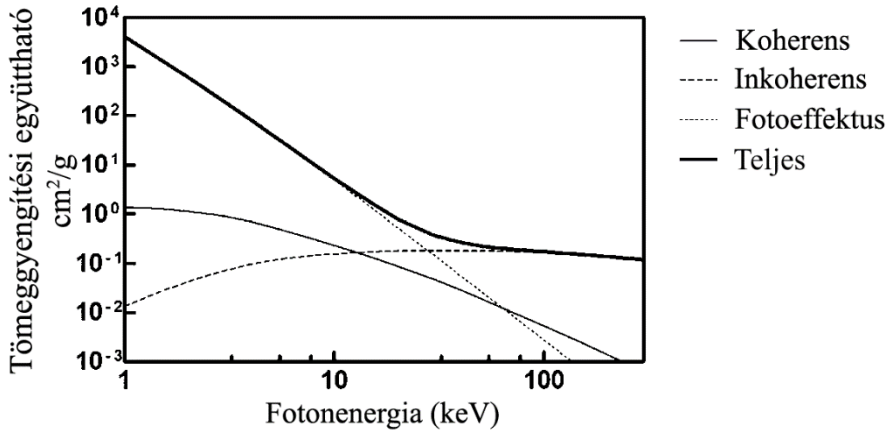
ahol *g* a sugárzási folyamatok miatt elvesző energiahányad. A diagnosztikai radiológiában használt energiák esetében *g* zérusnak tekinthető.

2.3.5. Az egyes kölcsönhatások hozzájárulása a teljes tömeggyengítési együtthatóhoz

Most megvizsgáljuk azt a négy, egymástól jelentősen eltérő mechanizmust, amelyek révén a fotonok kölcsönhatásba léphetnek az anyaggal. Ezek egymás konkurensei olyan értelemben, hogy bármely fotonsugárban mindegyik előfordulhat, mindegyik a maga egyéni valószínűségének megfelelően. A teljes tömeggyengítési együttható tehát az összes egyedi tömeggyengítési együttható összege, és a (2.25) egyenletet felhasználva megkaphatjuk:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \left(\frac{\tau}{\rho}\right) + \left(\frac{\mu_{\text{coh}}}{\rho}\right) + \left(\frac{\mu_{\text{incoh}}}{\rho}\right) + \left(\frac{\kappa}{\rho}\right) = (\tau + \sigma_{\text{coh}} + \sigma_{\text{incoh}} + \kappa)\frac{N_{\text{A}}}{A_{\text{r}}}1000 \qquad (2.32)$$

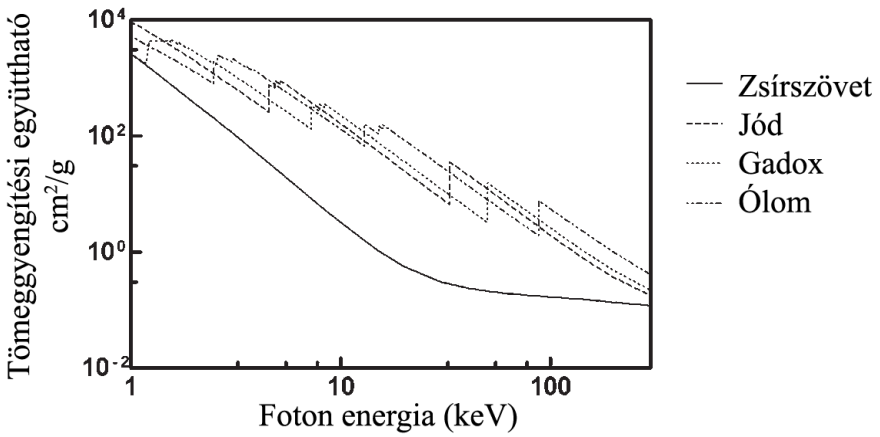
Az egyes gyengítési együtthatók nagysága a fotonenergiától és az anyag rendszámától függ. A 2.8. ábra a víz tömeggyengítési együtthatóit mutatja 1 keV és 300 keV közötti fotonenergiákon.



2.8. ÁBRA. A víz tömeggyengítési együtthatói az egyes tárgyalt kölcsönhatások esetében. Az ábrázolt legnagyobb energia a pár- és tripletkeltés küszöbértékei alatt van (adatok a [2.3] hivatkozásból).

A legalacsonyabb energiáknál a teljes kölcsönhatási hatáskeresztmetszetben a fotoeffektus a domináns. Az alacsonyabb fotonenergiáknál tapasztalható meredek csökkenés a fotoeffektusra jellemző, és akkor ér véget, amikor az inkoherens (Compton) szórás válik dominánssá, és ez így is marad a diagnosztikai energiatartomány többi részében. E két kölcsönhatás kereszteződése a rendszámtól függ, de a víz esetében ez körülbelül 30 keV.

A 2.9. ábra különböző, a diagnosztikai radiológiában jelentős anyagok kölcsönhatási együtthatóit mutatja. A 100 keV-ig terjedő energiatartományban és a nagy rendszámú anyagok esetében a K, L és M élek fotoelektromos abszorpciójának különbségeiből eredő megszakítások nyilvánvalóak. Az így létrejövő abszorpciós különbségek fontosak a röntgensugárzás spektrumának alakítására használt szűrők tervezése szempontjából (különösen a mammográfiában és a jódtartalmú kontrasztanyagokkal történő képalkotásnál). A K él(ek) helyzete a képreceptorokban használt anyagok esetében jelentős hatással lehet az elnyelés hatásfokára.



2.9. ÁBRA. A diagnosztikai radiológia szempontjából releváns anyagok (zsírszövet, jód, gadolínium-oxiszulfid (gadox) és ólom) teljes tömeggyengítési együtthatói (szöveti összetétel adatok a [2.4]; kölcsönhatási együtthatók a [2.3] hivatkozásból).

2.3.6. Vegyületek és keverékek együtthatói

A tömeggyengítési együtthatók és a tömeg-energiaátadási együtthatók vegyületek és homogén keverékek esetében az összetevők együtthatóinak súlyozott összegzésével kaphatók:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \sum_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i w_i \; ; \; \left(\frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}\right) = \sum_i \left(\frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}\right)_i w_i \tag{2.33}$$

ahol w_i az elnyelő közegben jelenlévő *i* elemek (vagy *i* összetevők) normált tömeghányadai[5]. Egy elem tömeg-energiaelnyelési együtthatója figyelembe veszi a másodlagos elektronok sugárzási veszteségeit. Mivel az *A* atomból származó másodlagos elektron elszenvedi a többi alkotóelem sugárzási veszteségeit is, az egyszerű súlyozott összeadás csak megközelítőleg adja meg a keverék tömeg-energiaelnyelési együtthatóját, amennyiben a sugárzási veszteségek kicsik, amely ekkor a következő:

$$\left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right) = \sum_i \left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right)_i w_i \tag{2.34}$$

[5] A vegyületek esetében a normált tömeghányadok a vegyület kémiai összetételének és az egyes elemek atomtömegeinek (A_r) a figyelembevételével származtathatóak (lásd 1.3. fejezet és [2.5] hivatkozás).

2.4. AZ ELEKTRONOK ÉS AZ ANYAG KÖLCSÖNHATÁSAI

Az elektronok energiaveszteségének két fő mechanizmusa van: ionizációs vagy ütközési veszteségek és sugárzási veszteségek vagy fékezési sugárzás. Az energiaveszteség elsődleges folyamata, hogy az elektronok az anyagon áthaladáskor más elektronokkal való ütköznek. Mivel azonos tömegűek, az energiaveszteségek és az irányváltozások is igen nagyok lehetnek. Tekintve, hogy az elektronokat nem lehet megkülönböztetni, feltételezzük, hogy az ütközésből a legnagyobb energiával távozó elektron az eredeti beeső elektron. Ez azt jelenti, hogy a maximális energiacsere az eredeti energia fele lenne. Ezen kívül az elektron kis tömege miatt kölcsönhatásba léphet az atommagok elektromos terével is, és olyan hamar lelassulhat, hogy energiájának egy része kisugárzódik máshova. Ezt nevezzük fékezési sugárzásnak, és ez az elsődleges folyamat felelős a röntgensugárzás keletkezéséért, amikor egy elektronsugár az anódba csapódik.

A töltött részecskék által az anyagon való áthaladás során elveszített energiát általában az *S*-sel jelölt fékezőképességnek nevezett mennyiséggel írják le. Ezt a következőképpen határozzák meg: $S = dT/dx$, ahol dT a részecske mozgási energiavesztesége a dx távolság megtétele során. Gyakoribb a távolságot az anyag egységnyi területére jutó tömegben kifejezni, így a fajlagos fékezőképesség S/ρ:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho}\frac{\mathrm{d}T}{\mathrm{d}x} \tag{2.35}$$

ahol ρ az anyag sűrűsége.

2.4.1. Ionizációs (ütközéses) kölcsönhatások és ionizációs fékezőképesség

Ez a folyamat az anyagon áthaladó elektronok és az anyag részét képező elektronok közötti ütközésekből áll. Ennek eredményeképpen az elektronok kiszakadhatnak az atomjaikból, így azok „ionizálódhatnak”. Az „ionizáló sugárzás” innen kapta a nevét. Az ilyen kölcsönhatások által elveszített energia mértékét meglehetősen nehéz mérni, de viszonylag könnyen kiszámítható. Mivel az elektronok kicsik, a relativisztikus hatások már egészen kis mozgási energiáknál is fontosak. A kvantummechanikát is alkalmazni kell, és a problémát először Bethe oldotta meg a 20. század elején. A következő kifejezés a Sternheimer által kibővített Bethe-Bloch-egyenlet, amely az ionizációs fajlagos fékezőképességet adja meg:

$$\frac{S_{\mathrm{ion}}}{\rho} = 2\pi r_0^2 N_{\mathrm{e}} \frac{\mu_0}{\beta^2}\left[\ln\frac{T^2(T+2\mu_0)}{2\mu_0 I^2} + \frac{\frac{T^2}{8} - (2T+\mu_0)\mu_0 \ln 2}{(T+\mu_0)^2} + 1 - \beta^2 - \delta\right], \tag{2.36}$$

$\mathrm{MeV}\cdot\mathrm{cm}^2\cdot\mathrm{g}^{-1}$.

A jelölések egy részét már korábban is használtuk: r_0 a „klasszikus elektronsugár”, $N_e = N_A(Z/A_r)$, ahol N_A az Avogadro-szám, Z a rendszám és A_r az anyag atomtömege. A $\mu_0 = m_0c^2$ mennyiség az elektron nyugalmi tömege szorozva a fénysebesség négyzetével, T a mozgási energia, β pedig az elektron sebességének és a fénysebességnek a hányadosa. A sűrűségkorrekciós kifejezést, δ-t, Sternheimer később adta hozzá. Hatása az energiaveszteségek csökkentése, de csak nagy energiáknál. 100 MeV-nál ez akár 20% is lehet. Az I egy félempirikus mennyiség, az úgynevezett „átlagos gerjesztési energia”, amely az anyag tulajdonsága, és az anyag rendszámával nő. Az I értékeit számos anyagra vonatkozóan a National Institute of Standards and Technology adja meg.

A kisenergiájú tartományban, körülbelül 100 keV alatt, a szögletes zárójelek előtt álló kifejezés a legfontosabb. Az $1/\beta^2$ faktor miatt a fékezőképesség majdnem fordítottan arányos a kinetikus energiával. A 100 keV feletti energiáknál a β lényegében 1, és az elöl lévő kifejezés közel állandóvá válik. A szögletes zárójelben lévő tagok lassan nőnek az energiával, és a fékezőképesség 1 MeV környékén lép át egy minimumon.

A rendszámtól való függés nem erős. A szögletes zárójelek előtti tényező az egységnyi tömegre jutó elektronok számát tartalmazza, és mivel ezt az értéket $N_A(Z/A_r)$ adja, valamint emlékezve arra, hogy a hidrogén kivételével Z/A_r 0,5 vagy valamivel kevesebb minden anyag esetében, a fajlagos fékezőképesség csak kis mértékben csökken, ahogy a rendszám növekszik. Az I átlagos gerjesztési energia a rendszám növekedésével nő, ami szintén azt szolgálja, hogy a S_{ion} kisebb legyen a nagy rendszámú anyagok esetében.

2.4.2. Sugárzási kölcsönhatások és sugárzási fékezőképesség

Amikor egy elektron az atommag közelében halad el, jelentős Coulomb-erő éri, és lelassul. A lelassult töltés elektromágneses sugárzás formájában energiát bocsát ki. A kvantummechanikai megoldás bonyolult, közelítéseket kell alkalmazni, és az eredmény legmegfelelőbb formája az energiatartománytól függ.

A sugárzási fékezőképesség közelítő értéke diagnosztikai energiák esetén a következő:

$$\frac{S_{\mathrm{rad}}}{\rho} = \sigma_0 \frac{N_{\mathrm{A}}}{A_{\mathrm{r}}} Z^2 (T + \mu_0)\bar{B}, \mathrm{MeV} \cdot \mathrm{cm}^2 \cdot \mathrm{g}^{-1} \qquad (2.37)$$

ahol $\sigma_0 = (1/137)(e^2/\mu_0)^2 = 0{,}580$ barn/atommag. A $B = B(h\nu/T)$ függvény a T és Z lassan változó függvénye, melynek átlaga a nem relativisztikus energiákhoz esik, $T << m_0c^2$, $\bar{B}$=16/3. Más közelítések érvényesek relativisztikus elektronenergiákra.

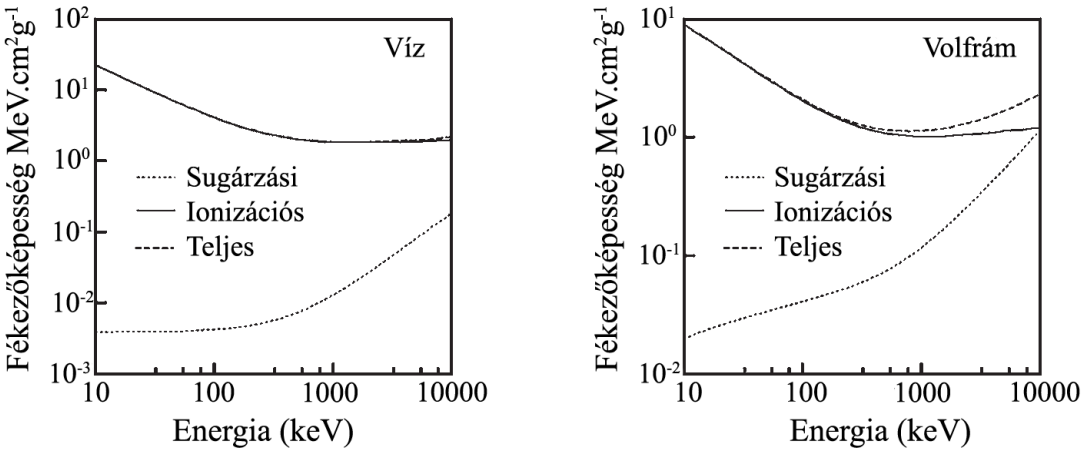
Bár ez a kifejezés sokkal egyszerűbbnek tűnik, mint a (2.36) egyenlet, a megoldandó fizikai probléma sokkal bonyolultabb. A folyamatból eredő energiaveszteség ugyanis elég erősen függ a rendszámtól, amint az a Z^2 kifejezésből is látszik.

2.4.3. Teljes fékezőképesség

A teljes fékezőképesség az ionizációs és a sugárzási fékezőképesség összege, ahogy azt a (2.36, 2.37) egyenletek megadják. Azaz:

$$S_{\text{tot}} = S_{\text{ion}} + S_{\text{rad}} \tag{2.38}$$

A 2.10. ábra a víz és a volfrám ionizációs, sugárzási és teljes fékezőképességeit mutatja be.



2.10. ÁBRA. Ionizációs, sugárzási és teljes fékezőképesség vízre és volfrámra 10 keV és 10 MeV közötti elektronenergiák esetén.

A 2.10. ábrából (víz) látható, hogy az alacsony rendszámú anyagok, mint a víz (vagy a szövetek) sugárzási fékezőképessége szinte elhanyagolható, és a teljes fékezőképesség az ionizációs fékezőképességnek tekinthető. A 2.10. ábra (volfrám) azt mutatja, hogy ez már nem így van a nagy rendszámú anyagok, például a volfrám esetében. Például 100 keV-nál a sugárzási fékezőképesség csak valamivel több, mint egy nagyságrenddel kisebb, mint az ionizációs fékezőképesség, és 10 MeV-nál már közelítenek az egyenlőséghez.

A röntgen-anódon keletkező fékezési sugárzás spektrumának tulajdonságait az 5. fejezet tárgyalja részletesen.

2.4.4. Fékezőképesség vegyületekben és keverékekben

A fajlagos fékezőképesség vegyületek vagy egyenletes keverékek esetében az elemi alkotórészek fajlagos fékezőképességeinek súlyozott összeadásával közelíthető, feltételezve, hogy a fékezőképességhez való hozzájárulás független:

$$\left(\frac{S}{\rho}\right) = \sum_i \left(\frac{S}{\rho}\right)_i w_i \tag{2.39}$$

ahol w_i az anyagban jelenlévő i elem tömeg szerint normált hányada. A kémiai kötés hatását itt elhanyagoljuk.

2.4.5. Lineáris energiaátadás

A fajlagos ütközési fékezőképesség az elektron összes ütközésből eredő energiaveszteségét jellemzi. A kemény ütközésekből származó másodlagos elektronok (δ-sugarak) az energia egy részét a pályától bizonyos távolságra viszik el, és kikerülhetnek a vizsgált térfogatból. Ha mikroszkopikus méretű jelenségeket veszünk figyelembe (pl. a sugárbiológiában), az ütközési fékezőképesség használata a dózis túlbecsléséhez vezethet. Ilyen helyzetekben a korlátozott fékezőképességet lehet használni, amely az elnyelő anyagban a másodlagos részecskék által elveszített, Δ határenergiát meg nem haladó energiával adható meg, így a vizsgált térfogat a Δ energiájú elektronok hatótávolságára korlátozódik. A Δ-ra egy ésszerű érték 10 keV. A korlátozott fékezőképességet vagy fajlagos korlátozott fékezőképességként lehet kifejezni $(S/\rho)_{\mathrm{Res}}$, vagy az egységnyi úthosszon a közegnek átadott energiaként, melynek leírására általában L_Δ lineáris energiaátadást használják, keV/µm egységben megadva:

$$L_\Delta = \frac{\rho}{10}\left(\frac{1}{\rho}\frac{\mathrm{d}T}{\mathrm{d}x}\right)_\Delta \tag{2.40}$$

ahol a sűrűség g/cm^3-ben, a fajlagos korlátozott fékezőképesség pedig MeVcm^{2}g^{-1} egységekben adott.

2.5. ADATFORRÁSOK

A fotonok gyengítési együtthatóira és fékezőképességeire vonatkozó adatok számos tankönyvben megtalálhatók, de kényelmesen beszerezhetők a [2.3, 2.5] hivatkozásokban megadott internetes adatforrásokból vagy a [2.6] hivatkozásban található táblázatokból. A testszövetek és a fantomok összetételét a [2.4, 2.7] hivatkozások közlik.

HIVATKOZÁSOK

[2.1] HUBBELL, J.H., ØVERBØ, I. Relativistic atomic form factors and photon coherent scattering cross sections, J. Phys. Chem. Ref. Data **8** (1979) 69-106.

[2.2] HUBBELL, J.H., et al., Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections, J. Phys. Chem. Ref. Data **4** 3 (1975) 471-539.

[2.3] BERGER, M.J., et al., XCOM: Photon Cross Sections Database (version 1.3), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD (2005).

[2.4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Rep. 44, ICRU, Bethesda, MD (1989).

[2.5] BERGER, M.J., COURSEY, J.S., ZUCKER, M.A., CHANG, J., ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer Programs for Calculating Stopping-Power and Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions (version 1.2.3), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD (2005).

[2.6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues, Rep. 46, ICRU, Bethesda, MD (1992).

[2.7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values, Publication 85, Pergamon Press, Oxford (2003).

IRODALOMJEGYZÉK

HUBBELL, J.H., Review of Photon Interaction Cross Section Data in the Medical and Biological Context, Phys. Med. Biol. **44** (1999) R1–22.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers for Electrons and Positrons, Rep. 37, ICRU, Bethesda, MD (1984).

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, 4th edn, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1983).

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, http://www.nist.gov/index.html

SELTZER, S.M., BERGER, M.J., Evaluation of the collision stopping power of elements and compounds for electrons and positrons, Int. J. Appl. Radiat. Isot. **33** (1982) 1189–1218.

3. fejezet

A DOZIMETRIA ALAPJAI

E. M. YOSHIMURA
Universidade de São Paulo,
Brazília

Fordította: Dr. Trón Lajos

Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

3.1. BEVEZETÉS

A dozimetria tárgya a sugárzásokból az anyagnak átadott energiamennyiség meghatározása. Az előző fejezet részletezte az energialeadást a sugárzás és az anyag atomjainak kölcsönhatása révén. Az átadott energia az anyagokban például olyan hatásokat vált ki, mint a hőmérséklet emelkedése vagy a kémiai és fizikai tulajdonságok megváltozása. E változások némelyike arányos bizonyos anyagokban az elnyelt dózissal, ezért ezeket az anyagokat a dózismérők érzékeny részeként használhatjuk. Az elnyelt dózistól függnek a sugárzások által kiváltott biológiai hatások is. A dozimetria tárgykörében definiálják a sugárzási térrel összefüggő, meghatározott mértékeket is. E fejezet bemutatja, hogy különleges körülmények között, a dozimetriai mennyiségek és a sugárzási tér jellemzői között egyszerű összefüggések állnak fenn. Ennek megfelelően a dozimetria tárgykörébe egy egész sor fizikai és operatív mennyiség tartozik, melyekkel ebben a fejezetben ismerkedünk meg.

3.2. AZ IONIZÁLÓ SUGÁRZÁS ÉS AZ ANYAG KÖLCSÖNHATÁSÁT LEÍRÓ MENNYISÉGEK, EGYSÉGEK

A sugárzások által kiváltott ionizáció mérése volt az elsőként kiválasztott módszer, hogy a sugárzás anyagon való áthaladását számszerűsítsék. A besugárzás (exposure) mint mennyiség, annak mértéke, pontosabban a besugárzási dózis a Sugárzási Egységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága (ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements) 1957-es meghatározása szerint a fotonnyaláb levegőben való ionizáló képességével van összefüggésben. Újabban ezt a mennyiséget az általánosabb kerma váltotta fel, amelyet dozimeterek kalibrációjához ajánlanak. Ugyanakkor az elnyelt dózis jobban leírja a sugárzásnak az anyagon vagy emberek egyedein kiváltott hatásait, és ennek megfelelően, a sugárvédelemhez kapcsolódó mennyiségek mindegyike ezen alapszik. A dozimetriai mennyiségek sok szempontból fontosak a sugárzások felhasználásakor. A dozimetriai

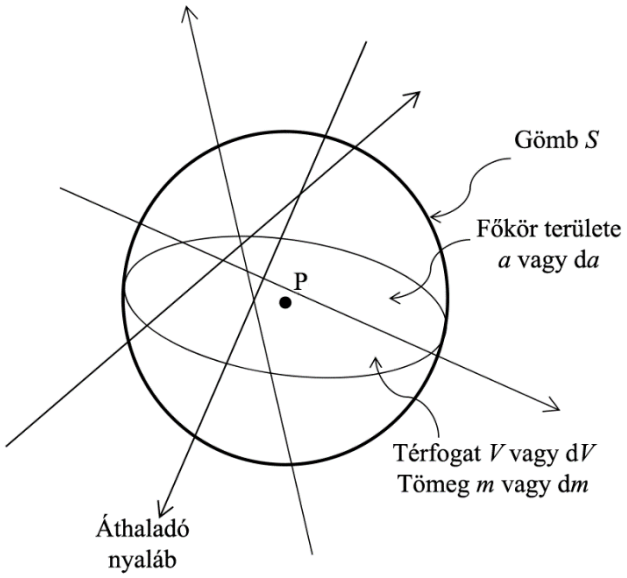
mennyiségeknek a legfontosabb alkalmazását a diagnosztikai radiológián belül a személyzet és a páciensek sugárvédelmében találjuk meg. E szakasz bevezeti és tárgyalja a legfontosabb dozimetriai mennyiségeket és ahol lehet, bemutatja ennek összefüggéseit a sugárzási teret leíró mennyiségekkel.

3.2.1. Sugárzási terek: fluens és energiafluens

A sugárzási teret egy *P* pontban a fluens nem-sztochasztikus fizikai mennyiséggel számszerűsíthetjük, amelynek szokásos egysége m^{-2} vagy cm^{-2}, és a következő összefüggéssel adható meg:

$$\Phi = \frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}a} \tag{3.1}$$

ahol d*N* az olyan részecskék (fotonok vagy tömeggel rendelkező részecskék) várható értékének differenciálja, amelyek a *P* pontot körülvevő, d*a* keresztmetszettel bíró főkörű, infinitezimális gömböt érik, amint az a 3.1. ábrán látható. Meg kell jegyezni, hogy a Φ-ben foglalt részecskéknek bármilyen lehet a terjedési iránya, de ugyanazon sugárzás részecskéi. Ezzel összhangban a foton- és elektronfluenshez tartozó fotonokat és elektronokat külön-külön számoljuk.



3.1. ÁBRA. A sugárzási tér jellemzése egy P pontban az S gömbfelszínen áthaladó nyalábok révén.

Az energiafluens fogalma könnyen adódik, ha összeadjuk az infinitezimális keresztmetszetű gömböt érő összes részecske sugárzási energiáját:

$$\Psi = \frac{\mathrm{d}R}{\mathrm{d}a} \tag{3.2}$$

A (3.2) egyenletben dR az R sugárzási energia differenciálja (tömeggel rendelkező részecskéknek a mozgási energiája, fotonoknak az energiája), amely az infinitezimális gömböt éri. Az energiafluens SI mértékegysége a joule per négyzetméter (J/m^2).

Ha a sugárzási tér azonos E energiájú részecskékből áll, az energiafluens és a fluens (vagy részecskefluens) egyszerű összefüggése: $\Psi = E\Phi$.

3.2.2. Átadott energia, nettó átadott energia, leadott energia

3.2.2.1. Átadott energia, nettó átadott energia

Ha egy töltéssel nem rendelkező részecske – például egy röntgenfoton – kölcsönhatásba lép valamilyen anyaggal, energiájának egy része különböző kölcsönhatási események során átadódik. Az anyag V térfogatában az átadott ($\varepsilon_{\mathrm{tr}}$) energia egyenlő mindazon töltött részecskék kezdeti mozgási energiáinak összegével, amelyeket a töltetlen részecske ebben a térfogatban felszabadított. Ha a kölcsönható, töltetlen részecskék olyan fotonok, amelyek energiája a diagnosztikában megszokott fotonenergiáknak megfelelő, úgy $\varepsilon_{\mathrm{tr}}$ az inkoherens szórás vagy fotoelektromos kölcsönhatás eredményeként a V térfogatban felszabadított elektronok kezdeti kinetikus energiáinak összegeként számítható. Ha a foton energiája az 1,022 MeV párkeltési küszöb fölé esik (lásd 2.2.7. szakasz), a kinetikus energia pozitronoknak is átadódhat.

Mivel a felszabadított töltött részecskék kölcsönhatásba lépnek az anyaggal, kezdeti kinetikus energiájuk egy része fotonoknak adódhat át. A fotonok kibocsátása leginkább e két fő folyamat eredményeként valósulhat meg:

(i) Fékezési röntgensugárzás; amely elektronok és pozitronok atommagokkal való kölcsönhatásának eredményeképpen keletkezik.

(ii) Pozitronok repülés közbeni annihilációja; ekkor a keletkező foton energiája a pozitronnak az annihiláció pillanatában fennmaradt (T_{ann}) kinetikus energiája és az annihilációban résztvevő részecskék nyugalmi össztömegének megfelelő (1,022 MeV) energiák összege.

Ha a fékezési röntgenfotonok ($h\nu_{\mathrm{brem}}$) és az annihilációs fotonok (T_{ann}) energiáját kivonjuk $\varepsilon_{\mathrm{tr}}$ energiából, egy új mennyiség vezethető be, $\varepsilon_{\mathrm{tr}}^{\mathrm{net}}$ – a nettó átadott energia:

$$\varepsilon_{\mathrm{tr}}^{\mathrm{net}} = \varepsilon_{\mathrm{tr}} - \sum h\nu_{\mathrm{brem}} - \sum T_{\mathrm{ann}} \qquad (3.3)$$

A V térfogat mindkét mennyiség (átadott energia, nettó átadott energia) esetén az a térfogat, amelyen belül a kezdeti töltetlen részecskék kölcsönhatásai megtörténnek. Nincs jelentősége, hogy a keletkezett töltött részecskék hatótávolsága a V térfogaton belülre esik-e vagy sem, a kezdeti kinetikus energiájuk mind benne

foglaltatik $\varepsilon_{\mathrm{tr}}$-ben, ugyanakkor az $\varepsilon_{\mathrm{tr}}^{\mathrm{net}}$ nettó átadott energiába nem tartozik bele a fékezési röntgensugárzás teljes energiája, valamint az annihilációs fotonok energiáinak a nyugalmi tömegek feletti hányada. Azon fotonokra, amelyek energiája a diagnosztikai fotonok energiatartományába esik, $\varepsilon_{\mathrm{tr}}^{\mathrm{net}} = \varepsilon_{\mathrm{tr}}$, hiszen párképződés nem lép fel, és a kiváltott elektronokkal kapcsolatos fékeződési sugárzás is valószínűtlen.

3.2.2.2. Leadott energia

A leadott energia egy nagyon fontos fogalom az ionizáló sugárzás által az anyagnak átadott energia szempontjából. Ez a mennyiség minden (töltött vagy töltés nélküli) részecskesugárzásra definiálható és a sugárzási energia azon hányadával teremt kapcsolatot, amely a besugárzott térfogatban hatásokat válthat ki. Ha a V besugárzott térfogatba R_{in} a belépő és R_{out} a kilépő energia, akkor a leadott energia a következőképpen határozható meg:

$$\varepsilon = R_{\mathrm{in}} - R_{\mathrm{out}} + E_{m\to R} - E_{R\to m} \tag{3.4}$$

A (3.4) egyenletben szereplő $E_{m\to R}$ és $E_{R\to m}$ energiaváltozás, amely a V térfogaton belül egy részecske nyugalmi tömegének sugárzási energiává (m→R) vagy a foton energiájának a részecske tömegévé (R→m) való átalakulását kiséri. A diagnosztikai radiológiában előforduló energiák esetén mindkét energia elhanyagolható, így a (3.4) egyenlet a következő formában egyszerűsíthető:

$$\varepsilon = R_{\mathrm{in}} - R_{\mathrm{out}} \tag{3.5}$$

3.2.3. Kerma és ütközési kerma

A kerma (K) nem-sztochasztikus fizikai mennyiség és azzal az energiával függ össze, amelyet a töltéssel nem rendelkező részecskék adnak át az anyagnak. A kerma egy betűszó, amely a „**k**inetic **e**nergy **r**eleased per unit **ma**ss” (tömegegységben felszabadított mozgási energia) kifejezésből származik. Így definiálható:

$$K = \frac{\mathrm{d}\varepsilon_{\mathrm{tr}}}{\mathrm{d}m} \tag{3.6}$$

ahol $\mathrm{d}\varepsilon_{\mathrm{tr}}$ az indirekt ionizáló sugárzás által a dm tömegű dV térfogatelemben a töltött részecskéknek átadott energia várható értéke. A kerma SI egysége joule per kg (J/kg), amit gray-nek (Gy) nevezünk.

Néhány, a kermával kapcsolatos fontos megjegyzés:

(i) A kerma bármilyen anyagban definiálható, ezért az anyagot mindig meg kell nevezni, ha a kerma értékét adják meg.
(ii) A kermát indirekt ionizáló sugárzásokra – töltéssel nem rendelkező részecskékre, mint fotonok, neutronok – definiálják. A fogalom ezen részecskék által az anyagnak való energiaátadás első lépésére vonatkozik, amelyben a töltéssel nem rendelkező részecskék mozgási energiát adnak át a másodlagos, töltött részecskéknek.
(iii) A másodlagos részecskéknek átadott kinetikus energia nem feltétlenül adódik át ugyanazon dV térfogaton belül, amelyben ezek a részecskék felszabadultak. A kerma a másodlagos részecskék által, a felszabadításuk pillanatában átvett energiájára szorítkozik.

3.2.3.1. A kerma összetevői

Az indirekt ionizáló sugárzásból a töltött részecskéknek átadott energia kétféleképpen használható el: (i) ionizációt eredményező ütközések és (ii) foton-átalakítást eredményező kölcsönhatások során. Ennek megfelelően a kerma két részre bontható:

$$K = K_{\mathrm{col}} + K_{\mathrm{rad}} \tag{3.7}$$

Az ütközési kerma (K_{col}) a szekunder, töltött részecskék kinetikus energiájának azt a részét takarja, amely ionizációt és az anyag atomjainak gerjesztését eredményező ütközésekben használódik el. Az előzőekben bevezetett mennyiségek felhasználásával az ütközési kerma a nettó átadott energia várható értékéből ((3.3) egyenlet) kapható:

$$K_{\mathrm{col}} = \frac{\mathrm{d}\varepsilon_{\mathrm{tr}}^{\mathrm{net}}}{\mathrm{d}m} \tag{3.8}$$

A sugárzási, vagy radiatív kerma (K_{rad}) a másodlagos, töltött részecskék kinetikus energiájának azon része, amely fotonenergiává alakul. Egyszerűbb, ha a sugárzási kermát különbségként definiáljuk: $K_{\mathrm{rad}} = K - K_{\mathrm{col}}$. A kermának a fenti két összetevőre való felosztása inkább didaktikai, mint fogalmi. Ez segíti a kerma és az elnyelt dózis közötti összefüggés megértését, amelyet a következő szakasz mutat be.

3.2.4. Kerma fotonokra

3.2.4.1. Kerma és fluens

Az anyagot érő monokromatikus fotonnyaláb egyszerű esetének tanulmányozásából fontos megállapításokat tehetünk a kermára vonatkozóan. Ezek

közül az elsőt már a 2.3.4. szakaszban levezettük. A térben elhelyezkedő *P* pontban, ahol Φ a *hν* energiájú fotonok fluense, a kerma kiszámítható az energiafluens és az anyag tömeg-energiaátadási együtthatójának (μ_{tr}/ρ) szorzataként:

$$K = \Phi\, h\nu \left(\frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}\right) = \Psi\left(\frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}\right) \tag{3.9}$$

Hasonlóan, a fotonok ütközési kermája összefügg a fluenssel a tömeg-energiaelnyelési együttható (μ_{en}/ρ) révén:

$$K_{\mathrm{col}} = \Phi\, h\nu \left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right) = \Psi\left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right) \tag{3.10}$$

A 2.3.4. szakasz levezette az energiaelnyelési és energiaátadási együtthatók összefüggését is ((2.31) egyenlet). Ennek az egyenletnek a segítségével az ütközési és a teljes kerma közötti összefüggés a következő formában adható meg:

$$K_{\mathrm{col}} = K(1 - g) \tag{3.11}$$

ahol g a fotonoktól a töltött részecskéknek átadott energia azon átlagos hányada, amely akkor szabadul fel, amikor a töltött részecskék ugyanabban a közegben lassulnak le, mint amelyben keletkeztek.

Ha a fotonnyaláb energiaspektrummal bír, úgy a (3.9) és (3.10) egyenletek diszkrét, illetve folytonos energiaeloszlás esetén a diszkrét energiaspektrum-tartományokra való összegzéssel, illetve a folytonos spektrumra történő integrálással általánosíthatók értelemszerűen.

A diagnosztikai energiatartományba eső (≤150 keV) fotonok és alacsony *Z* rendszámú anyagok esetén az energiaelnyelési és energiaátadási együtthatók közötti különbség elhanyagolható, hiszen a fékezési röntgensugárzássá átalakuló elektronok energiahányada nagyon kicsi. Ilyen esetekben a sugárzási kerma is elhanyagolható, ezért az ütközési kerma számszerűen megegyezik a kerma értékével.

3.2.4.2. Kerma és besugárzási dózis

Abban a különleges esetben, ha a röntgensugárzás vagy a gammasugárzás fotonja levegővel lép kölcsönhatásba, egy másik mennyiséget, a besugárzási dózis is definiálható az ütközési kermával összefüggésben. A besugárzási dózis és az ütközési kerma összefüggése egy egyszerű formulával írható le. Az ICRU szerint az (*X*) besugárzási dózis egy hányadosként definiálható:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{3.12}$$

A (3.12) egyenletben szereplő d*Q* a levegőben keltett, adott előjelű töltéssel bíró ionok összes töltésének abszolút értéke, amelyek a d*m* tömegű levegőben keletkeztek, amikor a fotonok által keltett minden elektron és pozitron levegőben fékeződik le. A besugárzási dózis SI egysége a coulomb per kilogramm (C/kg), bár egy régebbi, nem SI egység (röntgen, R) ma is használatos. Az R-nek SI egységekre való átszámítása: 1 R=2,580×10^{-4} C/kg.

A fenti definíció szerint a (3.12) egyenlet számlálójában szereplő d*Q* töltés létrehozásához szükséges energia megfelel a töltött részecskéknek átadott nettó energia várható értékével levegőben ($\mathrm{d}\varepsilon_{\mathrm{tr}}^{\mathrm{net}}$). E két mennyiség összefüggését az egy ionpár száraz levegőben való keltéséhez szükséges átlagos energia ($\overline{W}_{\mathrm{air}}$) segítségével lehet leírni, amely mérhető mennyiség. A következőképpen számítható:

$$\bar{W}_{\mathrm{air}} = \frac{\sum \text{elektronok ionizációra és gerjesztésre fordított mozgási energiája}}{\sum \text{levegőben, másodlagos elektronok által keltett ionpárok}} \tag{3.13}$$

Fontos hangsúlyozni, hogy a (3.13) egyenletnek sem a számlálója, sem a nevezője *nem* foglalja magába a kinetikus energia azon hányadát, amely fotonenergiává alakul és azt az ionizációt, amit a fékezési röntgensugárzás okoz.

A $\overline{W}_{air}$ manapság elfogadott értékét a paraméter értékére publikált sok kísérleti adat elemzésével Boutillon és Perroche-Roux határozták meg 1987-ben:

$$\bar{W}_{\mathrm{air}} = 33{,}97\,\frac{\mathrm{eV}}{\text{ionpár}} = 33{,}97\ \mathrm{J/C} \tag{3.14}$$

Ezek után a levegő ütközési kerma és az *X* besugárzási dózis közötti összefüggés megkapható:

$$(K_{\mathrm{col}})_{\mathrm{air}} = \bar{W}_{\mathrm{air}}\, X = 33{,}97\, X(SI)$$
$$\text{vagy} \tag{3.15}$$
$$(K_{\mathrm{col}})_{\mathrm{air}} = 0{,}876\ \times 10^{-2} X\ (X\text{: R} - \text{ben}, K\text{: Gy} - \text{ben kifejezve})$$

3.2.5. Elnyelt dózis

A *D* elnyelt dózis egy nem-sztochasztikus fizikai mennyiség, amely a következő egyszerű hányadossal definiálható:

$$D = \frac{\mathrm{d}\varepsilon}{\mathrm{d}m} \tag{3.16}$$

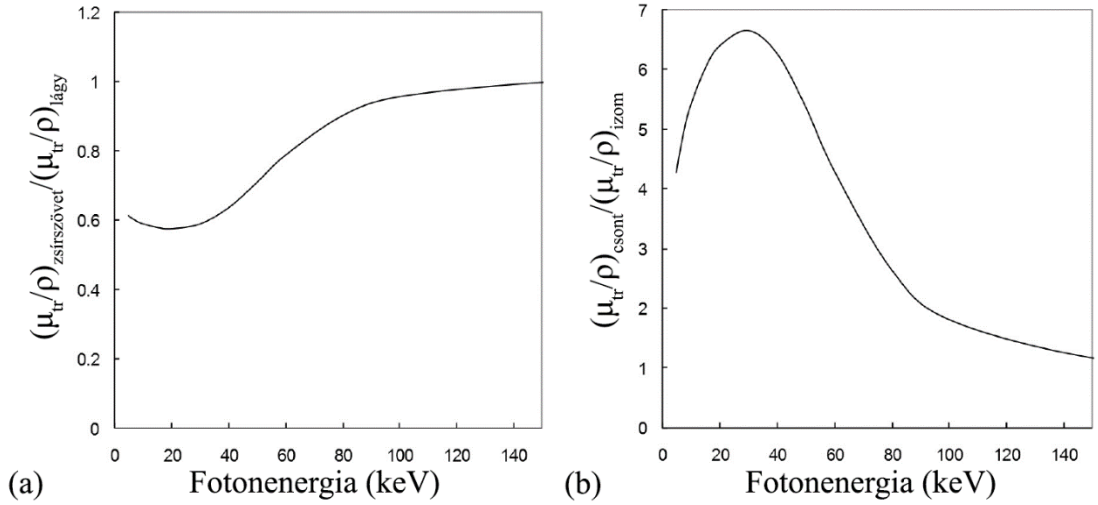
ahol dε a dm tömegű anyagnak bármely ionizáló sugárzásból származó átadott energia várható értéke. Az elnyelt dózis ugyanolyan egységekben fejezhető ki, mint a kerma, azaz joule per kilogram (J/kg) vagy gray (G) egységekben.

Ha egy nagy térfogat besugárzása történik, az ionizáló sugárzás nagy áthatolóképessége miatt néha előfordulhat, hogy egy kiválasztott térfogatban az átadott energia a térfogattól igen távoli területről érkezik. Mivel az elnyelt dózis magában foglalja az összes olyan járulékot, amely energiát szolgáltat a vizsgált térfogatban, aligha lehetséges az elnyelt dózis és a beeső sugárzás fluense közötti összefüggést meghatározni. Valójában az elnyelt dózis kiszámításának szükséges feltétele, hogy a kiválasztott térfogatban ismert legyen a sugárzás fluense, beleértve a szórt sugárzást is. A 3.3. szakaszban részletezi azt a különleges esetet, amelynél meghatározható ez az összefüggés.

3.2.6. Kerma és elnyelt dózis

A kerma és az elnyelt dózis mértékegysége azonos, mindkét mennyiség az anyag és a sugárzás kölcsönhatásainak számszerűsítésére használatos. Amellett a fontos tény mellett, hogy a kerma a sugárzási tér, az elnyelt dózis pedig a sugárzás hatásainak számszerűsítésére szolgál, a két mennyiség definíciójához kapcsolódóan néhány fontos dolgot hangsúlyozni kell. Az egyik különbség az egyes mennyiségek tárgyi térfogatainak szerepe; a kermához rendelt térfogat az a térrész, amelyben energia adódik át töltetlen részecskéktől töltött részecskékre; az elnyelt dózishoz pedig azt a térfogatot rendeljük, amelyben a töltött részecskék elveszítik mozgási energiájukat. A kerma esetén például a kiválasztott térfogaton belül kizárólag a töltés nélküli, primer részecskék kölcsönhatásaiból adódó energiaátadást tekintjük; az elnyelt dózis esetén pedig minden, a térfogaton belül leadott energiát. Így a kiválasztott térfogatba belépő töltött részecskék járulékot adnak az elnyelt dózishoz, de a kermához nem. Továbbá a fotonok által az adott térfogaton belül felszabadított töltött részecskék elhagyhatják azt, így mozgási energiájuk egy részét magukkal viszik. Ez az energia beleszámít a kermába, de nem számít bele az elnyelt dózisba.

Az elnyelt dózis és a kerma közötti legnagyobb eltérések különböző anyagok határfelületénél jelentkeznek, mert ezeknek a közegeknek egymástól eltérő ionizációs sűrűségük és szórási sajátságaik vannak. A határfelületeknél a kerma változása ugrásszerű (a tömeg-energiaátadási együtthatók értékének aránya szerint), de az elnyelt dózis változásai fokozatosak, és a másodlagos részecskék hatótávolságával összevethető távolságokra terjednek ki. A 3.2. ábra a tömeg-energiaátadási együttható arányokat mutatja be néhány biológiai szövetre. Az ábra azt is szemlélteti, hogy a diagnosztikai radiológia tartományába eső fotonenergiák mellett a szövetek határfelületén a kerma változása jelentős lehet még akkor is, ha a határfelületen állandó fotonfluenst feltételezünk. A kerma a határfelületeken a bemutatott arányok szerint változik.



3.2. ÁBRA. Néhány szövet-párra vonatkozó tömeg-energiaátadási együttható aránya: (a) zsírszövet/lágyszövet; (b) kortikális csontszövet/vázizomszövet.

Amint a 3.1. táblázat bemutatja, a diagnosztikai radiológiában előforduló fotonok által a biológiai szövetekben mozgásba hozott elektronok hatótávolsága kicsi (lágy szövetek helyettesítése céljából a táblázat adatainak számításához a víz szerepel), a legtöbb energiánál kisebb, mint 1 mm-nyi. Ebből következik, hogy az elnyelt dózis két szövet határfelületén való változása egy szűk területre korlátozódik. Összehasonlításul a 3.1. táblázat tartalmazza a külső sugárterápiában használatos fotonok által keltett, 1 MeV kinetikus energiájú elektronok hatótávolságát. Ebben az esetben az elnyelt dózis változása jóval nagyobb területre terjed ki – néhány centiméternyi. Ezt a 3.3. szakasz részletesen tárgyalja.

3.1. TÁBLÁZAT. AZ ELEKTRONOK HATÓTÁVOLSÁGA VÍZBEN ÉS CSONTBAN

Elektron energiája (keV)	Hatótávolság vízben[a]	Hatótávolság csontban[a]
10	2,52 μm	1,49 μm
20	8,57 μm	5,05 μm
50	43,2 μm	25,3 μm
80	97,7 μm	57,1 μm
100	0,143 mm	0,084 mm
150	0,282 mm	0,164 mm
1000	0,437 cm	0,255 cm

[a]Az ESTAR programmal kapott, egyenletes lassulással közelített hatótávolságok értékei [3.1].

3.2.7. Diagnosztikai dozimeterek

A kerma, az elnyelt dózis és a kapcsolódó dozimetriai mennyiségek kísérleti meghatározását páciensdozimetriai célokra a 22., sugárvédelmi célokra a 24. fejezet írja le. A szükséges mérendők: röntgencső sugárzáskibocsátásának meghatározása; páciensdozimetria a beérkező levegőkerma vagy a belépőoldali levegőkerma, a levegőkerma-terület szorzat (KAP, kerma-area product) vagy a belső szervek dózisa meghatározása révén; illetve a személyzet sugárterhelésének ellenőrzése a környezeti és egyéni monitoring által.

Adott eljárás szerint különböző dozimétereket lehet használni. A dozimeterek olyan eszközök, amelyekkel az elnyelt dózist vagy a kermát vagy ezek időbeli teljesítményét lehet meghatározni a detektor valamilyen dózisfüggő fizikai tulajdonságának megváltozásának révén. A készüléknek az érzékeny részét képező detektor mellett olyan részei is vannak, amelyek a detektor jelzését a mérendő eredményévé – az elnyelt dózis vagy a kerma értékévé alakítják. A diagnosztikai dozimeterek működésének részleteit és kívánatos jellemzőit a 21. fejezet taglalja.

3.3. TÖLTÖTTRÉSZECSKE-EGYENSÚLY A DOZIMETRIÁBAN

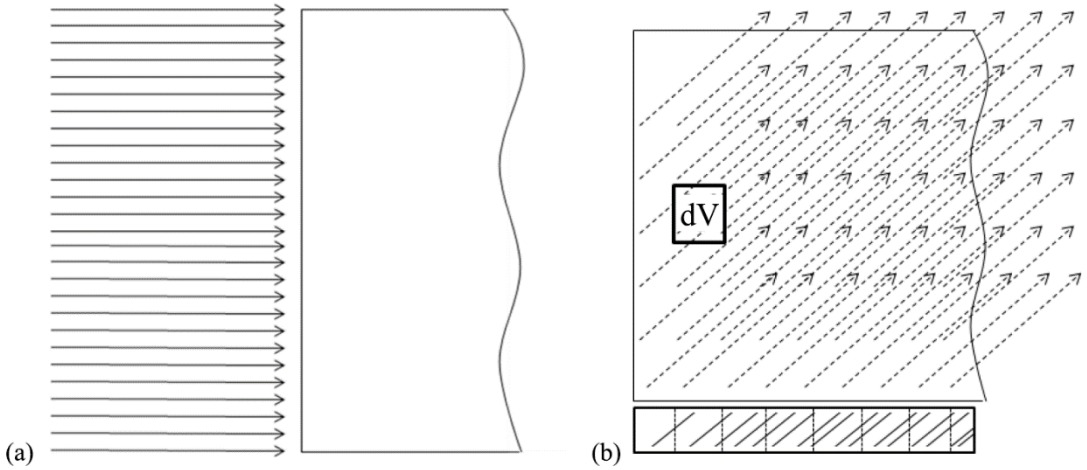
Ha egy homogén anyagot töltés nélküli részecskék nyalábja ér, a kialakuló ionizáló sugárzási tér egy, az anyag által gyengített beeső nyaláb és a beeső nyalábnak az anyaggal való kölcsönhatásából származó szórt sugárzás, fékezési röntgensugárzás és töltéssel rendelkező részecskék keverékévé válik. A sugárzási tér összetevőit nem lehet analitikus módszerekkel pontosan leírni abban a térfogatban, amelyben az elnyelt dózist vagy a kermát meg kell határozni. Numerikus módszerekkel (pl. Monte Carlo szimuláció) vagy kísérletek segítségével mindkét mennyiség meghatározható, feltéve, hogy bizonyos feltételek teljesülnek. A kísérleti meghatározás akkor lehetséges, ha töltöttrészecske-egyensúly (CPE, charged particle equilibrium) alakul ki e térfogatban. A külső fotonbesugárzások e fogalmát tisztázza a jelen szakasz.

3.3.1. Töltöttrészecske-egyensúly

A 3.3(a) ábra egy idealizált besugárzási geometriát szemléltet. A sugárzási tér a bal oldalról, vákuumból érkező, $h\nu$ energiájú fotonokból áll és merőlegesen éri a vizsgált besugárzott anyagot.

Az anyag belsejében a fotonok kölcsönhatásai nyomán elektronok válnak szabaddá. Az egyszerűség kedvéért tételezzük fel, hogy az összes töltött részecske az anyagon belül azonos energiával rendelkezik és azonos irányban, egyenes pályán mozognak. Ezek a pályák a 3.3(b) ábra felső részén láthatók, ahol az anyagból egy kicsi, dV térfogattal együtt. Vizsgáljuk meg, hogy mi történik, miközben a dV térfogat a beeső nyaláb irányával párhuzamosan elmozdul. Az anyag felszínéhez közel a dV térfogatot átszelő elektronpályák száma kicsi, de növekszik, amint e térfogat a

felszíntől mélyebbre ér, hiszen a fotonok kölcsönhatásai miatt egyre több elektron válik szabaddá. Ezt a 3.3(b) ábra alján lévő diagram mutatja be, ahol az egyes cellák d*V* térfogatot jelenítik meg az anyag különböző mélységeiben. Mivel az anyagban az elektronpályák hossza véges (melyet a hatótávolságuk szab meg), a d*V* egy meghatározott mélységében számuk elér egy maximumot, ezután pedig csökkenni kezd, amint nagyobb mélységekben a nyaláb gyengül. A töltött részecskék egyes térfogatokra összegzett teljes úthossza úgy tekinthető, hogy az megfelel az illető térfogatokban bekövetkező ionizációk számának. Ebben az idealizált esetben a d*V* térfogatban bekövetkező ionizációk számának várható értéke a mélységgel változik a 3.4(a) ábra szerint, azzal az egyszerűsítéssel, hogy a fotonfluens nem változik a mélységgel.

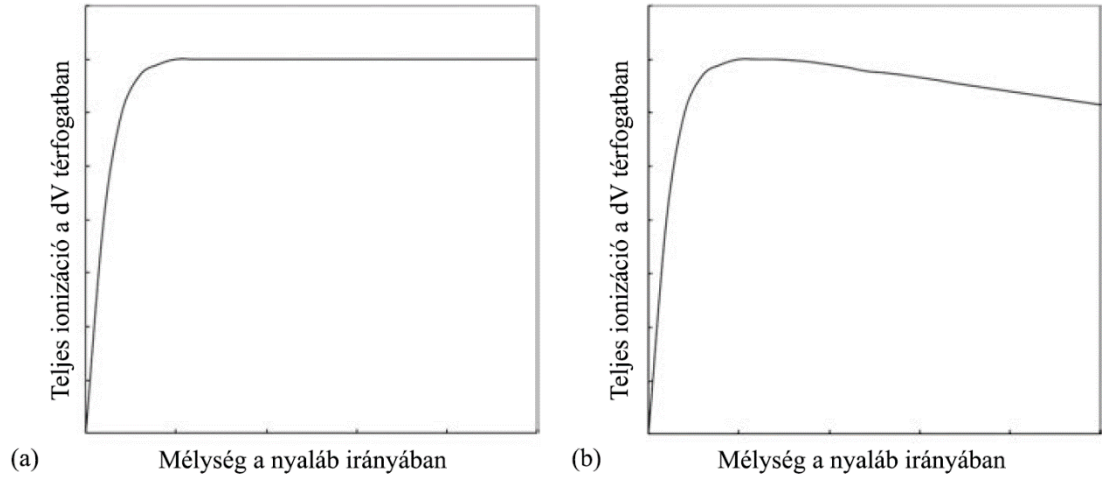


3.3. ÁBRA. (a) Geometriai elrendezés a balról monoenergiás fotonnyalábbal besugárzott testről; (b) az anyagban felszabadított, töltött részecskék pályája. Az ábra alsó része a töltött részecskék úthosszát szemlélteti.

A 3.4(a) ábrán bemutatott állandó ionizációjú állapotot CPE-nek nevezzük, mert ebben a helyzetben a d*V* térfogatban felszabadított és a térfogatot elhagyó töltött részecskéket számban és energiában kiegyensúlyozzák azok a töltött részecskék, amelyek máshol szabadultak fel és léptek be a d*V* térfogatba.

A 3.4(b) ábra a valóshoz közelebb álló helyzetet mutat be, amelyben nem hanyagolható el a fotonnyaláb gyengülése és a fotonfluens csökkenése a mélységgel. Következésképpen a d*V* térfogaton belüli teljes ionizáció várható értéke kezdetben növekszik, de később lassan csökken a közegben mélyebbre haladva. Az ionizáció maximumán túli mélységekben fennálló állapotot tranziens töltöttrészecske-egyensúlynak nevezzük. Az a mélység, ahol a CPE beáll, vagy ahol az ionizáció eléri a maximumát, nagyságrendileg megfelel a töltött részecskék hatótávolságának a közegben.

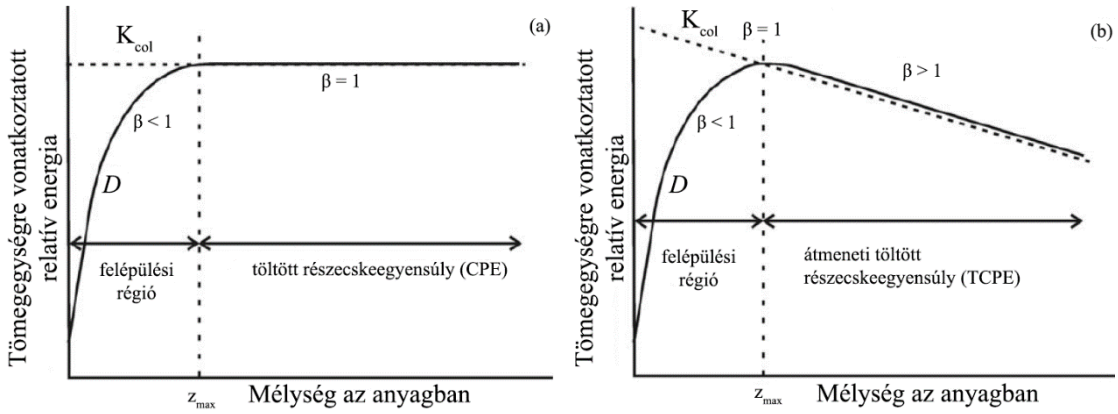
A 3.4. ábra mindkét görbéje esetén feltétel, hogy az anyag felszínén az ionizáció nulla legyen. Valójában egy élethűbb helyzetben már a felszínnél számolni kell a szórt sugárzással, amely eredményeként a felszín közelében sem nulla az ionizáció. Ugyancsak, ha a fotonenergiát a radiológiai tartományra korlátozzuk, az ionizáció maximuma a besugárzott anyag felületéhez igen közel esik. Ez két ok miatt következik be: (i) biológiai szövetekben a másodlagos elektronok hatótávolsága kicsi (példákat lásd a 3.1. táblázatban) és szilárd anyagokban a sugárzásuk közel izotróp és (ii) az alacsony energiájú fotonok inkoherens szóródása során az előre irányhoz közel kevés foton szóródik (lásd (2.7, 2.21) egyenletek és 2.6. ábra).



3.4. ÁBRA. A dV térfogatban keletkező teljes ionizáció az anyagban mért mélység függvényében, a következő feltételek mellett: (a) a fotonfluens állandó; (b) az anyagon áthaladó fotonnyaláb gyengül.

3.3.2. Az elnyelt dózis, az ütközési kerma és a besugárzási dózis közötti összefüggés CPE esetén

A 3.3(a) ábrán bemutatott fotonnyalábra az anyagba való belépésnél könnyen kiszámítható a kerma és az ütközési kerma értéke a (3.8) és (3.9) egyenletek segítségével. Mivel az anyag homogén, az anyagon belüli ütközési kerma értéke a beeső fluenssel arányosan változik. Ha a kölcsönhatások száma annyira alacsony, hogy az anyag belsejében a fluens állandónak tekinthető, a K_{col} változása a mélység függvényében a 3.5(a) ábrán bemutatottnak felel meg. Ugyanakkor általánosan elfogadott, hogy a fluens az anyag mélységével exponenciálisan csökken, a K_{col}-hoz hasonló módon, amint azt a 3.5(b) ábra bemutatja.



3.5. ÁBRA. Az ütközési kerma és az elnyelt dózis az anyag mélységének függvényében, nagyenergiájú fotonnyalábbal történő besugárzással (lásd még [3.2]).

Ami az elnyelt dózist illeti, a kiszámítása nem olyan egyszerű. Először is, a *D* elnyelt dózis függ a töltött részecskék energialeadásától, ami az anyag felszínénél kisebb, mint az anyagon belül. A fotonok kölcsönhatásainak eredményeként elektronok szabadulnak fel, amelyek hozzájárulnak az átadott energia növeléséhez az anyag ionizációjának növelése által, amint azt a 3.4. ábra bemutatja. Eszerint a dózisnak van egy felépülési régiója a közeg kis mélységében, amint a 3.5. ábra szemlélteti. A felépülési régió mértéke (z_{max}) az anyagban a töltött részecskék hatótávolságához hasonló. Nagyenergiájú fotonok esetén ez a régió 1 vagy 2 cm is lehet, és ez a jelenség felel a külső sugárterápiában ismert bőrkímélő (skin sparing) hatásért. A diagnosztikában alkalmazott fotonnyalábok energiája alacsonyabb, és az elektronok hatótávolsága is túl kicsi ahhoz, hogy ez a hatás fellépjen, így a dózismaximumot már a bőrben eléri.

Ha az elnyelt dózis eléri a maximális értékét, továbbá feltételezve, hogy az anyagban létrejött minden sugárzási foton kilép a térfogatból, az elnyelt dózis és az ütközési kerma értékei egybeesnek, mivel a CPE ténylegesen beáll. Feltételezve, hogy a fotonfluens változásai a 3.5(a) ábrához hasonlóan kicsik és a tárgyi térfogat méretei is kicsik az elektronok hatótávolságához képest, a felépülési régión túl valódi CPE alakulhat ki, így az elnyelt dózis és az ütközési kerma kapcsolatára fennmarad:

$$D_{\mathrm{CPE}} = K_{\mathrm{col}} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right) \tag{3.17}$$

A 3.5(b) ábrának megfelelő tranziens töltöttrészecske-egyensúly feltételei mellett, ahol a fotonnyaláb gyengülése nem elhanyagolható, az elnyelt dózis és az ütközési kerma értékei számszerűen nem egyeznek meg. A maximumon túl az elnyelt dózis nagyobb, mint az ütközési kerma, mivel a tárgyi térfogat fluensét kissé meghaladó fotonfluens által keltett szabad töltésekből származik a leadott energia.
Mivel gyakorlatilag e mennyiségek aránya állandó, általában felírható, hogy:

$$D = \beta\, K_{\mathrm{col}} \tag{3.18}$$

Gyakran a $\beta \approx 1$ közelítés elfogadható a diagnosztikai radiológiában, alacsony rendszámú anyagok esetén.

3.3.3. A CPE-t biztosító vagy akadályozó feltételek

Az egész helyzet fent vázolt egyszerűsítését nem szabad úgy értelmezni, mint az egyetlen feltételét annak, hogy az anyagban létrejöhessen a töltött részecskék valódi egyensúlya. A CPE kialakulását biztosító szükséges és elégséges feltételek:

(a) Az atomi összetételét és tömegeloszlását tekintve a közeg homogén.
(b) A fotontér homogén a vizsgált térfogatban.

Az első feltétel kizárja, hogy az anyag szórási és elnyelési tulajdonságainak változásai befolyásolják a töltött részecskék eloszlását. A Fano-tétel (lásd 3.4.2. szakasz) szerint a tömegeloszlás nem olyan fontos, mint az összetétel állandósága. A második feltétel azt követeli meg, hogy a tárgyi térfogat méretei ne legyenek túl nagyok a fotonok átlagos szabad úthosszához ($1/\mu$) képest.

Néhány példa olyan gyakorlati helyzetekre, mikor a feltételek nem teljesülnek, így nem érhető el a CPE kialakulása:

(a) Jelentősen széttartó nyaláb, mint például a sugárforráshoz közeli besugárzás.
(b) Az anyag és az attól eltérő bármely közeg határa közel esik.

3.4. ÜREGELMÉLET

Nagy kiterjedésű közegben az elnyelt dózis meghatározásához általában a közegben elhelyezett dozimétert szükséges. Mivel a dozimétereket érzékeny térfogatának anyaga általában eltér a közegétől, így annak a jelenléte hézagot jelent. Ezt „üreg”-nek nevezik, mert a korai időkben a dozimetriát gázdetektorokra alapozták. Napjainkban kiterjesztették ezt a fogalmat cseppfolyós és szilárd detektorokra is, de a *g* és *w* betűk használata megmaradt az üreg és a közeg jelölésére, értelemszerűen, mivel azok a gázra és a falra (wall) utalnak, amelyek az ionizációs kamrákat alkotják. Az üregelmélet alapvető célja az üreg által a közegben kiváltott töltés- és sugárzás-eloszlás megváltozásainak tanulmányozása, valamint a közegbeli és a dozimétér érzékeny térfogatán belüli dózisok közötti összefüggések feltárása. A

következőkben az üregelemélet alapjainak és fotonokkal való külső besugárzások esetére vonatkozó főbb eredményeinek, valamint a diagnosztikai radiológiára való alkalmazásainak ismertetésére kerül sor.

3.4.1. Bragg-Gray üregelmélet

Az üreg mérete lehet kicsi, nagy vagy közepes, összevetve azt a töltött részecskék hatótávolságával az üregben. A Bragg-Gray elmélet kis üregekre terjed ki. Az elmélet megalkotását W. H. Bragg kezdte el 1910-ben, de az elmélet végső megfogalmazása L. H. Graynek a Bragg által társvezetett doktori munkájában történt. Az elméletnek két fő feltevése van:

(i) Az üreg mérete olyan kicsi, összehasonlítva azt a töltött részecskék hatótávolságával az üregben, hogy az üreg jelenléte nem befolyásolja a töltött részecskefluenst az üregen belül.
(ii) Az üregen belül a töltetlen részecskék nem vesznek részt kölcsönhatásban, így az üregben elnyelt dózis kizárólag az üregen áthaladó töltött részecskékből származik.

Az első feltevés egyenértékű azzal a feltétellel, hogy a töltött részecskék fluense az üregben megegyezik az üreget körülvevő *w* közegbeliekével. A második feltétel azt jelenti, hogy az üregen belül nem kezdődik vagy végződik egyetlen töltött részecske útja sem.

Ilyen feltételek mellett az üreget körülvevő *w* közeg D_w, és a g üreg D_g elnyelt dózisainak aránya megadható a két közeg elektronokra vonatkozó ütközési fékezőképességének arányával, súlyozva ugyanazzal az elektronfluenssel, azaz az elektronfluens energiaeloszlásával a közegben $(d\Phi/dT)_w$:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\int_{T_{\min}}^{T_{\max}} \left(\frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}T}\right)_w \left(\frac{\mathrm{d}T}{\rho \mathrm{d}x}\right)_{c,w} \mathrm{d}T}{\int_{T_{\min}}^{T_{\max}} \left(\frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}T}\right)_w \left(\frac{\mathrm{d}T}{\rho \mathrm{d}x}\right)_{c,g} \mathrm{d}T} = \bar{\bar{S}}_g^w \qquad (3.19)$$

A (3.19) egyenlet számlálója és nevezője a (3.20) egyenlet általánosítása, amely a D elnyelt dózis, a $(\mathrm{d}T/\rho\mathrm{d}x)_{c,T}$ ütközési fékezőképesség és a Φ monoenergiás elektronfluensű besugárzás között adja meg az összefüggést:

$$D = \left(\frac{\mathrm{d}T}{\rho\mathrm{d}x}\right)_{c,T} \Phi \tag{3.20}$$

A (3.19) egyenlet feltételezi a közeg és az üreg anyaga kapcsán, hogy az elektronoknak az üregen belül és azon kívül azonos az energiaeloszlása. Az $\bar{\bar{S}}_g^w$ jelölésen lévő kettős vonás azt jelzi, hogy az átlagos fékezőképességek hányadosában az átlagolás egyaránt magába foglalja a fotonok által felszabadított elektronok spektrumán vett átlagot, illetve az e spektrumban bekövetkezett változásokat, melyet a közegben folytonosan elvesztett mozgási energia okozott.

3.4.2. A Fano-tétel

A Bragg-Gray elmélet által megkívánt feltételek jobban teljesülnek, ha az üreg és a közeg összetétele hasonló, azaz, ha az üreg és a közeg hasonló rendszámú. Ezt különböző összetételű gázokkal feltöltött üregeken végzett kísérletekkel figyelték meg, és U. Fano 1954-ben megfogalmazta a következő tételt:

> *"Adott összetételű közegben, melyet primer sugárzás egyenletesen ér, a szekunder sugárzási tér ugyancsak egyenletes és független a közeg sűrűségétől, valamint a sűrűségnek pontról pontra való változásaitól."*

A Fano-tétel fontos, hiszen megszünteti az üreg méretével kapcsolatos feltételeket, amelyeket nagyon nehéz teljesíteni, például alacsony energiájú fotonnyalábóknál. Meg kell azonban jegyezni, hogy a tétel csak végtelen közegekre igaz és csak olyan feltételek mellett, ha a fékezőképesség független a sűrűségtől.

3.4.3. Más üregméretek

Tekintsük most az üreget körülvevő *w* anyagot, amely elég nagy ahhoz, hogy a határfelületeihez közeli részein kívül garantálja a CPE kialakulását, de nem befolyásolja a fotonfluenst az anyagot körülvevő közegben, melyben elhelyezkedik. Ennek az utóbbi közegnek a *w*-t körülvevő *m* térfogatában szintén CPE áll fenn. Ilyen körülmények mellett a *w* anyag és az *m* közeg dózisára a következő összefüggés áll fenn:

$$\frac{D_m}{D_w} = \frac{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_m}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_w} \tag{3.21}$$

A (3.21) összefüggés tömeg-energiaelnyelési együtthatók egyszerű hányadosa, három hallgatólagos feltétellel:

(i) Mindkét közegben fennáll a CPE.
(ii) A fotonnyaláb monoenergiás.
(iii) A fotonfluens azonos mindkét közegben.

Ha nem hasonlít az *m* és *w* közegek anyagi összetétele, a visszaszóródó fotonok a határfelületeknél jelentősen megváltoztathatják a fotonfluens mértékét, *w* méretétől függetlenül.

A mindkét közeget besugárzó, nem monoenergiás fotonnyaláb esetén a (3.21) egyenlet integrálható a fotonenergia spektrumra, így:

$$\frac{D_m}{D_w} = \frac{\int_0^{h\nu_{\max}} \left(\frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}h\nu}\right)_m \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_m h\nu \mathrm{d}(h\nu)}{\int_0^{h\nu_{\max}} \left(\frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}h\nu}\right)_m \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_w h\nu \mathrm{d}(h\nu)} \equiv \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho}\right)_w^m \tag{3.22}$$

Ebben az egyenletben, $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_w^m$ a tömeg-energiaelnyelési együtthatók átlagolt hányadosa, amely figyelembe veszi a mindkét, a nagy üregnek vett *w*, illetve *m* közegeket egyenletesen érő fotonok spektrumát.

Közepes méretű üregeket általában a Burlin-üregelmélettel írják le, mely felteszi, hogy az üreg és a közeg CPE-ban van és a kettő anyagi összetétele hasonló. Az elméletet itt nem részletezzük, de a Burlin-kifejezést a (3.23) egyenlet adja meg, ahol a *d* paraméter 0 és 1 közé eső értéket vehet fel, az üreg méreteinek megfelelően: a kis üregekre $d \to 1$ és $d \to 0$ a nagyok esetén.

$$\frac{D_g}{D_w} = d\bar{\bar{S}}_w^g + (1-d)\left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho}\right)_w^g \tag{3.23}$$

3.5. GYAKORLATI DOZIMETRIA IONIZÁCIÓS KAMRÁKKAL

A diagnosztikai radiológiában gyakran használnak ionizációs kamrákat. Ezek falai olyanok, hogy a kamrák nagyméretű üregként szolgálnak, gáztöltésük mellett a falaik vastagsága is olyan, hogy a falukban garantáltan fennáll a CPE. Ha e *w* fal és *m* közeg, ahol a dózis mérendő, anyagi összetétele hasonló és a közegben fennáll a CPE is, akkor a közegben és a falban kialakuló dózisok összefüggésére a (3.21) és (3.22) egyenletek felhasználhatók. Másrészt az ionizációs kamra belsejében levő gázban a besugárzást alapvetően a gáztöltetet átszelő, a falban kiváltott töltött részecskék végzik a Bragg-Gray feltételek szerint. Ilyen módon az ionizációs kamrát magába foglaló anyag dózisa a (3.19) és (3.22) egyenleteket kombináló (3.24) egyenlet révén kapható.

$$D_m = D_g \bar{\bar{S}}_g^w \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho}\right)_w^m \tag{3.24}$$

Ha a gáz dózisa helyett a gázban keltett töltés (Q) és a gáz tömege (m_g) ismert, a (3.24) egyenlet módosul:

$$D_m = \frac{Q}{m_g} \bar{W}_g \, \bar{\bar{S}}_g^w \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho}\right)_w^m \tag{3.25}$$

ahol $\overline{W}_g$ a gázban egy ionpár létrehozásához szükséges átlagos energia, amint azt a (3.13) egyenlet gázokra már leírta.

Egy különösen hasznos (és gyakori) helyzet alakul ki, mikor a kamra falát felépítő anyag és az üreg atomi összetétele megegyezik, így az üregben és a falban kialakuló dózisok egymással egyenlőnek tekinthetők. E körülmények közt a (3.24) és (3.25) egyenletek a következő formára egyszerűsíthetők:

$$D_m = D_g \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_g^m \quad \text{gázekvivalens falú kamrákra} \tag{3.26}$$

$$D_m = \frac{Q}{m_g} \bar{W}_g \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho}\right)_g^m \quad \text{gázekvivalens falú kamrákra} \tag{3.27}$$

A gyakorlatban nem triviális a (3.24–3.27) egyenletek alkalmazása, mert a fotonok és elektronok spektruma általában nem ismert és a töltésbegyűjtés sem teljes mértékű. Ugyanakkor a diagnosztikai radiológiában használatos műszerek kalibrálására szolgáló etalon kamrákra ez megoldott, korrekciós faktorokat alkalmaznak a nem tökéletes töltésbegyűjtésre és az atomi összetételek eltérésére. Az etalon kamrát a kalibrálandó kamrával úgy hasonlítják össze, hogy egy jól definiált, a klinikai nyalábokéhoz hasonló minőségű fotonnyalábbal sugarazzák be mindkettőt.

HIVATKOZÁSOK

[3.1] NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, ESTAR: Stopping Power and Range Tables for Electrons, http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html (hozzáférés: 2023. aug. 20.).

[3.2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, A Syllabus for the Education and Training of RTTs, Training Course Series No. 25, IAEA, Vienna (2005).

IRODALOMJEGYZÉK

ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, New York (1986).

GREENING, J.R., Fundamentals of Radiation Dosimetry, Adam Hilger Ltd, Bristol (1981).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA Vienna (2005).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74, ICRU, Bethesda, MD (2005).

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1985).

4. fejezet

A KÉPMINŐSÉG JELLEMZŐI

A. D. A. MAIDMENT
University of Pennsylvania,
Philadelphia, Amerikai Egyesült Államok

Fordította: Dr. Porubszky Tamás

Lektorálta: Dr. Balkay László

4.1. BEVEZETÉS

Egy orvosi kép nem más, mint az (emberi) test valamely része vagy funkciója mérésének egy képi reprezentációja. Ezt az információt 1-3 térbeli dimenzióban lehet összegyűjteni. A kép lehet statikus vagy dinamikus, az utóbbi azt jelenti, hogy az idő függvényében is lehet vizsgálni. Valamennyi ilyen adathoz bizonyos alapvető tulajdonságokat lehet társítani. Először is, semmilyen kép nem ábrázolja tökéletesen a kívánt tárgyat vagy funkciót; a kép legjobb esetben is csupán egy olyan mérést jelent, amelyhez a valódi tárgy és a mért kép közötti eltérésnek megfelelő hiba tartozik. Másodszor, két olyan kép sem lesz teljesen azonos, amely azonos anatómiai régióról azonos módszerrel készül; ezt az eltérést általában zajnak nevezik.

Az orvosi képekhez való adatgyűjtésnek sok különböző módja van; az egyes adatgyűjtési módokat a későbbi fejezetek tárgyalják. Azonban a képalkotás módjától függetlenül képesnek kell lennünk megbecsülni a kép valósághű megjelenését (jóságát) azzal, hogy megpróbáljuk megválaszolni a „Milyen pontosan ábrázolja ez a kép a testet vagy a test adott funkcióját?” kérdést. Ennek megítélése a „képminőség” kérdéskörébe tartozik. Ez a fejezet a képminőség számszerű jellemzésének módszereit írja le.

A képminőség ismerete lehetővé teszi egy adott modalitáshoz (képalkotó módszerhez) tartozó különböző leképező rendszerek összehasonlítását, illetve különböző képalkotó eljárásokkal készült képek információtartalmának összehasonlítását. Meg lehet határozni azt is, hogy egy adott képalkotási feladat, pl. valamely szervben megjelenő lézió érzékelhetősége szempontjából milyen a képminőség befolyása. A különböző képalkotási feladatok eltérő képminőséget igényelnek; egy adott kép megfelelő lehet egy adott feladatra, ugyanakkor nem megfelelő egy másikra.

Az itt bevezetendő metrikákat a kézikönyv további fejezetei felhasználják a különböző képalkotó rendszerek tervezésének, teljesítőképességének és minőség-ellenőrzésének tárgyalása során. Legelőször a „képminőség” jelentését kell megtanulni.

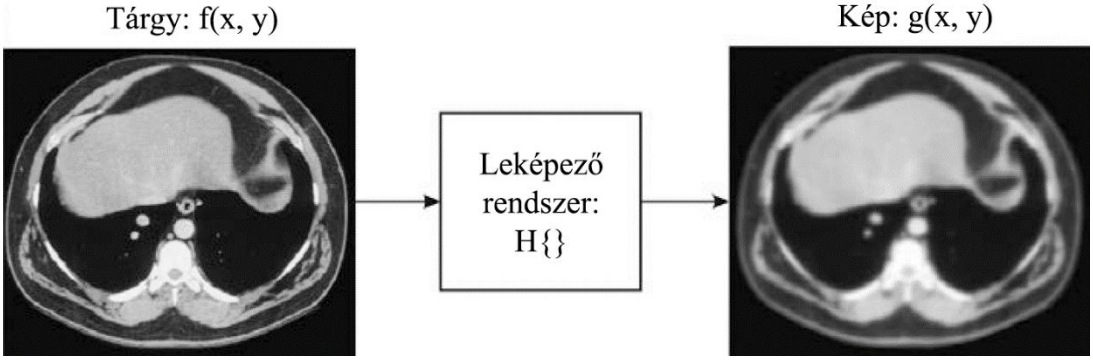
4.2. A KÉPELMÉLET ALAPJAI

4.2.1. A lineáris rendszerek elmélete

Minden képalkotó rendszerben a *g* kimenet függvénye az *f* bemenetnek. A kettő közötti kapcsolatot a *H* függvény írja le, amelyet általában átviteli függvénynek vagy rendszerválaszfüggvénynek neveznek. Folytonos kétdimenziós (2D) leképező rendszer esetén ez az összefüggés a következőképpen írható:

$$g(x, y) = H\{f(x, y)\} \tag{4.1}$$

A (4.1) egyenletben és más, a következőkben felírandó egyenletekben a függvényeket a 2D kép reprezentálására két függő változóval írjuk le. E fejezet a következetesség kedvéért a továbbiakban ezt a jelölést követi. Azonban a képalkotás kérdései tetszőleges számú dimenzióban tárgyalhatóak. Ezt az egyszerű felfogást a (4.1) egyenlet reprezentálja és a 4.1. ábra szemlélteti. Ebből következik, hogy a képalkotó rendszer kimenetét meg lehet jósolni, ha ismerjük a bemenetet és a rendszer jellemzőit. Azaz a *g* kimenet az *f* bemenet képe.



4.1. ÁBRA. A g(x,y) kép a mellkas f(x,y) keresztmetszetét képezi le, a leképező rendszer H átviteli függvénye által okozott életlenséggel.

Sajnos ezt az általános megközelítést nagyon nehéz alkalmazni: ki kell számítani hozzá az átviteli függvényt minden egyes tárgy minden egyes képpontjára. Ez az elemzés jelentősen egyszerűsíthető, ha két alapvető feltevés tehető: a linearitás és az eltolási invariancia (a kettőt együttesen LSI-nek rövidítik).

4.2.1.1. Linearitás

Lineáris rendszer az, amelyben a rendszer kimenete kifejezhető a bemenetet alkotó összetevőinek súlyozott összegeként. Így, ha az adott rendszer f_1 bemenetre $g_1(x,y) = H\{f_1(x,y)\}$ kimenetet eredményez, f_2 bemenetre pedig $g_2(x,y) = H\{f_2(x,y)\}$ kimenetet, akkor:

$$H\{af_1(x,y) + bf_2(x,y)\} = H\{af_1(x,y)\} + H\{bf_2(x,y)\} = ag_1(x,y) + bg_2(x,y) \qquad (4.2)$$

Általánosságban a legtöbb leképező rendszer vagy megközelítőleg lineáris, vagy linearizálható, vagy legalább a bemenő jelek kisebb tartományaiban lineárisként kezelhető. A linearitás feltevése lehetővé teszi, hogy az átviteli függvényt egy integrálnak tekintsük az alábbi formában:

$$g(x,y) = \iint f(x',y')H(x,y,x',y')\mathrm{d}x'\mathrm{d}y' \qquad (4.3)$$

Azonban a modern leképező rendszerek digitálisak. Ennek következményeképpen a képek egy szabályos rács meghatározott helyein végzett mérések eredményeiből állnak. A digitális rendszerekben ezeket a mérési eredményeket diszkrét értékek mátrixa ábrázolja. A diszkrét esetben a (4.3) egyenletet át lehet írni egy $\boldsymbol{H}$ mátrixszal való szorzásként, ahol a bemeneti tárgy és a kimeneti kép egydimenziós (1D) képek esetén vektorokként, többdimenziós képek esetén mátrixokként vannak megadva:

$$\boldsymbol{g} = \boldsymbol{Hf} \qquad (4.4)$$

Ebben a felírásban a $\boldsymbol{g}$ kimenet minden egyes elemét „pixelnek” (= picture element) vagy „pixel elemnek”, az $\boldsymbol{f}$ bemenet minden egyes elemét pedig „detektorelemnek” vagy rövidítve „del”-nek nevezik. Egy pixel azt a legkisebb tartományt jelenti, amely a képen egyetlen konkrét értéket kódol. Hasonló megfontolásból háromdimenziós (3D) leképezés esetén a „voxel” (= „volume element”, azaz térfogatelem) kifejezés használatos. Mind a (4.3), mind a (4.4) egyenlet $\boldsymbol{g}$-t a bemenő jelnek, azaz $\boldsymbol{f}$-nek, a $\boldsymbol{H}$-val súlyozott összegeként fejezi ki. Fontos megjegyezni, hogy H vagy $\boldsymbol{H}$ még így is összetett. Ha $\boldsymbol{f}$ és $\boldsymbol{g}$ $m \times n$ elemű, akkor $\boldsymbol{H}$-nak $(mn)^2$ elemű, azaz a kép minden egyes pixelének egyedi átviteli függvénye van, mivel a kép minden egyes pixelének pixelértéke a detektorelemek értékeinek eltérő súlyozott összegéből adódik.

4.2.1.2. Eltolási invariancia

Egy rendszer akkor eltolásinvariáns, ha a H rendszerválaszfüggvény nem változik a kép helyzetének függvényében. Ha az eddigiekhez hozzátesszük az eltolási invariancia követelményét, akkor az átviteli függvényt meg lehet adni valamely meghatározott pontra való hivatkozás nélkül. Ez lehetővé teszi a (4.3) egyenletnek konvolúcióként történő felírását:

$$g(x,y) = \iint f(x',y')h(x-x',y-y')\mathrm{d}x'\mathrm{d}y' \tag{4.5}$$

ahol h most kétváltozós függvény, míg 2D leképező rendszer esetén a H négyváltozós.

Az eltolásinvariáns rendszert diszkrét formában felírva a (4.4) egyenletbeli H mátrixnak itt egy sajátos tulajdonsága lesz: Toeplitz-mátrix. A gyakorlatban a Toeplitz-mátrixokat gyakran közelítjük cirkuláris mátrixként. Ez a közelítés akkor igaz, ha a pontszórás függvény a detektor méretéhez képest kicsi. A $\boldsymbol{H}$ cirkuláris közelítésének diszkrét Fourier-transzformáltja (FT) egy diagonális mátrix. Az LSI rendszerek elemzésében ez a tulajdonság különösen kedvező, mert áttérünk a $\boldsymbol{H}$ $(mn)^2$ darabszámú nemzérus elemet tartalmazó változatáról egy olyanra, amely pontosan mn különböző elemből áll.

Ennek eredményeképpen a $\boldsymbol{H}$-ból lehet egy új $\boldsymbol{h}$ mátrixot konstruálni, amellyel a (4.4) egyenlet a következőképpen írható át:

$$\boldsymbol{g} = \boldsymbol{h} * \boldsymbol{f} \tag{4.6}$$

ahol a * a cirkuláris konvolúciós operátor, és 2D detektorok esetében az $\boldsymbol{f}$ és $\boldsymbol{g}$ képek, valamint a $\boldsymbol{h}$ válaszfüggvény mindegyike egy $m \times n$ különböző elemből álló mátrix, amelyek minden irányban cirkulárisan ismétlődnek. A linearitás és az eltolási invariancia feltételezése alapvetőek ahhoz, hogy a leképezési kérdések könnyen kezelhetőek legyenek, ugyanis ezáltal egy közös $\boldsymbol{h}$ átviteli függvény adódik, amely a kép minden pixelére érvényes.

Felidézve, hogy a FT-párokra az egyik tartománybeli konvolúció a másik tartományban szorzásnak felel meg, a (4.6) egyenlet a következő alakba írható át:

$$\tilde{\boldsymbol{g}} = \tilde{\boldsymbol{h}}\tilde{\boldsymbol{f}} \tag{4.7}$$

ahol a hullámvonal (~) a diszkrét FT-t jelenti. Ez azt vonja maga után, hogy egy tárgy, amelynek a detektor síkjára vonatkoztatva egy adott térbeli frekvenciája van, egy olyan képet fog eredményezni, amelynek térbeli frekvenciája pontosan egyezik, noha a fázis és az amplitúdó eltérhet.

Azonban a rendszerek többsége, néhány kivétellel, nem pontosan eltolásinvariáns. Például tekintsünk egy olyan egyszerű rendszert, amelyben a kép egy pixele megegyezik a tárgy megfelelő detektoreleme és az azt körülvevő nyolc

detektorelem átlagával. Ekkor a kép belsejében az átviteli függvény minden pixelre azonos lesz. Azonban a négy oldalél mentén és a négy sarokban lévő pixelek esetében a képnek eltérő átviteli függvénye lesz, mivel azok nem érintenek teljes számban szomszédos pixeleket, amelyekből ezt az átlagot számítani lehetne. Vagyis, e határfeltételi probléma szempontjából a legtöbb rendszer kezelhető eltolásinvariánsként, ha a pixelek közötti elmosódás (vagy korreláció) kicsi a kép méretéhez képest. Az eltolási invariancia egy másik lehetséges biztosításának módja az, hogy ha az átviteli függvényt elsősorban lokálisan tekintjük, a globális helyett. Ez a stratégia lehetővé teszi, hogy a detektor fizikájának a teljes detektorterületre vonatkoztatott eltéréseit elhanyagoljuk, mint például a röntgensugarak ferde beesését.

4.2.2. Sztochasztikus tulajdonságok

Minden valóságos leképező rendszer esetén figyelembe kell venni a képnek mind az elmosódás miatti, mind pedig a zaj jelenléte miatti romlását. A zajnak számos forrása lehet, beleértve a jelhordozók létrejöttét, azután a jelek terjedését és átalakulását a képalkotó folyamat során, valamint további zaj hozzáadódását különböző külső forrásokból, mint például a képalkotó elektronikai rendszer. Ezért a (4.4) egyenlet szerinti képátviteli egyenletet módosítani kell, hogy tartalmazzon egy további $\boldsymbol{n}$ tagot, amely a zajt fejezi ki. A zajt véletlenszerű folyamatok hozzák létre, ennek eredményeként az egyes képeken észlelhető zaj mindig egyedi. Valamely adott $\dot{\boldsymbol{g}}$ kép a zajnak mindig egy egyedi $\dot{\boldsymbol{n}}$ megvalósulását fogja tartalmazni, így:

$$\dot{\boldsymbol{g}} = \boldsymbol{H}\boldsymbol{f} + \dot{\boldsymbol{n}} \tag{4.8}$$

A valóságban egyes zajfajták (pl. a röntgenkvantumzaj) az $\boldsymbol{f}$ tárgy leképezési folyamatában keletkeznek, és így hatással lesz rájuk a $\boldsymbol{H}$ átviteli függvény, míg más zajokra (pl. az elektronikus kiolvasás zaja) nincs hatással az átviteli függvény. A (4.8) egyenletben ezt a különbségtételt elhanyagoljuk. Továbbá nem szükségképpen minden kvantumra ugyanaz az átviteli függvény; az egyes kvantumok átvitelében megmutatkozó egyedi eltérések vezetnek a jól ismert Swank–Lubberts-effektusokhoz.

A zaj megjelenése a leképező rendszerekben azt jelenti, hogy ezeket a rendszereket statisztikailag kell értékelni. A képek kezelésének egzakt módja függ mind a képrögzítéskor megjelenő zaj természetétől, mind magától a rendszertől. Zaj jelenlétében a képekkel való bánást a rendszer linearitása (vagy linearizálhatósága) jelentősen megkönnyíti. Általában azonban azt is feltételeznünk kell, hogy a zaj stacionárius. Egy sztochasztikus folyamat akkor stacionárius, ha sem térbeli, sem időbeli eltolás esetén nem változik meg. Ez azt is jelenti, hogy egy stacionárius folyamat esetén annak jellemzői nem fognak változni, ha a megfigyelés megkezdésének időpontját megváltoztatjuk. Erre egy példa a röntgenkvantumzaj,

amelynél a röntgensugárzás keltésének valószínűsége nem függ a korábbi vagy későbbi röntgenkvantumok keltésének időpontjától. Hasonlóképpen egy eltolásinvariáns rendszer esetén nincs jelentősége annak, hogy a detektor melyik pontját használjuk a stacionárius folyamat jellemzőinek kiszámítására, mivel névlegesen minden pont egyenértékű.

Szélesebb értelemben véve stacionárius folyamat az, amelyben csupán az átlag és a kovariancia állandóak. Minthogy egy Poisson-folyamatot az átlag teljes mértékben meghatároz, egy Gauss-folyamatot pedig az átlag és a szórásnégyzet határoz meg teljes mértékben, tipikus az a követelmény, hogy egy leképezési folyamat legyen szélesebb értelemben stacionárius. Általánosságban a zajt Gauss-eloszlásúnak tekintik, amelynek az átlagértéke zérus. A gyakorlatban ez szinte minden leképező rendszerre nézve kielégítő.

Megjegyzendő, hogy a diszkrét pixel- vagy voxel-elrendezésekből álló digitális rendszerek nem szigorúan stacionáriusak. A középpontjuknak olyan mértékű eltolása, amely nem összemérhető a pixeltávolsággal, eltérő képet eredményezhet. Azonban egy rendszert ciklostacionáriusnak neveznek, ha statisztikai tulajdonságai változatlanok maradnak a középpontjuknak meghatározott távolságokkal (pl. a pixeltávolság többszörösével) való eltolása esetén. Egy rendszer „szélesebb értelemben ciklostacionárius”, ha az átlag és a kovariancia a középpont meghatározott mértékű eltolása esetén változatlan marad. Általánosságban feltételezhető, hogy a digitális leképező rendszerek szélesebb értelemben ciklostacionáriusak, legalábbis lokálisan.

Ahhoz, hogy egy pixel jelét (a pixelértéket) a zaj nélkül megmérjük, egyszerűen ugyanarról a tárgyról készült sok kép pixelértékének átlagát kell képezni, hogy ezáltal a zajnak a mérésre gyakorolt befolyását minimalizáljuk. Hasonló módon, egy pixel zaját megbecsülhetjük az adott pixel értékének sok, azonos tárgyról készült képre tekintett tapasztalati szórásának számításával (lásd például a 4.10. ábrát). Olyan átlag- és szórás-számítások esetén, amelyek nagyszámú képre terjednek ki és elegendő pontosságúak, az adatgyűjtés és feldolgozás nyilvánvalóan időigényes. Azonban a probléma rendkívüli módon leegyszerűsíthető, ha az eddigiek mellett a rendszer ergodicitását is feltételezzük.

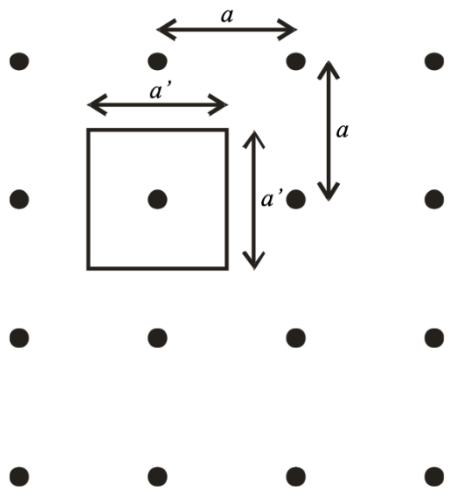
Ergodikus egy folyamat akkor, ha a sokaság statisztikai tulajdonságai a folyamat egy egyszeri megvalósulásának elemzésével magkaphatóak. Például a röntgenkvantumzajt sokszor nevezik fehérzajnak, ami azt jelenti, hogy a különböző megvalósulásokban a térbeli frekvenciák egyenlően vannak jelen, vagy másképpen, hogy az egyes kvantumoktól származó zaj korrelálatlan. A fehérzaj ergodikus. Ez azt jelenti például, hogy a röntgensugárnyaláb átlagos fluensét megkaphatjuk akár egy tartományra történő átlagolással, akár képek sorozatára történő átlagolással. Ha egy ergodikus folyamat leképezésére (mint például egy homogén test leképezése röntgensugárzással) egy megfelelő leképező rendszert alkalmaznak, a sok mintaképből történő számításokat helyettesíteni lehet egyetlen képből való

számítással. Például egy adott pixel zaja, amelyet eredetileg sok mintaképből kellett mérni, ilyen esetben megmérhető egyetlen kép egy tartományából is.

4.2.3. A mintavételi elmélet

Kevés kivétellel (ilyen például a film–fóliás röntgenfelvételezés) a modern képalkotó rendszerek digitálisak. Egy digitális kép csak a tér diszkrét pontjaiban van értelmezve, ezeket mintavételi pontoknak nevezik. Egy adott detektorelem által végzett mintavétel magában foglalja a mintavételi pont körüli tér egy véges tartományából származó folyamatos jelértékek integrálását. Ezen tartományok alakját az ún. mintavételi apertúra definiálja; a mintavételi pontok közötti távolságot pedig mintavételi pitch-nek nevezik.

Egy idealizált 2D detektorban az egyes detektorelemek mintavételi apertúráját egy *a'* oldalélű négyzet reprezentálja. A teljes detektorterületen pedig ilyen detektorelemek ismétlődnek *a* közti távolsággal (pitch) (4.2. ábra). Nem szükséges, hogy az apertúra és a pitch értéke szigorúan azonos legyen, és az sem, hogy négyzetesek legyenek. Például az aktív-mátrix (flatpanel) röntgendetektoroknak lehetnek sugárérzéketlen tartományaik, mint az adattovábbító és vezérlő huzalok és a detektorelem-kiolvasó elektronika. Egy aktív-mátrix detektor kitöltési tényezőjét tipikusan az $(a'/a)^2$ arány definiálja. A kitöltési tényező általában 1-nél kisebb. De az is lehetséges, hogy a mintavételi apertúra nagyobb, mint a^2. Például a foszforlemezeknél a letapogató lézer tipikusan a mintavételi apertúránál nagyobb átmérőjű kör alakú tartományban stimulál fluoreszcenciát. Mint később erről szó lesz, ez segít az ún. átlapolódás jelenség (aliasing) csökkentésében.



4.2. ÁBRA. Detektorelemek négyszögletes elrendezése, két egymásra merőleges irányban a mintavételi pitch-csel. Középen kiemelve egy detektorelem, amelynek a mintavételi apertúrája a'×a'.

Egy folytonos *f* jel egyetlen detektorelemmel végzett mintavételének folyamata:

$$f(x_i, y_j) = \iint f(x, y) A(x - x_i a, y - y_j a) \mathrm{d}x\, \mathrm{d}y \tag{4.9}$$

ahol A az apertúrafüggvény, és (x_i, y_i) a detektorelemek indexei (egész számok). Gyakorlatilag az apertúrafüggvény nem zérus egy meghatározott területen, így a (4.9) egyenlet határozott integrál.

A (4.9) egyenletből világos, hogy ha valaki a mintavételi pontokat egy tört értékkel (azaz a pixel pitch nem egészszámú többszörösével) eltolná, akkor a keletkezett kép megváltozna. Emiatt a digitális rendszerek csupán ciklostacionáriusak. Ezek a változások általában kicsik, különösen olyan tárgyaknál, amelyek a mintavételi pitch-hez képest nagyok. Kis méretű tárgyak esetén azonban a változások jelentősek lehetnek.

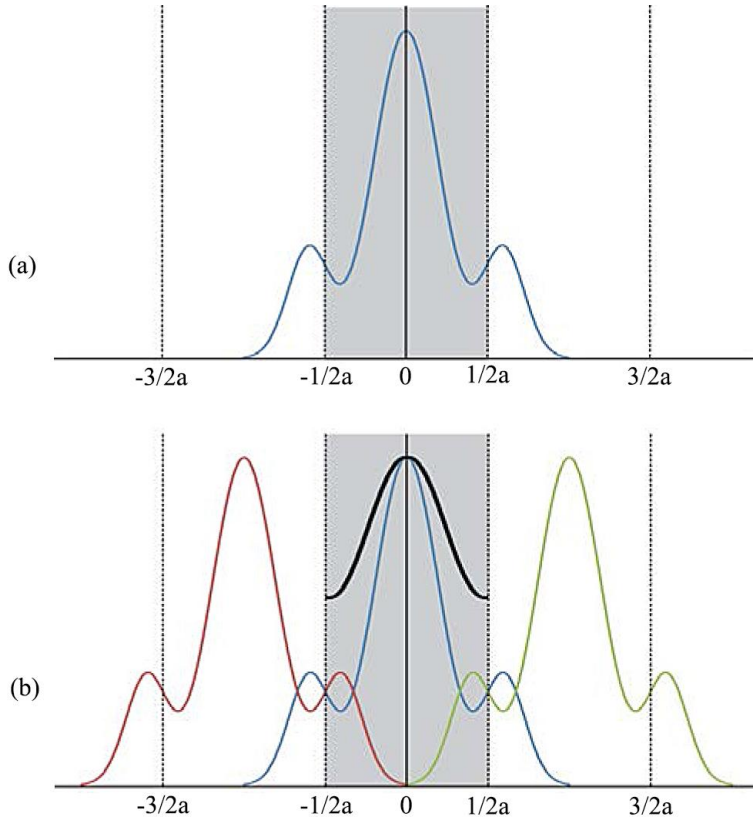
Egy $f(x, y)$ folytonos jel mintavételezése egy a rácsállandójú szabályos rácson egyenértékű f-nek egy comb_a fésűfüggvénnyel történő beszorzásával. A fésűfüggvény nem más, mint a mintavételi pontokban centrált Dirac-delta függvények végtelen összege. A fésűfüggvénnyel a képtartományban történő szorzás egyenértékű a fésűfüggvény FT-val való konvolúciójával a Fourier-tartományban. A fésűfüggvény FT-ja ugyancsak egy fésűfüggvény, csak egy $1/a$ rácsállandóval. Ez a konvolúció a következő alakú:

$$(\tilde{f} * \mathrm{comb}_{1/a})(u, v) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} \tilde{f}\left(u - \frac{j}{a}, v - \frac{k}{a}\right) \tag{4.10}$$

Ez maga után vonja azt, hogy f FT-ja megismétlődik a rács minden egyes pontjában $1/a$ térközzel, és a megismétlődő függvényeknek egy végtelen összegét kell tekinteni.

Az $1/a$ frekvenciát mintavételi gyakoriságnak nevezik. A Nyquist-Shannon mintavételi tétel utat mutat egy adott leképezési feladatnál a szükséges a frekvencia meghatározásához. Ideális esetben az f Fourier-spektruma nem tartalmaz az $1/2a$ frekvencia fölötti összetevőket. Ezt a frekvenciát Nyquist-frekvenciának nevezik (lásd 4.3(a) ábra). Ha ez a feltétel nem teljesül, akkor a Fourier-spektrum olyan térbeli frekvenciákat is tartalmazni fog, amelyek nagyobbak a Nyquist-frekvenciánál, és ilyenkor a (4.10) egyenletnek megfelelően a spektrumok végtelen összege átfedést fog tartalmazni, ahogyan azt a 4.3(b) ábra bemutatja. Ez az egymásra helyezett spektrumok közötti átfedés hozza létre az átlapolódást (aliasing). Az átlapolódás rontja a mintavételezett képet, mivel helytelenül képezi le a tárgyban jelen lévő nagyfrekvenciás információt, a képben alacsonyabb frekvenciájú információként jelenítve meg (4.3(b) ábra, fekete görbe). Az átlapolódás elkerüléséhez a Nyquist-frekvenciának nagyobbnak vagy egyenlőnek kell lennie a kép mintavételezés előtti

legmagasabb frekvenciájánál. Számos rendszer konstrukciója miatt azonban nem kerülhető el az átlapolódás.



4.3. ÁBRA. A diszkrét térbeli FT a Fourier-térben a -1/2a-tól 1/2a-ig terjedő tartományban (szürke háttérrel kiemelve) egyértelműen meghatározott. (a) A bemenőjel megismétlődik a Fourier-térben; (b) Az egyszerűség kedvéért csupán három megismételt függvényt ábrázol. Az árnyékolt területen kívüli frekvenciák átfednek (átlapolódást szenvednek) és összegződnek, így a diszkrét térbeli FT-t a (b) fekete görbe mutatja.

4.3. KONTRASZT

4.3.1. Definíció

A kontrasztot a jelkülönbség és az átlagos jel arányaként értelmezik. Ennek magyarázata az, hogy egy kisebb különbség elhanyagolható, ha az átlagos jel nagy, viszont ugyanaz a kis különbség jól láthatóvá válik, ha az átlagos jel értéke kicsi. Általában az orvosi képalkotásban a nagy kontraszt kívánatos, hogy a betegségek jellemzői jól láthatóvá váljanak.

Az orvosi képalkotásban a kontrasztnak két általánosan használt definíciója van. A Weber-kontraszt vagy helyi kontraszt a következőképpen van definiálva:

$$C = \frac{f_\mathrm{f} - f_\mathrm{b}}{f_\mathrm{b}} \tag{4.11}$$

ahol f_f, illetve f_b jelentik a vizsgált terület, illetve a háttér jelét, értelemszerűen. Megjegyzendő, hogy ebben az esetben a kontrasztot a tárgy f értékével jellemezzük, amint a 4.3.2. szakasz részletezi. Ezzel egyenértékűnek tekinthető a kép g kontrasztjának az alkalmazása, vagy a képalkotó lánc valamely másik pontjában mérhető kontraszté, mint például egy számítógép-monitoron megjelenített tárgy kontrasztja.

A Weber-kontraszt általában olyan esetekben használatos, ha kisméretű tárgyakat képeznek le egy nagyméretű homogén háttérben. A modulációs vagy Michelson-kontraszt általában olyan mintázatok esetén használatos, ahol a világos és a sötét részletek a képnek hasonló hányadát teszik ki. A modulációs kontraszt értelmezése:

$$C_\mathrm{M} = \frac{f_\mathrm{max} - f_\mathrm{min}}{f_\mathrm{max} + f_\mathrm{min}} \tag{4.12}$$

ahol f_max a legnagyobb, f_min a legkisebb jelet jelenti.

A modulációs kontrasztnak különös jelentősége van az orvosi képek Fourier-analízisében. Tekintsünk egy jelet, amelyre:

$$f(x, y) = A + B \sin(2\pi u x) \tag{4.13}$$

(4.13)-at (4.12)-be behelyettesítve adódik:

$$C_\mathrm{M} = \frac{A + B - (A - B)}{A + B + A - B} = \frac{B}{A} \tag{4.14}$$

Így látható, hogy a számláló a $B = (f_\mathrm{max} - f_\mathrm{min})/2$ az amplitúdót vagy a jelkülönbséget fejezi ki, míg a nevező az $A = (f_\mathrm{max} + f_\mathrm{min})/2$ átlagos jelnagyságot.

Gondot kell fordítani arra, hogy melyik definíció szerinti kontrasztról van szó. A helyes választás az adott helyzettől függ. Általában a lokális kontraszt akkor használatos, amikor egy kisméretű tárgy homogén háttérben helyezkedik el, mint például az egyszerű megfigyelési kísérletekben (például a kötelező két választásos kísérletek, lásd 18.4.2. szakasz). A modulációs kontrasztnak viszont a leképező rendszerek Fourier-analízisében van szerepe.

4.3.2. Kontraszttípusok

Az orvosi képalkotásban a tárgykontraszt a leképezendő térben elhelyezkedő tárgy (akár lokális, akár modulációs) kontrasztjaként definiált. Például a röntgenképalkotásban a tárgykontraszt a röntgenspektrumtól, valamint a tárgy és a háttér sugárelnyelésétől függ. A nukleáris medicinában a tárgykontraszt függ a lézió és a háttér radiofarmakon halmozásától, a farmakokinetikától, valamint a páciens gammasugár-gyengítésétől. Hasonlóképpen a tárgykontraszt definiálható a komputertomográfia (CT), mágneses rezonanciás képalkotás (MRI) és ultrahang esetén is.

A képkontraszt a tárgykontraszttól és képalkotó detektor jellemzőitől függ. Például a röntgenképalkotásban a képkontrasztot a röntgen-átalakítóra („képfelvevő eszközre", pl. a fluoreszcens anyag [„foszfor"] vagy a röntgendetektort alkotó félvezető anyag) beeső röntgenspektrum, az átalakító összetétele és vastagsága, valamint az átalakító (akár analóg [pl. film], akár digitális) szürkeskála-átviteli jellemzői befolyásolják.

A kijelzőn megjelenített kontraszt a kép kontrasztja, ahogy az végül a megfigyelő általi szemlélésre megjelenik. A kijelző kontrasztja függ a képkontraszttól, a kijelző eszköz szürkeskála-átviteli jellemzőitől, továbbá bármely képfeldolgozástól, amely a megjelenítés előtt vagy alatt történik.

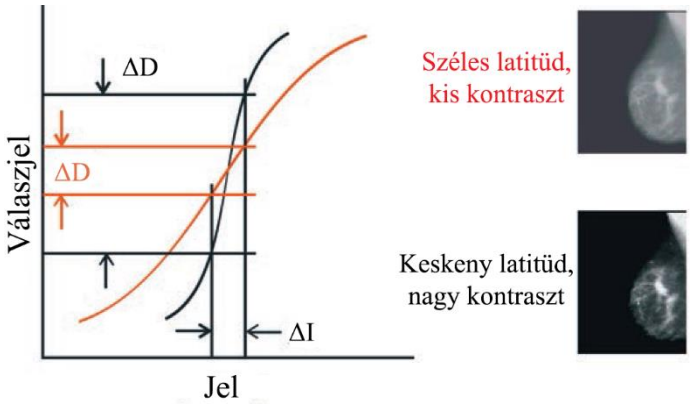
4.3.3. Szürkeskála-megjelenítési jellemzők

Elmosódás híján a rendszer átviteli függvénye a képkontrasztnak a tárgykontraszthoz való arányaként definiálható. Amint a 7.2.3. szakasz tárgyalja, a film szürkeskála-átviteli karakterisztikája nem-lineáris (a jelleggörbét vagy Hurter–Driffield [H&D] görbét lásd a 7.3.4.3. szakaszban). Így, ha az LSI (lineáris és eltolásinvariáns rendszerekre vonatkozó) elemzés keretein belül kívánunk maradni, a film válaszfüggvényét először linearizálni kell. Ez tipikusan a kis jelek modelljével valósítható meg, ekkor a tárgymezőnek a röntgensugárnyalábban észlelhető $\Delta I/I_0$ kis kontrasztváltozása a film feketedésében lineáris ΔD változást hoz létre:

$$\Delta D = \frac{\gamma \lg(\mathrm{e}) \Delta I}{I_0} \tag{4.15}$$

ahol γ-t a film gamma-értékének nevezik. Ez tipikusan 2,5 és 4,5 közötti értékű (4.4. ábra). A Γ szürkeskála-karakterisztika, ekkor így számítható:

$$\Gamma = \frac{\Delta D}{\Delta I} = \frac{\gamma \lg(\mathrm{e})}{I_0} \tag{4.16}$$



4.4. ÁBRA. Két szürkeskála válaszfüggvény: az egyiket kis kontraszt és széles latitüd (tágasság), a másikat nagy kontraszt és keskeny latitüd jellemzi.

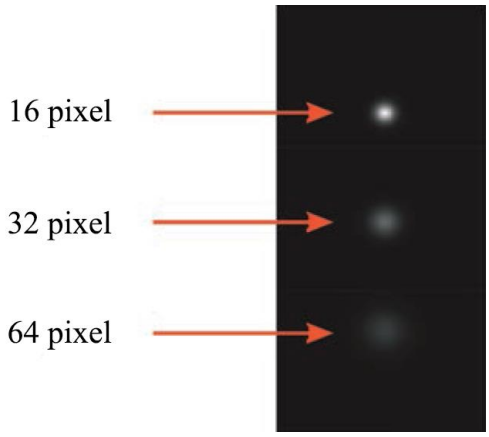
Egy digitális megjelenítővel rendelkező digitális rendszer szürkeskála-karakterisztikája hasonló módon definiálható. A digitális képmegjelenítők általában nem-lineáris válaszúak, kb. 1,7 és 2,3 közötti gamma értékekkel.

Meg kell jegyezni, hogy a Γ nem veszi figyelembe a jelek térbeli eloszlását. Ebben az értelemben a Γ-t úgy tekinthetjük, mint egy olyan detektor válaszfüggvényét, amely regisztrálja a beeső röntgenkvantumokat, de nem regisztrálja azok térbeli helyzetét. Ezzel egyenértékű megfogalmazás, hogy a Γ-t tekinthetjük a leképező rendszer egyenáramú (DC) (statikus) válaszának. Minthogy egy állandónak a FT-ja egy, a zérus térbeli frekvenciánál elhelyezkedő delta-függvénynek felel meg, ezért tekinthetjük a leképező rendszer zérus térbeli frekvenciánál vett válaszfüggvényének is.

4.4. ÉLETLENSÉG

A kontrasztról való eddig tárgyaltak során nagyméretű tárgyakat tekintettünk, elmosódás nélkül. Azonban a gyakorlatban általában egyik feltevést sem hanyagolhatjuk el. Ha térbeli tartomány felől tekintjük, az elmosódás a kisméretű tárgyak kontrasztját rontja. Az elmosódás hatása, hogy a jelet oldalirányban szétterjeszti, úgy, hogy egy koncentrált (fókuszált) pontból egy diffúz pont lesz. Az elmosódás egyik alapvető tulajdonsága, hogy minél inkább szétterjed a jel, annál kisebb lesz a pont képének az intenzitása, és ezáltal csökken a kontraszt.

Az elmosódás lokális kontrasztra gyakorolt hatását a 4.5. ábra szemlélteti. Az ábrán egy pont képe látható, amelyet Gauss-szűrőkkel (kernelekkel) történő konvolválásával életlenítettek, 16, 32, illetve 64 pixel kernel-átmérővel. Amint látható, ahogy az elmosódás mértéke nő, a jel erőssége csökken, mivel a tárgyról származó jel egy egyre nagyobb területen oszlik el. Ez azt is jelenti, hogy a jel csúcsértéke csak akkor csökken, ha a tárgy szélessége kisebb, mint az elmosódási függvény; nagyobb tárgyak kontrasztja nem fog változni (4.1. ábra).



4.5. ÁBRA. Egy pontszerű tárgy elmosódása növekvő méretű magfüggvénnyel. Minél szélesebb az elmosó függvény, annál nagyobb az elmosódás és annál kisebb a kontraszt kisméretű tárgyak esetén.

4.4.1. Az életlenség számszerűsítése

Alkalmazzunk egy impulzusfüggvényt egy leképező rendszerre. Ha egy leképező rendszer egy LSI (lineáris és eltolásinvariáns) $h(x-x', y-y')$ válaszfüggvénnyel jellemezhető, akkor a rendszer bemenetére egy delta függvényt alkalmazva megmérhetjük a rendszer válaszát. A (4.5) egyenletben $f(x', y') = \delta(x', y')$ behelyettesítéssel kapjuk:

$$g(x,y) = \iint \delta(x',y')h(x-x',y-y')\mathrm{d}x'\mathrm{d}y' = h(x,y) \tag{4.17}$$

Ebben az esetben a rendszer válaszfüggvényét a térbeli tartományban pontszórás függvénynek (PSF) nevezik. Valójában egy pontszerű tárgy elmosódása, amit a 4.5 ábra mutat, képi megjelenítése a pontszórás függvénynek. Általában a pontszórás függvényt úgy tekintik, hogy a két dimenzió szétválasztható:

$$h(x,y) = h(x)h(y) \tag{4.18}$$

vagy körszimmetrikus esetben:

$$h(r) = h(x,y) \tag{4.19}$$

ahol a leképező rendszertől függően:

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \tag{4.20}$$

Noha a térbeli tartományban bármely tárgy elmosódása számítható a h LSI rendszerválasz függvénnyel történő konvolúció révén, a problémakör jobban kezelhető a Fourier-tartományban ((4.7) egyenlet). E célból hasznos megvizsgálni az elmosódás hatását a modulációs kontrasztra. Tekintsünk egy szinuszos modulációt az alábbi formában:

$$f(x,y) = A + B\sin(2\pi(ux + vy)) \tag{4.21}$$

A regisztrált jel a rendszer $\tilde{h}(u,v)$ átviteli függvénye által csökken, így:

$$g(x,y) = A\tilde{h}(0,0) + B|\tilde{h}(u,v)|\sin(2\pi(ux + vy)) \tag{4.22}$$

Az egyszerűség kedvéért itt a tárgyoldalhoz képest a kép relatív fáziseltolódását elhanyagoljuk. Így az következik, hogy az *f* tárgy modulációs kontrasztja:

$$C_f = \frac{B}{A} \tag{4.23}$$

a g kép modulációs kontrasztja pedig:

$$C_g = \frac{B|\tilde{h}(u,v)|}{A\tilde{h}(0,0)} \tag{4.24}$$

Ezután definiálhatunk egy új függvényt, *T*-t, amelyet modulációs átviteli függvénynek (MTF) neveznek, és amelyet adott (u, v) térbeli frekvenciánál a C_g/C_f abszolút értékeinek aránya határoz meg:

$$T(u,v) = \frac{|\tilde{h}(u,v)|}{\tilde{h}(0,0)} \tag{4.25}$$

Az MTF valamely rendszer kontraszjának csökkenését számszerűsíti a térbeli frekvencia függvényében. A zérus térbeli frekvenciánál a moduláció definíció szerint $T(0,0) = 1$. A leképező rendszerek többségében, ha nem alkalmaznak képfeldolgozást, az MTF $0 \leq T \leq 1$ értéktartományra korlátozódik. Továbbá azt is meg kell jegyezni, hogy ugyanerre levezetésre alapozva a szürkeskála-karakterisztika $\Gamma = \tilde{h}(0,0)$.

Projekciós vagy keresztmetszeti képalkotó rendszerek kétdimenziós pontszórás függvényének vagy térfogati képalkotó rendszerek háromdimenziós pontszórás függvényének (és ebből következően a megfelelő 2D vagy 3D MTF-jének) méréséhez a leképező rendszert impulzus üzemmódban kell vizsgálni. A gyakorlatban ez a radiográfiában egy tűlyuk (pinhole), axiális CT-felvétele esetén egy a CT forgástengelyével párhuzamosan elhelyezett huzal, ultrahang esetén pedig egy egyszeres szórást okozó közeg leképezésével valósítható meg. A 2D vagy a 3D MTF ismerete a jeldetektálás elméletében válik hasznossá (lásd 4.6.3.1. szakasz).

Azonban sokkal általánosabb az MTF mérése egyetlen dimenzióban. A radiográfia esetében ennek egy gyakorlati mérési módszere az egymáshoz közel elhelyezett két fémlemez közével által kialakított rés leképezése. Egy ilyen rés használható a vonalszórás függvény (LSF) mérésére. Egyéb előnyök mellett a résleképezéses mérés kevésbé függ a kvantumzajtól, és lehetséges többszörös réskameraképeket egymásra szuperponálni, hogy az LSF szélei pontosabban meghatározhatóak legyenek.

Az LSF tulajdonképpen a kétdimenziós PSF-nek egy integrálja. Például tekintsünk egy képen függőlegesen elhelyezett rést (amelyről feltesszük, hogy az y-tengelynek felel meg). Ekkor a $h(x)$ LSF a következőképpen adódik:

$$h(x) = \int h(x,y)\mathrm{d}y \tag{4.26}$$

A (4.26) egyenletbeli integrált egyszerűsíteni lehet, ha feltételezzük, hogy a PSF szeparálható, ahogyan az a video alapú képalkotó rendszerekben teljesül. Például a (4.18) egyenletet a (4.26)-ba behelyettesítve adódik:

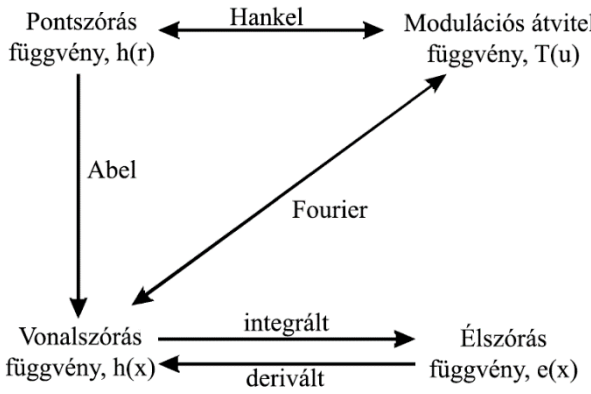
$$\int h(x)h(y)\mathrm{d}y = h(x) \tag{4.27}$$

Ez azon alapszik, hogy a PSF alatti terület, $h(y)$, egységnyi. Ebből világosan látható, hogy az LSF és az 1D MTF egymásnak FT párjai. Ha egy forgásszimmetrikus PSF-et tételezünk fel ((4.9) és (4.20) egyenletek), amilyen például egy fluoreszcens detektor lehet, akkor a PSF az LSF-fel az Abel-transzformáció révén függ össze:

$$h(x) = 2\int_x^\infty \frac{h(r)r}{\sqrt{x^2 - r^2}}\,\mathrm{d}r \tag{4.28}$$

és

$$h(r) = \frac{-1}{\pi}\frac{\mathrm{d}}{\mathrm{d}r}\left(\int_r^\infty \frac{h(x)r\,\mathrm{d}x}{x\sqrt{x^2 - r^2}}\right) \tag{4.29}$$



4.6. ÁBRA. A rendszerválaszfüggvény 1D alakjai és funkcionális összefüggéseik. Szemléltetésképpen a forgásszimmetrikus LSF, PSF és ESF szerepel az x térkoordináta függvényében, valamint az MTF.

Jegyezzük meg, hogy amíg az előre haladó (forward) Abel-transzformáció jól kezelhető, az inverz transzformáció nem. Azonban az inverz transzformáció számítható úgy, hogy először a FT-t alkalmazzuk, azután pedig a Hankel-transzformációt (4.6. ábra).

Egy további egyszerűsítés, ha nem vonalat, hanem élt képezünk le. Az élszórás függvény (edge spread function, ESF) egy egyszerű integrálja az LSF-nek, azaz:

$$e(x) = \int_{-\infty}^{x} h(x)\mathrm{d}x \tag{4.30}$$

és

$$h(x) = \frac{\mathrm{d}}{\mathrm{d}x} e(x) \tag{4.31}$$

Manapság a röntgen képalkotó rendszerek válaszfüggvényének mérésében az ESF a kedveltebb módszer. Ennek két előnye is van. Először is, egy élt legyártani szinte minden képalkotó rendszer esetén könnyű, noha annak pozicionálására alapos figyelmet kell fordítani. Másrészt az ESF alkalmas digitális rendszerek előmintavételezett MTF-jének mérésére (lásd 4.4.2.2. szakasz).

4.4.2. Az életlenség mérése

4.4.2.1. Térbeli határfelbontás

A térbeli határfelbontás (felbontóképesség) annak egy mértéke, hogy egy leképező rendszer két, térben egymáshoz közel elhelyezkedő különböző tárgyat meddig képes elkülönülően megjeleníteni. A térbeli határfelbontást tipikusan azon térbeli frekvenciaként definiálják, amelyre a moduláció még átlapolódás nélküli.

A határfelbontás a radiográfiában vonalminták vagy csillagminták, metszetképalkotó rendszerek, mint például CT vagy ultrahang esetén pedig a keresztmetszetben elhelyezett (kisméretű tűk) hengerek elrendezésének leképezésével mérhető. Mindezek a módszerek nagykontrasztú, éles határú tárgyakat alkalmaznak. A térbeli határfelbontást tipikusan vonalpár/hosszegység-ben mérik. Ennek alapján az alapvető függvények az ilyen elrendezéseknél a rect[1] függvények (ezeket lásd részletesebben a 12.4.3., 13.2.2. és 17.2.1. szakaszokban). Ennek ellentéteként az MTF-et általában szinuszos mintákra határozzák meg, térbeli frekvenciában, ciklus/hosszegység mértékegységben.

Nincs egyértelmű összefüggés egy adott MTF érték és a rendszer határfelbontása között. A vonal- vagy csillagmintával mért MTF-et a szinuszos mintákra specifikált MTF-re az ún. Coltman-transzformációval lehet átszámítani. Azonban alapvetően egy tárgy detektálásának (és így a környezetétől való megkülönböztetésének) képessége a tárgy jel-zaj viszonyával (SNR) függ össze (lásd 4.6. szakasz). Ökölszabályként azt érdemes megjegyezni, hogy a legtöbb leképező rendszer esetén, nagykontrasztú tárgyakra (pl. vonalpár-minták) a határfelbontás kb. az MTF ≈ 0,05 (5 %) értékhez tartozó térbeli frekvenciánál található.

4.4.2.2. MTF

Analóg rendszereken (pl. film) a gyakorlatban nehéz MTF-et mérni anélkül, hogy előbb digitalizálnánk az analóg képet. Fontos, hogy a digitalizációs folyamat megfeleljen a Nyquist-Shannon mintavételi tételnek, hogy az átlapolódás elkerülhető legyen. Egyes esetekben ez megoldható, mint például egy film digitalizálása során, ahol a digitalizáló optika megtervezhető úgy, hogy el lehessen kerülni az átlapolódást. Ebben az esetben azonban a megmért MTF nem maga a film MTF-je lesz, hanem:

$$T_{\mathrm{m}} = T_{\mathrm{a}} T_{\mathrm{d}} \tag{4.32}$$

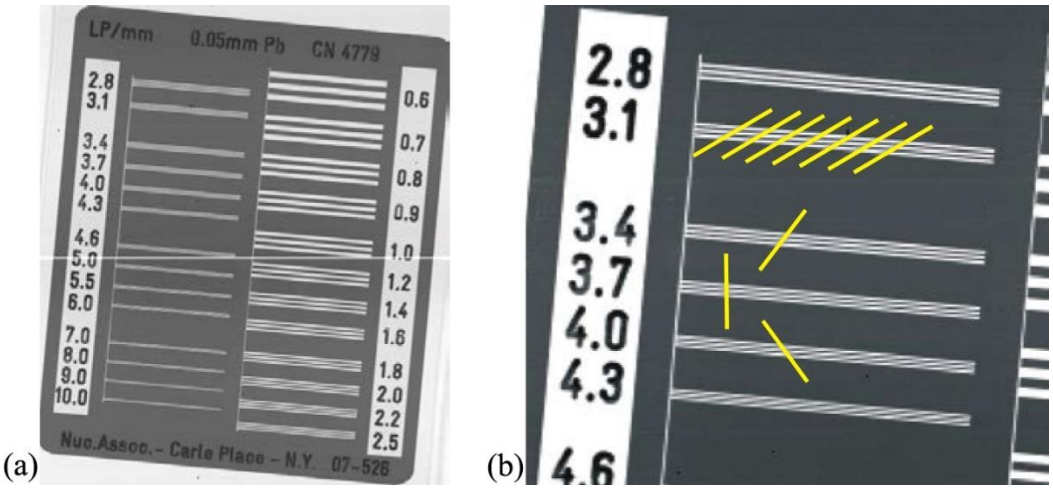
ahol T_{m} a mért MTF; T_{a} az analóg rendszer MTF-je és T_{d} a digitalizáló MTF-je. A (4.32) egyenletet figyelembe véve a T_{a}-t meg lehet határozni, feltéve, hogy a szóba jövő frekvenciatartományban $T_{\mathrm{a}} > 0$.

Sok rendszerben azonban az átlapolódást nem lehet elkerülni. Például egy digitális radiográfiás detektorban, amely egy amorf szelén (a-Se) fotovezetőből és egy hozzá csatolt TFT-elrendezésből áll, a szelén igen nagy határfelbontással rendelkezik, sokkal nagyobbal, mint amekkorát a detektor pixel pitch értéke felbontani képes (a részleteket lásd a 7. fejezetben). A 4.7. ábrán bemutatott felbontóábra képe egy ilyen rendszerrel készült. Az ilyen esetekben néhány fontos tényezőt kell figyelembe venni. Először is egy ilyen rendszerben az átlapolódás elkerülhetetlenül fellép, amint az a

[1] A rect függvényt részletesebben leírják a 12.4.3., 13.2.2. és 17.2.1. szakaszok.

4.7.(b) ábrán látható. Ez azt jeleni, hogy a rendszer által létrehozott kép egzakt előrejelzése megkívánja, hogy szubpixeles pontossággal ismerjük a leképezett tárgyaknak a detektormátrixhoz képesti elhelyezkedését, továbbá a rendszer elmosó hatását még a mintavétel előtt. Az utóbbi meghatározható méréssel, amelyet előmintavételezett (presampling) MTF-nek neveznek. Az előmintavételezett MTF-et egy nagyfrekvenciás mintavétellel kell mérni, úgy, hogy a mérés során ne lépjen fel átlapolódás. Fontos tudni, hogy az elnevezés ellenére az előmintavételezett MTF a mintavételi apertúra elmosási hatásait is magába foglalja.

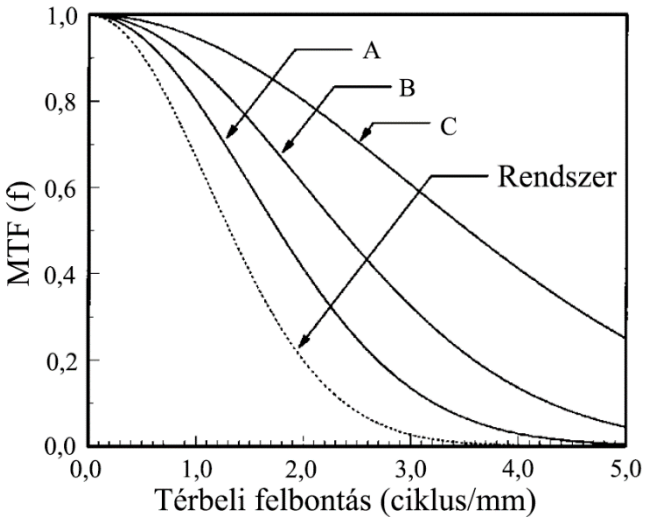
Az előmintavételezett MTF mérése egy jól meghatározott, a pixelmátrixhoz képest kis szögben (1,5-3°) elhelyezett él teszttárgy leképezésével kezdődik. Ebből a digitális képből az él pontos szöge detektálható, és az egyes pixeleknek az éltől való távolsága számítható egy ún. felülmintavételezett (supersampled=SS) ESF létrehozásához. Ennek deriválásával az LSF adódik, amelyet azután Fourier-transzformálva kapjuk az MTF-et. Manapság ez az MTF mérésének leginkább gyakorolt módszere.



4.7. ÁBRA. (a) Egy felbontásvizsgáló ábra digitális képe. A mintában minden egyes csoport (pl. 0,6 lp/mm) három, egymástól azonos távolságra lévő elemet tartalmaz. – (b) A minta egy kinagyított részlete. Innen megállapítható, hogy a határfelbontás 3,4 lp/mm. A nagyobb térbeli frekvenciák átlapolódást szenvednek, amit a csíkok átfordulása jelez (sárga színnel kiemelve). Ez a digitális mintavételezésből származik.

4.4.3. Képalkotó lánc felbontása

Az előző részben azzal a speciális esettel foglalkoztunk, amikor egy analóg képet, mint például egy filmet, digitalizálunk egy olyan eszközzel, mint például egy szkennelő fotométer. Ebben a helyzetben a mért MTF a film MTF-jének és a szkennelő rendszer MTF-jének szorzata. Ez az elv kiterjeszthető általánosabb rendszerekere is, amelyek egyedi alkotóelemek sorozatából állnak össze (4.8. ábra). Ennek egy klasszikus példája a fókusz és a leképező geometria elmosódásának összehasonlítása a detektoréval. Egy másik klasszikus példa az átvilágítók képalkotó rendszere, amelynek detektora röntgenképerősítőt tartalmaz. Ebben az esetben a kép MTF-jét a röntgenképerősítő, a videókamera és a kettőt összekapcsoló objektívek MTF-je határozza meg. Ez azért igaz, mert a kép sorban keresztülmegy az egyes összetevőkön, és minden egyes újabb egység egy növekvő mértékben elmosódott képet lát. Az egyetlen fenntartás ezzel a felfogással szemben, hogy az átlapolódást nagyon óvatosan kell kezelni, ha egyszer a mintavétel már megtörtént. Az összefűzött rendszerek elemzésének elve gyakran használatos, mivel lehetővé teszi az egyes összetevők térbeli felbontásra gyakorolt hatásának meghatározását, és egy hasznos eszköz annak elemzésére, hogy hogyan lehet a megtervezett rendszert fejleszteni.



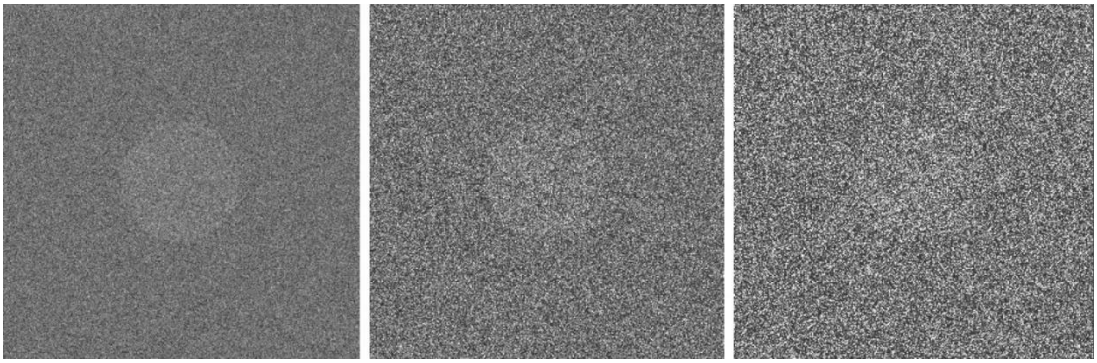
4.8. ÁBRA. Példa arra, hogy a rendszer MTF-je az összetevői MTF-jeinek szorzata. Az együttes vagy teljes MTF az A, B és C összetevők MTF-jeinek szorzata.

4.5. ZAJ

Hérakleitosz görög filozófus (Kr. e. 335 körül) azt állította, hogy „nem léphetsz kétszer ugyanabba a folyóba”. Ehhez hasonlóan lehet állítani, hogy sohasem lehet kétszer ugyanazt a képet létrehozni. Ezt a képzaj alapvető természete okozza. Zaj a detektált jel (pl. a detektált röntgenkvantumok száma) pixelről pixelre ingadozó véletlen ingadozásaiként keletkezik. A zaj nem az anatómiával függ össze, hanem a

képjel véletlenszerű létrehozásából származik. Megjegyzendő, hogy a zaj például a röntgenkvantumok számával kapcsolatos, ezért a nagyobb elnyelésű struktúrák (pl. a csontok) zajosabbnak tűnnek, mint a kisebb elnyelésűek.

Egy jól megtervezett röntgenképalkotó rendszer esetén a tárgyak detektálásának a röntgenkvantumzaj a korlátozó tényezője. Amint a 4.9. ábra mutatja, a korong észlelésének a képessége a zaj nagyságának növekedésével csökken. Optimális sugárdózis az, amely éppen elegendő ahhoz, hogy a kívánt anatómiai részleteket, illetve a betegséget láthatóvá tegye, és így a károsodás valószínűségét a lehető legkisebbre csökkentse. Egy alapvető munkájában A. Rose megmutatta, hogy egy tárgy detektálhatósága a jel és a zaj arányával függ össze. A 4.6.3. szakaszban visszatérünk erre a jelentős eredményre, előtte azonban a képzaj jellemzésének alapjait kell megismernünk.



4.9. ÁBRA. Egy tárgy detektálhatósága mind a tárgy kontrasztjától, mind a képen jelen lévő zajtól függ.

4.5.1. A fotonok Poisson-természete

A röntgenkvantumok keltésének folyamatai véletlenszerűek. A röntgenkvantumok számának ilyen belső eredetű ingadozását nevezik röntgenkvantumzajnak. A röntgenkvantumzaj Poisson-eloszlású. Eszerint annak a valószínűsége, hogy éppen *n* darab fotont észleljünk, a fotonok átlagos számától, α-tól a következő szerint függ:

$$P(n,\alpha) = \frac{\alpha^n \mathrm{e}^{-\alpha}}{n!} \tag{4.33}$$

ahol α tetszőleges pozitív szám lehet, *n*-nek pedig egész számnak kell lennie.

A Poisson-eloszlás egy alapvetése, hogy a σ^2 szórásnégyzet (variancia) megegyezik az α átlagértékkel. Ha az átlagérték nagy, az eloszlás közelíti a Gauss-eloszlást. Ez a Poisson-eloszlásra akkor alkalmazható, ha elegendően nagy számú röntgenkvantum detektálódik (például detektorelemenként több mint 50).

Az átlagérték és a szórásnégyzet egyenlőségének kísérleti vizsgálata a röntgenkvantumzaj-korlátozott rendszerek esetén hasznos. Például hasznos lehet annak megvizsgálása, hogy egy adott rendszer által regisztrált képek röntgenkvantumzaj-korlátozottak-e. Az ilyen rendszereket röntgenkvantumzaj-korlátozottnak nevezik, a röntgensugár-elnyelőt pedig „elsődleges kvantumaknának" nevezik (lásd még 7.2.2. szakasz), ami azt fejezi ki, hogy a detektált röntgenkvantumok száma a képzaj elsődleges meghatározója. Az átlag–szórásnégyzet kísérletben az átlagot és a tapasztalati szórást paraméteresen, a dózis függvényében mérik. Ezt log–log skálán ábrázolják, a görbe meredekségének ½-nek kell lennie. Ha ugyanezt digitális detektorokra végezzük el, ideértve a CT-t is, az segít meghatározni, hogy melyik az a levegőkerma- vagy detektordózis-tartomány, amelyen a rendszer röntgenkvantumzaj-korlátozott.

4.5.2. A szórásnégyzet és a korreláció/kovariancia mértékei

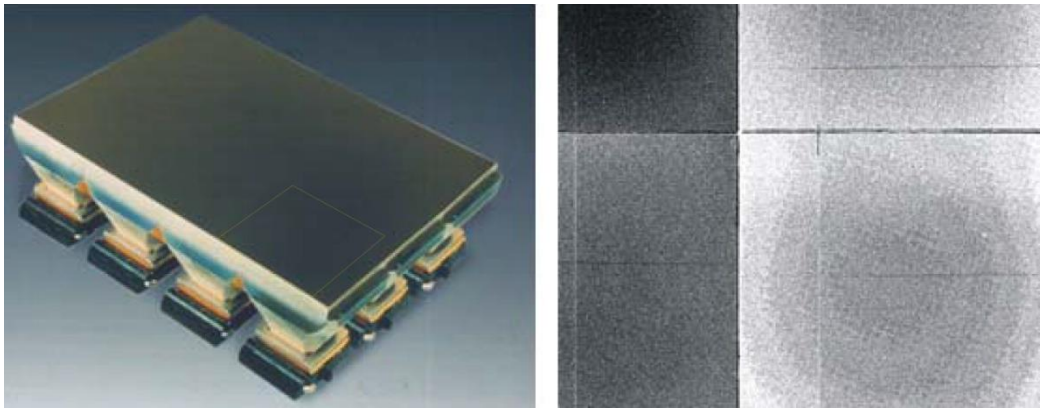
A képzajt nem korreláltnak nevezik, ha minden egyes pixelérték független a többi (szomszédos) pixel értékétől. Ha ez fennáll, továbbá a rendszer stacionárius és ergodikus, akkor egyszerű a rendszer zajának jellemzése: egyszerűen csak számítani kell a pixelenkénti szórásnégyzetet (vagy szórást) a képen.

A nem korrelált zajt „fehérzajnak" nevezik, mivel minden térbeli frekvencián azonos mértékben van jelen. A képeken minden röntgenzaj fehérzajként indul, mivel a röntgenkvantumok létrehozása sem térben, sem időben nem korrelált. Ennélfogva egy röntgenfoton keltése bármely időpillanatban és bármely irányban független mind a korábban keltett kvantumoktól, mind a később keletkezőktől.

Sajnos nagyon ritka, hogy egy leképező rendszerben a létrejövő képek térben korrelálatlanok legyenek. Ez abból ered, hogy minden egyes röntgenkvantum többszörös másodlagos információhordozókat kelt, amelyek szükségszerűen korreláltak, és egy adott keletkezési pontból terjednek szét. Ilyen módon egyetlen adott röntgenfoton által létrehozott jelek leggyakrabban több pixel között oszlanak meg. Ennek eredményeként a pixelek szórásnégyzete csökken és az egymással szomszédos pixelek korreláltak lesznek.

A zaj korrelálhat a leképező rendszer térbeli egyenetlenségeivel, azaz nem stacionárius. A legtöbb valós képalkotó rendszerben a stacionaritás csak részleges. Gyakran kerülünk olyan helyzetbe, hogy el kell döntenünk, vajon a stacionaritás feltételei megfelelően teljesülnek-e ahhoz, hogy lehetséges legyen a rendszer eltolásinvariáns tárgyalása. Erre egy példát mutat a 4.10. ábra, amelyen egy CCD detektorok tömbjéből álló leképező rendszer látható. A jobb oldali kép a

varianciaképet ábrázolja, amelyben a kép pixeleinek becsült szórásnégyzetei többszöri leképezés segítségével kerültek meghatározásra (azaz a sokaságból többszöri mintavételezés útján). A kép a szórásnégyzetben jelentős térbeli eltéréseket mutat, amelyek a száloptika csatolási hatásfokának, valamint a CCD-k érzékenységének eltéréseiből adódnak.



4.10. ÁBRA. Egy korai digitális röntgendetektor prototípusa, amelyben a fluoreszcens ernyő egy optikai csatolókból és CCD kamerákból álló tömbhöz illeszkedett. A jobb oldali kép a pixelenkénti szórásnégyzet értékeit ábrázolja, amelyeket a detektor felületének egy kisebb, az ábrán sárgával jelölt részén mértek. A látható rajzolatot a száloptikás összeköttetés illesztése, valamint a száloptika peremsötétedése (optikai vignettálás) és egyéb optikai torzításai okozzák, amelyek a detektor jel- és zaj-jellemzőinek erős térbeli változásait eredményezik.

A zajt a kép egyes pontjaiban sokaság-átlagként számított autokorrelációval lehet jellemezni:

$$R(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) = \langle \dot{g}(x, y)\dot{g}(x + \Delta x, y + \Delta y) \rangle \tag{4.34}$$

Itt a ġ jelölés azt jelenti, hogy g egy véletlen változó. Az átlaggal való korrelációkat:

$$\Delta\dot{g}(x, y) = \dot{g}(x, y) - \langle \dot{g}(x, y) \rangle \tag{4.35}$$

az autokovariancia függvény adja meg:

$$K(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) = \langle \Delta\dot{g}(x, y)\Delta\dot{g}(x + \Delta x, y + \Delta y) \rangle \tag{4.36}$$

A stacionaritás feltételezése folytán $\langle \Delta\dot{g}(x, y) \rangle = g$ állandó, amely a helytől független. Ha a véletlen folyamat szélesebb értelemben stacionárius, akkor mind az autokorreláció, mind az autokovariancia független az (x, y) helykoordinátáktól, és csupán az elmozdulástól függ:

$$R(\Delta x, \Delta y) = R(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) \tag{4.37}$$

$$\boldsymbol{K}(\Delta x, \Delta y) = K(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) \tag{4.38}$$

Ha a véletlen folyamat ergodikus, akkor a sokaság átlaga helyettesíthető egy térbeli átlaggal. Tekintsünk egy stacionárius, ergodikus folyamatból származó digitális képet, ilyen lehet például a beeső röntgensugárzás, ekkor az autokovariancia-függvény egy mátrix:

$$\boldsymbol{K}(\Delta x, \Delta y) = \frac{1}{2X}\frac{1}{2Y}\sum_{-X}^{+X}\sum_{-Y}^{+Y} \Delta\dot{\boldsymbol{g}}(x, y)\Delta\dot{\boldsymbol{g}}(x + \Delta x, y + \Delta y) \tag{4.39}$$

ahol a számítást a $2X \times 2Y$ pixelnyi tartományra kell elvégezni. Ekkor az autokovariancia értéke az origóban megegyezik a szórásnégyzettel:

$$\boldsymbol{K}(0,0) = \langle \Delta\dot{\boldsymbol{g}}(x, y)\Delta\dot{\boldsymbol{g}}(x, y)\rangle = \sigma_A^2 \tag{4.40}$$

ahol az alsó A index azt jelöli, hogy a számítás egy A területű apertúra mentén végzendő, ami tipikusan a pixel apertúra.

4.5.3. Zajteljesítmény-spektrumok

A zaj korrelációját meg lehet határozni a térbeli tartományban az autokorreláció használatával (ahogy az előző szakaszban vizsgáltuk), vagy a térfrekvencia-tartományban, a zajteljesítmény-spektrum (NPS) használatával, amelyet használatának bevezetőjéről, N. Wienerről Wiener-spektrumnak is neveznek. Ahhoz, hogy egy rendszer NPS-e jól kezelhető legyen, sok feltételnek kell megfelelni. Ezek közé tartoznak: a linearitás, az eltolási invariancia, az ergodicitás és a szélesebb értelemben vett stacionaritás. Digitális eszközök esetén az utóbbi követelmény helyébe a szélesebb értelemben vett ciklostacionaritás lép. Ha ezek a feltételek teljesülnek, akkor egy leképző rendszer zajtulajdonságait az NPS teljes mértékben leírja. Valójában az említett kritériumoknak való teljes megfelelés nem lehetséges, például a valóságos detektorok minden esetben véges méretűek és ezért szigorúan véve nem stacionáriusak. Azonban mindezen korlátok ellenére is általában lehetséges a *lokális* NPS kiszámítása.

Definíció szerint az NPS a térbeli sűrűség-fluktuációk FT-ja négyzetének a sokaságátlaga:

$$\boldsymbol{W}(u,v) = \left\langle \lim_{X,Y\to\infty} \frac{1}{2X}\frac{1}{2Y} \left| \int_{-X}^{+X} \int_{-Y}^{+Y} \Delta\dot{\mathrm{g}}(x,y)\mathrm{e}^{-2\pi\mathrm{i}(ux+vy)}\mathrm{d}x\,\mathrm{d}y \right|^2 \right\rangle \tag{4.41}$$

Az NPS és az autokovariancia függvény egy Fourier-transzformált párt alkotnak. Ez látható, ha a (4.36) egyenlet Fourier-transzformáltját vesszük és alkalmazzuk a konvolúciós tételt.

Egy diszkrét véletlenszerű folyamatnak, mint például amelyet egy digitális röntgendetektorral mérhetünk, az NPS-e:

$$\boldsymbol{W}(u,v) = \left\langle \lim_{N_x,N_y\to\infty} \frac{a_x}{N_x}\frac{a_y}{N_y} \left| \sum_{x,y} \Delta\dot{\boldsymbol{g}}(x,y)\mathrm{e}^{-\pi\mathrm{i}(ux+vy)} \right|^2 \right\rangle \tag{4.42}$$

Itt N_x és N_y az x, illetve y irányba eső detektorelemek száma, a_x, illetve a_y pedig az x, illetve y irányba eső detektorelemek pitch értéke. A (4.42) egyenlet szerint az összegzést a teljes térre el kell végezni. Ez a gyakorlatban nem lehetséges, hiszen véges kiterjedésű detektorokkal dolgozunk. A számításnak egy véges tartományra való korlátozásával meg lehet határozni az adott tartománybeli fluktuációk Fourier-összetevőit. Ezt az egyszerű számítást mintaspektrumnak nevezik. Ez egy lehetséges példát mutat a leképező rendszer által érzékelt zajra; jelölése $\dot{\boldsymbol{W}}$:

$$\dot{\boldsymbol{W}}(u,v) = \frac{a_x}{N_x}\frac{a_y}{N_y} \left| \sum_{m,n} \Delta\dot{\boldsymbol{g}}(x_m,y_n)\mathrm{e}^{-2\pi\mathrm{i}(ux_m,vy_n)} \right|^2 \tag{4.43}$$

A valódi NPS becsülhető a zaj M megvalósulásának mintaátlagával:

$$\ddot{\boldsymbol{W}}(u,v) = \frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} \dot{\boldsymbol{W}}_i(u,v) \tag{4.44}$$

Ideálisan az átlagolást úgy kellene végezni, hogy a detektor azonos tartományán képződött képek sorozatából számítjuk a mintaspektrumot. Azonban, ha feltételezzük a stacionaritást és az ergodicitást, akkor az átlagot a detektor tartományainak egy halmazán is képezhetjük. Ezzel a létrehozandó képek száma jelentősen csökkenthető.

Ekkor a $\ddot{\boldsymbol{W}}$ becsült NPS pontossága a becsléshez felhasznált minták számától függ. Gauss-statisztikát feltételezve az (u, v) frekvenciánál a $\ddot{\boldsymbol{W}}$ (x, y) becsült érték tapasztalati szórása a következő:

$$\sqrt{\frac{c}{M}}\ddot{\boldsymbol{W}}(u,v) \tag{4.45}$$

ahol $u = 0$ vagy $v = 0$ esetén $c = 2$, egyébként $c = 1$. A c értékei a FT cirkuláns voltából adódnak.

64 × 64 pixeles tartományok tipikusan elegendően nagyok az NPS számításához. 2D spektrum jó becsléshez mintegy 1000 ilyen tartomány szükséges.

Emlékezve arra, hogy az autokorrelációs függvény és az NPS Fourier-transzformált párt alkotnak, a Parseval-tételből következik, hogy:

$$\boldsymbol{K}(0,0) = \frac{1}{x_0 y_0 N_x N_y}\sum_{u,v}\ddot{\boldsymbol{W}}(u,v) \tag{4.46}$$

Ez az NPS számításának ellenőrzésére szolgáló hasznos és gyors módszer. Az NPS-nek rengeteg felhasználása van. Leginkább a leképező eszközök teljesítőképességének jellemzésére használják. Az NPS kivételesen hasznos a detektorzaj forrásainak vizsgálatában. Például a rossz földelés gyakran okoz vonalfrekvenciás zajt (tipikusan 50 vagy 60 Hz) vagy ennek felharmonikusait a képekben. Az NPS elősegíti ennek a zajnak az azonosítását. Ilyen alkalmazásoknál gyakori a normált NPS számítása, mivel az abszolút zajteljesítmény kevésbé fontos, mint a relatív. Amint azt a 4.6. szakaszban látni fogjuk, az NPS abszolút kiszámítása részét képezi a egyenértékű kvantumhatásfok (DQE) és a zajekvivalens részecskeszám (noise equivelent quanta, NEQ) méréseknek, a jeldetektálási elmélet alkalmazásakor pedig az NPS-re szükség van az SNR számításához.

Az MTF-fel ellentétben „előmintavételezett NPS” mérésére nincs mód. Ezért a nagyfrekvenciás kvantumzaj (a mintavételező rács által támogatottnál nagyobb frekvenciák) az alacsonyabb frekvenciákra fog átlapolódni. A nagy térbeli felbontású röntgendetektorok, mint például az a-Se fotokonverter, természetes módon átlapolják a nagyfrekvenciás zajt. A fluoreszcens anyagokon alapuló röntgendetektorok természetüknél fogva mind a jelet, mind a zajt még a mintavétel előtt elmossák, ezért úgy tervezhetőek, hogy sem jel-, sem zaj-átlapolódás nem fordul elő. Nincs konszenzus arról, hogy a zaj átlapolódás hasznos-e vagy káros. Végül is a zaj-átlapolódás szerepét a képalkotási feladat dönti el, amint azt a 4.6.3.1. szakaszban látni fogjuk.

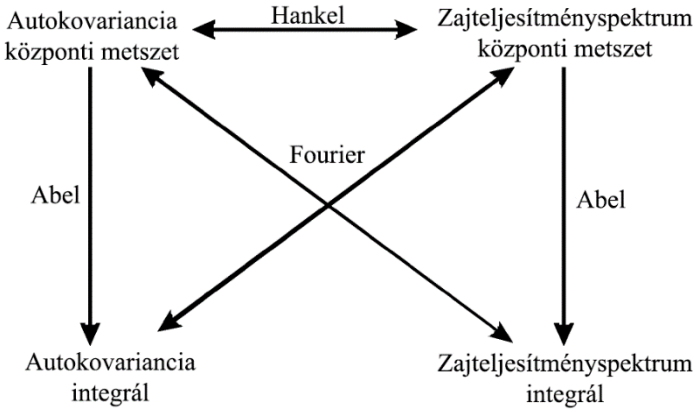
Amint az MTF-nél, úgy a 2D (vagy 3D) zajteljesítmény-spektrumnál vagy az autokovariancia függvénynél is néha előnyös 1D metszetek ábrázolása. Kétféle megjelenítés használatos, ezek egyike a központi szelet (metszet):

$$\boldsymbol{W}_{\mathrm{C}}(u) = \boldsymbol{W}(u, 0) \tag{4.47}$$

a másik az integrális alak:

$$\boldsymbol{W}_{\mathrm{I}}(u) = \sum_{v} \ddot{\boldsymbol{W}}(u, v) \tag{4.48}$$

Hasonlóan, ha a zaj forgásszimmetrikus, akkor átlagolni lehet gyűrű alakú tartományokra és sugárirányban ábrázolni. Az ábrázolás módjának megválasztása a kitűzött céltól függ. A leggyakoribb a központi metszet megjelenítése. Mindenesetre a különböző 1-D megjelenítéseket egymással összeköti a központi szelet tétel, amint ezt a 4.11. ábra mutatja.



4.11. ÁBRA. Az NPS-nek és az autokovariancia függvénynek mind az 1D integrálja, mind a központi metszete ábrázolható. A különböző ábrázolásokat egymással integrál- (vagy diszkrét) transzformációk kapcsolják össze. Az ábra a forgásszimmetrikus 1D zajteljesítmény-spektrum és autokovariancia függvény összefüggéseit mutatja.

4.5.4. Képalkotó láncok zajteljesítmény-spektrumai

A zaj terjedése, „kaszkádja” lényegesen bonyolultabb, mint az MTF összetétele. A zaj megfelelő elemzésének figyelembe kell vennie a különböző zajforrások korrelációját. Ezek igen sokfélék lehetnek, beleértve az elsődleges röntgenkvantumzajt, az elsődleges kvantumok másodlagos kvantumokká alakulási folyamatából eredő zajt (ilyenek például a látható fotonok a fluoreszkáló anyagokban vagy a töltéshordozók egy félvezetőben) és az ezekhez hozzáadódó különböző további zajforrásokat, mint például a digitális detektorok kiolvasó áramköreinek elektronikus zaja. Míg a zajterjedés általános elmélete túlnyúlik a jelen mű keretein, a következő két egyszerű példa szemléletes lehet.

4.5.4.1. Képkivonás (szubtrakció)

Az orvosi képalkotásban általánosan elterjedt a képek összeadása, kivonása vagy egyéb manipulálása. Egy klasszikus példa a digitális szubtrakciós angiográfia (DSA) (lásd 8.4.2. szakasz), amelyben a kontrasztanyaggal készített projekciós képet kivonják egy korábban készült ún. maszk képből, hogy egy olyan kép jöjjön létre, amely a két kép közötti, a kontrasztanyagtól származó elnyelési különbséget mutatja (a valóságban a logaritmusokat vonják ki egymásból). Ha a páciens eközben nem mozdult el, akkor az eredményként keletkezett kép a kontrasztanyaggal kiemelt érhálózatot ábrázolja.

A képkivonás hatására a zaj megnövekszik. Ez azért van így, mert valamely adott pixelre nézve a maszk és a kontrasztnövelt képek pixelértékei korrelálatlanok. Ennek eredményeképpen a kivonás mindkét kép zaját hordozza. A zaj négyzetesen adódik össze, így a kivont kép zaja $\sqrt{2}$-ször nagyobb lesz, mint a forrásképeké. A kivont kép zaján való javítás érdekében jellemzően a maszk-képet sokkal nagyobb dózissal alkotják meg, ami által a maszk zajának hozzájárulása a kivont kép zajához kisebb lesz.

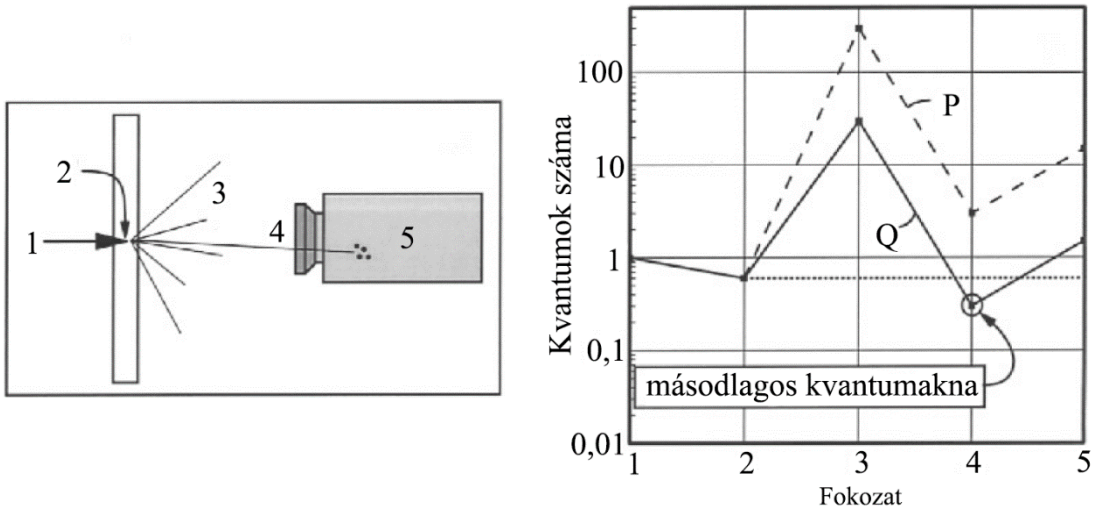
4.5.4.2. Elsődleges és másodlagos kvantumzaj

Tekintsük a 4.12. ábrán látható egyszerű leképező rendszert. Ebben a rendszerben a röntgenkvantumok beesnek a fluoreszcens ernyőre (1. lépcső). Az ernyőben elnyelődött kvantumok egy hányada fényt gerjeszt (2. lépcső). Egy-egy röntgenkvantum jelentős mennyiségű (akár 300-3000) fénykvantumot kelt. A fénykvantumoknak egy kisebb hányadát az objektív begyűjti (4. lépcső), majd az összegyűjtött fénykvantumoknak egy része töltéshordozókat (elektronokat és lyukakat) generál az optikai képfelvevő eszközben, például CCD kamerában (5. lépcső).

Az a folyamat, amelynek során a röntgennyaláb-eloszlásából egy elektronikus kép jön létre, szükségképpen zaj hozzáadódásával jár. Valóban, minden egyes lépcsőfok megváltoztatja a létrejövő kép zaját. Ebben az egyszerű modellben a zajnak két elsődleges forrása van: (i) a röntgen- (vagy elsődleges) kvantumzaj és (ii) a másodlagos kvantumzaj. Másodlagos kvantumzaj alatt értjük a fénynek a fluoreszkáló ernyőben történő létrejötte, az optikai rendszer fényáteresztése és a fénynek az optikai képfelvevő eszközben történő átalakulása során keletkező zajt. Mind a fénykvantumok, mind a töltéshordozók (jelhordozók) másodlagos kvantumok.

Minden egyes lépcsőfok egy véletlenszerű folyamattal jár. A röntgenkvantumok keltése Poisson-folyamat szerint történik. A fénykvantumoknak az egyes röntgenkvantumokból való létrejöttét általában tekinthetjük Gauss-eloszlásúnak. A 3-tól 5-ig terjedő lépcsőfokok a másodlagos kvantumoknak egy kiválasztását foglalják magukba, ezért binomiális folyamatnak tekinthetőek. E folyamatok láncolata

tárgyalható matematikailag. Azonban az orvosi képalkotás folyamatában a domináns zajforrás felbecslésének egy egyszerűbb megközelítése az, hogy meghatározzuk a képalkotó lánc egyes lépcsőfokain a részt vevő kvantumok számát; tipikusan a legkisebb számú kvantummal bíró lépcsőfok lesz a domináns zajforrás.



4.12. ÁBRA. Egy példa a kvantum-számfejtés fogalmára: egy egyszerű röntgendetektor. A domináns zajforrás megtalálásához a képalkotó rendszer minden egyes fokozatában kiszámítjuk a beeső röntgenkvantumokra jutó kvantumok darabszámát.

4.6. A JEL ÉS A ZAJ ELEMZÉSE

4.6.1. Kvantumjel-zaj viszony

Valamely képalkotó rendszer magaskontrasztú és alacsonykontrasztú felbontása között alapvető eltérés van. A magaskontrasztú felbontást általában a leképező rendszer belső elmosódása korlátozza. Egy bizonyos pontnál a rendszer már nem képes felbontani két, egymáshoz közel lévő tárgyat, hanem egy tárgyként jeleníti meg őket. Azonban alacsony kontrasztok esetén a tárgyak (még a nagy méretű tárgyak is) azért lehetnek felismerhetetlenek, mert a tárgyhoz tartozó jel lényegesen kisebb, mint a tárgyat tartalmazó tartomány zaja.

Általában az SNR a variációs együttható inverzeként van definiálva:

$$\mathrm{SNR} = \langle g \rangle / \sigma_g \tag{4.49}$$

ahol $\langle g \rangle$ a változó átlagértéke és σ_g a tapasztalati szórása.

Az SNR-nek ez a definíciója tehát megköveteli, hogy képek sorozatán vagy sokaságán egy adott pixelt (vagy egy adott tartományt) ismételten megmérjenek, azzal a kikötéssel, hogy minden mérés független (más szóval nincs időbeli korreláció). Egy ergodikus rendszerben a sokaság átlaga helyettesíthető egy tartományon vett átlaggal.

Ez a definíció nagyon kedvező a foton- vagy kvantumzaj esetén, mivel egy homogén röntgensugármezőben a röntgenkvantumok térben korrelálatlanok. Azonban a legtöbb rendszer a képet bizonyos mértékben elmossa, és ezáltal korrelációt visz a zajba. Emiatt abszolút zajszámításokhoz egy tartomány pixelértékeinek pixelzaját számítani általában nem megfelelő. Azt is fontos megjegyezni, hogy sok leképező rendszernek van bizonyos késleltetése vagy szellemképesedése, amely bizonyos maradékjel időbeli megmaradását okozza. A késleltetés is időbeli korrelációt visz a zajba és ezért az abszolút zajszámítást nehezíti.

Az SNR (4.49) egyenletbeli definíciója csak akkor hasznos, ha a képadatok mindig pozitívak, mint például a fotonszámok vagy a fénysűrűség. Olyan rendszerekben, amelyekben ez nincs biztosítva, mint például egy ultrahang rendszer, az SNR definiálása teljesítmények arányával történik és tipikusan decibelekben (dB) fejezik ki:

$$\mathrm{SNR_{dB}} = 10\lg\frac{P_s}{P_n} = 10\lg\left(\frac{A_s}{A_n}\right)^2 = 20\lg\frac{A_s}{A_n} \tag{4.50}$$

ahol P az átlagos teljesítmény, A pedig az s jel, illetve az n zaj amplitúdójának négyzetes középértéke.

4.6.2. Egyenértékű kvantumhatásfok

Rose munkája óta nyilvánvaló, hogy egy röntgenképalkotó rendszer képminőségét a kép létrehozásához felhasznált kvantumok száma dönti el. Ez vezetett a DQE egyenértékű kvantumhatások (detective quantum efficiency, más elnevezéssel detektív vagy hasznos kvantumhatásfok) definiálásához, amelyet a beeső kvantumok azon hányadának mértéke, amelyet a leképező rendszer a képen rögzít (vagyis amely hányada részt vesz a képalkotásban). Így tehát a DQE egy leképező rendszer hűségének a mérőszáma. A DQE-t általában a következőképpen definiálják:

$$\mathrm{DQE} = \frac{\mathrm{SNR^2_{out}}}{\mathrm{SNR^2_{in}}} \tag{4.51}$$

ahol a kép SNR^2-ét az *out* alsó index jelöli, míg a beeső röntgenkvantumok *in* alsó indexszel jelölt SNR^2-e:

$$\mathrm{SNR^2_{in}} = \phi \tag{4.52}$$

ahol ϕ a detektorra beeső röntgenkvantumok átlagos száma.

Az orvosi képalkotásba a DQE fogalmát R. Shaw vezette be. Ugyancsak ő vezette be a zajegyenértékű részecskeszám (noise eqivalent quanta, NEQ) fogalmát.

Az NEQ azon kvantumok effektív száma, amely szükséges ahhoz, hogy egy ideális detektor egy előírt SNR-t érjen el. Így a (4.51) egyenlet, a (4.52)-vel együttesen így írható át:

$$\mathrm{DQE} = \frac{NEQ}{\phi} \tag{4.53}$$

és innen:

$$\mathrm{NEQ} = \mathrm{SNR}_{\mathrm{out}}^2 \tag{4.54}$$

Bizonyos értelemben az NEQ a képadatok nettó értékét jelzi a röntgenkvantumok számában kifejezve, míg a DQE azt a hatásfokot definiálja, amellyel a leképező rendszer a röntgenkvantumokat képadatokká alakítja.

A DQE-nek a (4.51) vagy a (4.53) egyenletben megadott definíciója nem más, mint a DQE értéke a zérus térbeli frekvenciánál (lásd még 7.2.2. szakasz). A zérus térbeli frekvencia azt jelenti, hogy a detektor számlálja a röntgenkvantumokat, de nem alkot a pixelekből képet (azaz csupán a röntgenkvantumok számlálásának hatásfokával törődünk). Ilyen módon ϕ egyszerűen a detektorra beeső röntgenkvantumok megszámlált mennyisége. E szerint a definíció szerint egy olyan leképező rendszerre, amely minden röntgenkvantumot tökéletesen elnyel és amely további zajokat nem visz be a leképzésbe, a leképezés során tökéletesen megtartja az SNR értékét, és ebből adódóan ekkor NEQ = ϕ és DQE = 1.

Ha egy olyan detektort képzelünk le, amely minden szempontból tökéletes, kivéve a kvantumdetektálás η hatásfokát, amely kisebb 1-nél, azt tapasztalhatnánk, hogy míg a beeső kvantumok száma itt is ϕ, csupán $\eta\phi$ kvantum nyelődik el. Innen NEQ = $\eta\phi$ és DQE = η. Ebben a speciális esetben tehát a DQE megegyezik a kvantumdetektálás η hatásfokával, vagyis azzal a hatásfokkal, amellyel a röntgenkvantumok a detektorban elnyelődnek.

A DQE-t általánosabban a térbeli frekvenciákkal lehet kifejezni:

$$\mathrm{DQE}\ (u,v) = \frac{\mathrm{SNR}_{\mathrm{out}}^2\ (u,v)}{\mathrm{SNR}_{\mathrm{in}}^2\ (u,v)} \tag{4.55}$$

ahol figyelembe véve, hogy a röntgenkvantumzaj fehérzaj, és ezért az $\mathrm{SNR}_{\mathrm{in}}$ állandó (lásd (4.52) egyenlet):

$$\mathrm{SNR}_{\mathrm{in}}^2\ (u,v) = \Phi \tag{4.56}$$

ahol Φ a fotonfluens, amelynek mértékegysége 1/terület:

$$\mathrm{DQE}\,(u,v) = \frac{\mathrm{NEQ}\,(u,v)}{\Phi} \tag{4.57}$$

A DQE(u, v) azt mutatja meg, hogy egy adott (u, v) térbeli frekvencián a leképező rendszer mennyire jól viszi át a bemenő SNR_{in}-t. Hasonló módon az NEQ(u, v) a kvantumoknak azt az effektív számát adja meg, amelyek az adott frekvencián a kép előállításához hasznosulnak.

Az NEQ-t és a DQE-t ki lehet számítani mérhető mennyiségekből, mégpedig:

$$\mathrm{DQE}\,(u,v) = \frac{\Phi\Gamma^2 T^2(u,v)}{W(u,v)} \tag{4.58}$$

és

$$\mathrm{NEQ}\,(u,v) = \frac{\Phi^2\Gamma^2 T^2(u,v)}{W(u,v)} \tag{4.59}$$

A (4.58) és (4.59) egyenletekből világos, hogy egy ideális rendszer esetén az NPS arányos az MTF négyzetével, $W(u, v) \propto T^2\,(u, v)$.

Az NEQ-ra és a DQE-re nézve a Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság (IEC) határozott meg szabványos mérési feltételeket. Röntgenfelvételezéshez a leginkább jellemző az RQA 5, mammográfiához az RQA-M spektrum használata. A levegőkerma függvényében kialakuló fluens táblázatokban szerepel, melyet a mért kerma értékének ismeretében alkalmaznak a Φ számításához.

4.6.3. Jel-zaj viszony

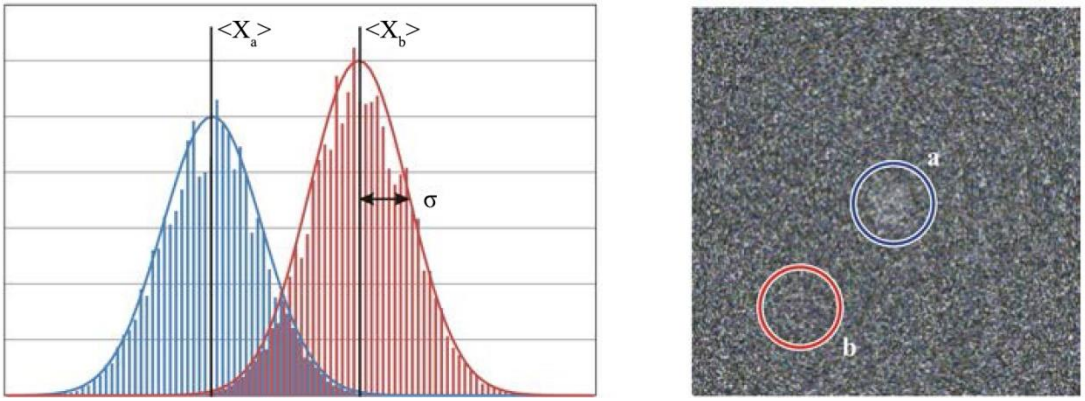
Ahogy az előbb definiáltuk, a kvantum-SNR a pixelértékeknek egy homogén tartományban való relatív ingadozásaival kapcsolatos. Azonban gyakran szükséges valamely meghatározott jel nagyságát a háttér zajához viszonyítani. Az SNR-nek egy alternatív definíciója a két tartomány átlagos jelértékének a tartományokbeli zajhoz való arányítása:

$$\mathrm{SNR} = \frac{|< x_a > - < x_b \rangle|}{\sigma} \tag{4.60}$$

ahol $\bar{x}_a$ és $\bar{x}_b$ az (a) tárgyon és a (b) háttéren mért átlagértékek, σ pedig a háttér tapasztalati szórása (4.13. ábra).

A háttér tartományának helyes megválasztása igen lényeges; a tapasztalati szórást arra a tartományra kell számítani, amely értelmes eredményt ad. Például, ha

képfeldolgozást (mint a küszöbölés) alkalmaznak a háttér homogenizálására, akkor a (4.60) egyenlet szerint definiált SNR határozatlan. Megjegyzendő, hogy a (4.60) egyenlet szerint definiált SNR különböző neveken ismeretes, jelkülönbség-zaj arány vagy kontraszt-zaj arány.



4.13. ÁBRA. Egy (a) kör alakú homogén tartomány látható egy homogén háttérben (b), kvantumzaj jelenlétében. A tárgy SNR-jét mint az átlagos jel-különbségeknek és a háttér σ tapasztalati szórásával jellemzett zajnak a hányadosával lehet számolni.

Az SNR értékét először Rose magyarázta, aki a televíziós képek minőségének számszerűsítése iránt érdeklődött. Rose kimutatta, hogy egy tárgy akkor különíthető el a háttértől, ha $SNR \geq 5$. Ez az egyszerű *t*-próbával hozható összefüggésbe, amelyben egy $1{:}10^6$ hibaarány akkor érhető el, ha az átlagértékbeli eltérés a tapasztalati szórás 5-szörösével egyezik meg. Manapság ezt a képalkotó tudományokban Rose-kritériumnak nevezik. Meg kell jegyezni azonban, hogy az $SNR \geq 5$ feltétel valójában túl szigorú. A képalkotási feladattól függően ennél kisebb SNR értékek mellett is lehet eredményesen dolgozni.

A Rose-modell alapfeltevése az, hogy egy kép detektálásának korlátozó tényezője a képalkotáshoz felhasznált sugárdózis (ezáltal a röntgenkvantumok száma). Ideális leképező rendszerben ez igaz is. Valójában minden képalkotó rendszert azzal a fő céllal terveznek, hogy röntgenkvantumzaj-korlátozott (primerzaj-korlátozott) legyen, amint ezt a 4.5.4.2. szakaszban tárgyaltuk. Azonban a zaj-korlátozottságok osztályozására Wagner javasolt egy osztályozást, amelyet érdemes megemlíteni.

A Wagner-féle osztályozás szerint négy lehetséges főbb korlátozottság fordul elő a tárgyak detektálásában: (i) kvantumzaj-korlátozottság; (ii) műtermék-korlátozottság; (iii) anatómiai korlátozottság; és (iv) megfigyelői korlátozottság. Az előnyösnek tartott működési mód a röntgenkvantumzaj-korlátozott teljesítőképesség, mivel ennél valamely tárgy detektálhatósága vagy megkülönböztethetősége kizárólag a sugárdózistól függ. Ideális esetben így kellene működnie egy detektornak. A műtermék-korlátozottság az az eset, amelyben a leképező rendszer okoz olyan

műtermékeket, amelyek a detektálhatóságot korlátozzák. Klasszikus példái ennek a CT és az MR, ahol az adatgyűjtési műtermékek túlsúlyba kerülhetnek a jelnagysággal szemben. Anatómiai korlátozottságú detektálás esete akkor áll elő, ha a normál anatómia (például mellkasfelvételnél a bordák, mammográfiánál az emlő parenchima) akadályozza egyes objektumok detektálását, ezáltal csökkentve a megfigyelő teljesítőképességét. Végül pedig vannak olyan helyzetek, amelyekben a maga megfigyelő jelenti a teljesítőképesség korlátozó tényezőjét. Például egy lézió lehet jól látható, mégis a megfigyelőt megzavarhatja, figyelmét elvonhatja egy nyilvánvalóan jóindulatú vagy akár normális anatómiai képlet. Így tehát az észlelés lehetséges volt, de nem következett be. Ez a fejezet kizárólag a kvantumzaj-korlátozott teljesítőképességgel foglalkozik, amely az „ideális megfigyelő" módszerekkel számítható. A 18. fejezet a valóságos megfigyelők modellezését tárgyalja.

4.6.3.1. Feladatspecifikus megközelítés

Az MTF, az NPS, az NEQ és a DQE a detektor frekvenciafüggő jellemzői. Azonban ezek lehetővé teszik egy objektum képének a kiszámítását. Speciálisan az SNR-t alkalmazhatjuk arra, hogy a detektornak egy pontosan ismert jel és egy pontosan ismert háttér esetén adott feladatok végrehajtására való képességét számszerűsítsük, egy ideális megfigyelőt feltételezve, amelyet Gauss-statisztika jellemez. Ebben az esetben a megfigyelő számára az a feladat a kihívás, hogy döntsön két feltevés között, amelyek egy bizonyos adatsoron alapulnak. Az első hipotézis szerint a várt bemenőjel jelen van ($\boldsymbol{f_I}$) és a $\boldsymbol{g_I}$ képet egy közelítőleg Gauss-féle valószínűségeloszlás írja le. Az alternatív hipotézis szerint a várt bemenőjel nincs jelen ($\boldsymbol{f_{II}}$).

E feladat SNR-jét az alábbi képlet adja meg:

$$\mathrm{SNR}_{\mathrm{I}}^2 = \left\langle \Gamma^2 \iint \frac{|\boldsymbol{\Delta f}(u,v)|^2 \boldsymbol{T}(u,v)^2}{\boldsymbol{W}(u,v)} \mathrm{d}u\, \mathrm{d}v \right\rangle \tag{4.61}$$

ahol $\boldsymbol{\Delta f}(u,v) = \boldsymbol{f_I}(u,v) - \boldsymbol{f_{II}}(u,v)$ a jelen lévő és hiányzó jel különbsége. Egy digitális detektorra $\boldsymbol{T}$ az elő-mintavételezett MTF, és így az átlapolódást a jelen létrejövő összes átlapolódásra való összegzés révén kell figyelembe vegyük:

$$\mathrm{SNR}_{\mathrm{I}}^2 = \left\langle \Gamma^2 \iint \frac{\sum_{j,k} \left|\Delta \boldsymbol{f}(u+u_j, v+v_k)\right|^2 \boldsymbol{T}(u+u_j, v+v_k)^2}{\boldsymbol{W}(u,v)} \mathrm{d}u\, \mathrm{d}v \right\rangle \tag{4.62}$$

ahol a j és k indexek jelölik (2D-ben) az átlapolódásokat. Ezen a módon kiszámíthatjuk egy ideális megfigyelő SNR-ét bármely tárgy detektálására egy pontosan ismert jel – pontosan ismert háttér feladatban. A 18. fejezet majd leírja

azokat a módszereket, amelyekkel ezt a modellt kiegészítve le lehet írni a valóságos megfigyelők jellemzőit.

4.6.4. SNR^2/dózis

Az orvosi képalkotásban a sugárvédelem végső célja, hogy egy kiválónak minősíthető képet kapjunk, amely a páciens számára a legnagyobb haszonnal jár, a lehető legkisebb károsodás mellett. Az eddigiek alapján számítani tudjuk az SNR-t egy adott tárgy (pl. egy daganat) észlelésére egy ismert háttér mellett. Ez a számítás egy meghatározott detektor partamétereire vonatkozik, így a detektorok összehasonlíthatóak vagy optimalizálhatóak. A számítás a „haszon” egy célszerű helyettesítője, mivel, ha egyszer a betegséget észlelték, akkor már kezelni is lehetséges. Ezért szükséges ezt a hasznot valamilyen számszerű kockázathoz viszonyítani.

Egy hasznos mérték az SNR^2/E hányados, ahol E az effektív dózis (lásd 22.4.3. szakasz). Ez a metrika az SNR^2-et alkalmazza, arra tényre alapozva, hogy kvantumzaj-korlátozott leképezés esetén $SNR \propto \sqrt{\Phi}$; így a hányados invariáns a dózissal. A páciensdózis más leírói is hasznosak lehetnek, például a bőrdózis optimálása esetén. Ezt a leírásmódot alkalmazva például lehetséges egy adott feladathoz az optimális röntgenleképezési technika (csőfeszültség, szűrés stb.) meghatározása.

IRODALOMJEGYZÉK

BARRETT, H.H., MYERS, K.J., Foundations of Image Science, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2004).

BEUTEL, J., KUNDEL, H.L., VAN METTER, R. (Eds), Handbook of Medical Imaging: Vol. 1, Physics and Psychophysics, SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (2000).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Medical Imaging – The Assessment of Image Quality, ICRU Rep. 54, ICRU, Bethesda, MD (1996).

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment — Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices: Part 1: Determination of the Detective Quantum Efficiency, Rep. IEC 62220-1, IEC, Geneva (2003).

PRINCE, J.L., LINKS, J.M., Medical Imaging: Signals and Systems, Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ (2006).

5. fejezet

A RÖNTGENSUGÁRZÁS KELETKEZÉSE

R. NOWOTNY
Medical University Vienna,
Bécs, Ausztria

Fordította: Dr. Trón Lajos

Lektorálta: Dr. Major Tibor

5.1. BEVEZETÉS

A diagnosztikai radiológiában alkalmazott különböző képalkotó módszerek alapját a röntgensugarak szövetek és szervek atomi összetételéből adódó eltérő elnyelése képezi. A röntgensugarak előállításának alapelvei felfedezésük óta változatlanok maradtak. A röntgencsövek tervezésén azonban sokat finomítottak, hogy elérjék a mai radiológiai vizsgálatokhoz szükséges teljesítményt. Ebben a fejezetben a röntgensugarak előállításának alapelvei és a röntgencsövek kibocsátotta sugárzás jellemzése kerül ismertetésre. A röntgensugárzást keltő alapvető folyamatokat az 1.4. szakasz ismerteti.

5.2. A RÖNTGENSUGÁRZÁS KELETKEZÉSÉNEK ALAPJAI

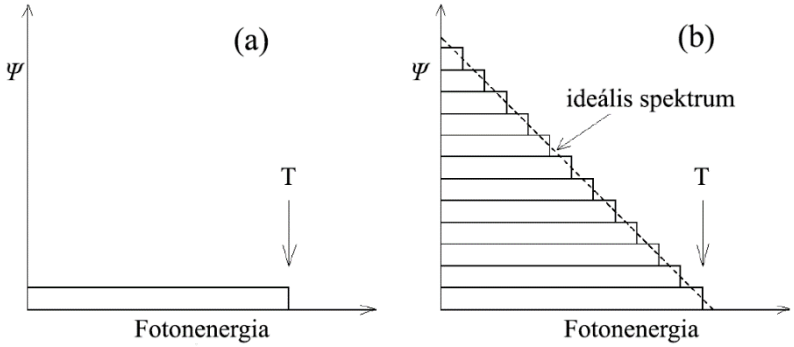
A röntgensugárzás előállításához nagyenergiájú elektronokkal bombáznak egy vastag anódot. Ezek az elektronok bonyolult ütközéseken és szórási folyamatokon mennek keresztül lelassulásuk során, ami fékezési és karakterisztikus röntgensugárzás keletkezéséhez vezet. A következőkben ismertetjük ennek a folyamatnak a klasszikus elméleten alapuló egyszerűsítését.

5.2.1. Fékezési röntgensugárzás

A nagyenergiájú elektronokat az anyagban többnyire ütközések és gerjesztési kölcsönhatások lassítják le. Ha egy elektron közel kerül egy atommaghoz, a vonzó Coulomb-erők hatására megváltozik az elektron pályája. A lassuló vagy pályáját változtató elektron elektromágneses sugárzást bocsát ki, amelyet fékezési (Bremsstrahlung) sugárzásnak nevezünk, és az elektron mozgási energiája a kibocsátott foton energiájával csökken. A fékezési sugárzásból eredő foton energiája függ a vonzó Coulomb-erőktől, azaz az elektron magtól mért távolságától.

Vékony céltárgy elektronokkal való bombázása során a kilépő elektronok energiafluense a klasszikus elmélet szerint konstans, a nulla és az elektron kezdeti kinetikus energiája közötti intervallumban (5.1(a) ábra). Egy vastag céltárgyat úgy lehet elképzelni, mintha sok vékony céltárgyrétegből álló szendvics lenne, amelyek

mindegyike az előzőhöz hasonló, egyenletes energiafluens-eloszlást eredményez. Amint az elektron lassul az egyes rétegekben, energiaeloszlásának maximuma is úgy csökken, míg nyugalmi állapotba nem kerül. Ezeknek az egyenletes eloszlásoknak a szuperpozíciója egy vastag céltárgy esetében háromszög alakú energiafluens-eloszlást hoz létre, az "ideális" spektrumot (5.1(b) ábra). Ez a modell valójában egyszerűsítés, mivel a kvantummechanika elmélete szerint egy vékony réteg esetében az eloszlás nem egyenletes, és az elektron energiájának rétegről rétegre történő lépcsőzetes csökkenése nem írja le helyesen az elektronok lassulását.



5.1. ÁBRA. (a) T kinetikus energiájú elektronokkal bombázott vékony céltárgyból származó röntgenfotonok Ψ energiafluensének egyenletes eloszlása. (b) Egymásra helyezett, vékony céltárgyakból álló vastagabb céltárgy esetén minden egyes céltárgyréteg egyenletes fluenseloszlással járul hozzá a teljes eloszláshoz, feltéve, hogy rétegről rétegre egyenletes az elektron energiájának csökkenése. Ezek szuperpozíciója egy háromszög alakú, ideális spektrumot eredményez.

A háromszög alakú spektrumnál nem számolunk semmilyen sugárgyengítéssel. A modell koncepcióját követve az elektron energiájának növelésével a röntgensugárzást kibocsátó vékony rétegek száma növekszik. A háromszög alakú terület az elektron energiájának négyzetével arányosan nő. Tekintettel arra, hogy a teljes energiafluens arányos a háromszög területével, az anódot bombázó elektronok mozgási energiáját pedig a röntgencső U_A feszültsége határozza meg, a röntgencső sugárzási teljesítménye U_A^2-tel arányos. Ez az összefüggés csak akkor érvényes, ha a sugárgyengítésből és a karakterisztikus sugárzás kibocsátásából adódó spektrális változásokat nem vesszük figyelembe. Azonban ez egy ésszerű ökölszabály.

5.2.2. Karakterisztikus röntgensugárzás

Egy nagyenergiájú elektron egy atomi elektronnal ütközve ki tudja azt lökni, ha mozgási energiája meghaladja az adott héj elektronjainak kötési energiáját. A kötési energia a legbelső K-héjban a legnagyobb, a külső héjak (L, M stb.) felé pedig egyre csökken. A szóródó elektron energiája a beérkező elektron kinetikus energiájának és az érintett héjhoz tartozó kötési energiának a különbsége. A héj üresedése ezután feltöltődhet egy külső héjról származó elektronnal, amit az érintett héjak kötési

energiái közti különbségnek megfelelő energiájú röntgenfoton kibocsátása kísér. A kötési energiák és az ilyen kölcsönhatásokból származó, monoenergiás sugárzás egyedi és minden elem esetében az adott elemre jellemző (karakterisztikus).

A K-sugárzás a K-héjra vezető elektronátmenetekhez tartozó sugárzást, az L-sugárzás, hasonlóképpen, az L-héjra vezető elektronátmeneteket kiséri. Az üresedést kitöltő elektron eredetét alsó indexszel (α, β, γ, stb.) jelzik, ahol α a szomszédos külső héjból, β az azt követő külső héjból stb. induló átmenetet jelöli. A K_α sugárzás az L-héjból a K-héjba történő átmenetből származik; a K_β sugárzás az M-héjból a K-héjba történő átmenetekből, stb. Az energiák tovább bonthatóak a héj saját energiaszintjei miatt, amit számozott utótag jelez. Az ilyen átmenetek után egy-egy külső héjban keletkező minden további üresedés a megfelelő karakterisztikus sugárzás kibocsátását vonja maga után, így gyakran fotonkaszkád keletkezik.

Az 5.1. táblázat a diagnosztikai radiológiában használt gyakori anódanyagok kötési energiáit és K-sugárzási energiáit mutatja be.

A rendelkezésre álló energia a karakterisztikus sugárzás kibocsátása helyett átvihető egy elektronra, amely így a megfelelő héjból kilökődik (Auger-elektron). Az Auger-elektron keletkezésének valószínűsége a rendszámmal csökken.

5.1. TÁBLÁZAT. ÁLTALÁNOS ANÓDANYAGOK KÖTÉSI ENERGIÁI ÉS K-HÉJ ENERGIÁI

Elem[a]	kötési energia (keV)		karakterisztikus röngenfoton energiák (keV)			
	L-héj	K-héj	$K_{\alpha1}$	$K_{\alpha2}$	$K_{\beta1}$	$K_{\beta2}$
Mo	2,87/2,63/2,52	20,00	17,48	17,37	19,61	19,97
Rh	3,41/3,15/3,00	23,22	20,22	20,07	22,72	23,17
W	12,10/11,54/10,21	69,53	59,32	57,98	67,24	69,07

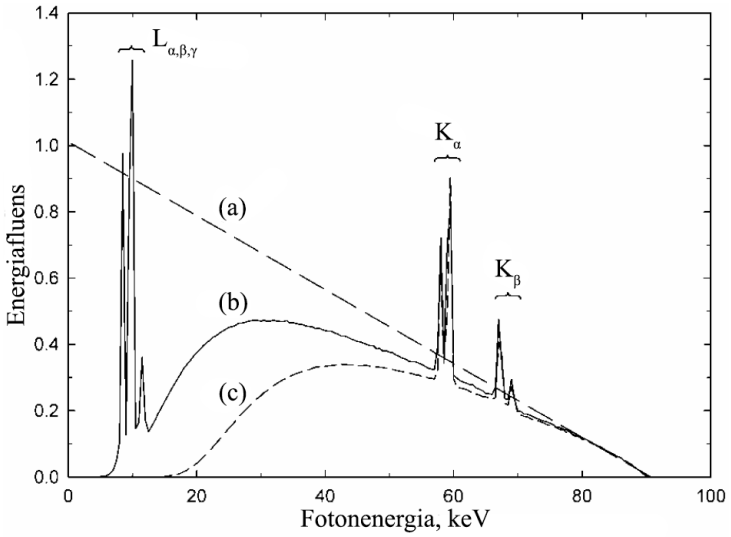
[a] Mo: molibdén; Rh: ródium; W: volfrám.

5.2.3. Röntgenspektrum

Az elektronok lelassulnak és megállnak az anódban, a csőfeszültségtől függően néhány tíz mikrométeres tartományban. Ennek eredményeként a röntgensugárzás nem a felszínen keletkezik, hanem az anódban, ami a röntgennyaláb gyengüléséhez vezet. Ez az önszűrés a spektrum alacsony energiáinál a legszembetűnőbb (5.2. ábra). Továbbá, ha az elektronok mozgási energiája meghaladja a kötési energiákat, akkor a spektrumban megjelenik a karakterisztikus sugárzás. Az L-sugárzást teljes mértékben elnyeli egy tipikus 2,5 mm Al szűrő (alumínium-egyenérték, lásd 5.6.2. szakasz). A K-él jelenléte a volfrám sugárgyengítésében a kontinuum hirtelen eséseként figyelhető meg 69,5 keV kötési energiánál. Volfrám anód esetén, a K-sugárzás

járuléka a teljes energiafluenshez kevesebb, mint 10%, 150 kV-os csőfeszültség mellett.

Amint azt a 2.4.4. szakasz bemutatja, az elektronok fajlagos sugárzási fékezőképessége Z^2-tel arányos, ahol Z az elnyelő anyag rendszáma. A fajlagos sugárzási fékezőképesség elektronpálya mentén vett integrálja a röntgensugárzás teljes energiafluensét, Ψ-t, a $\Psi \sim ZIU^2$ formában adja, ahol I az elektronáramot és U a csőfeszültséget jelöli. Ha nagy hozamú fékezési röntgensugárzás szükséges, akkor nagy rendszámú fémeket érdemes alkalmazni. Általában a volfrámot (Z = 74) választják, mivel ez a fém magas hőmérsékleteket is kibír (2757°C, $1{,}3 \times 10^{-2}$ Pa gőznyomáson). A villamos energia fékezési sugárzássá alakításának hatásfoka arányos az UZ szorzattal. 100 kV-on a hatásfok mindössze ~0,8%. A röntgencsövek tervezésénél fellépő legtöbb műszaki problémának ez az oka, ugyanis az elektronok gyorsítására alkalmazott villamos energia gyakorlatilag teljes egészében hővé alakul.



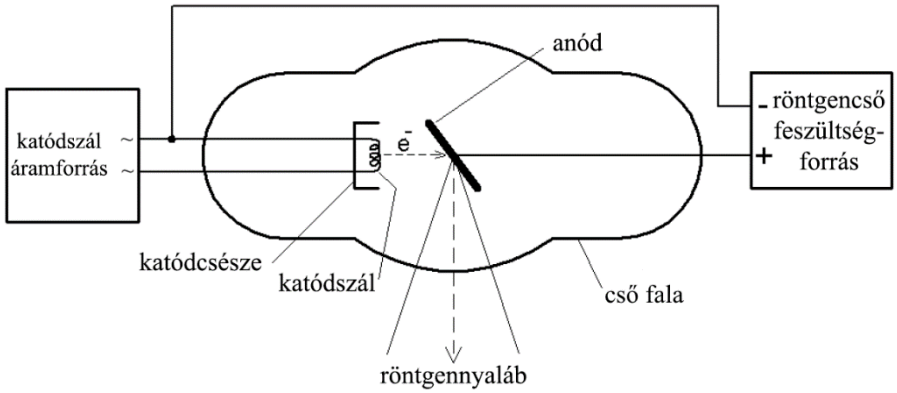
5.2. ÁBRA. (a) Ideális fékezési sugárzási spektrum volfrám anóddal (90 kV csőfeszültség), (b) a nyaláb kilépőablakánál mért tényleges spektrum, a karakterisztikus röntgensugarakkal (anódszög 20°, önszűrés 1 mm Be) és c) 2,5 mm Al-egyenértékkel szűrt spektrum.

A fékezési röntgensugárzás ideális energiaspektruma háromszög alakú, ha az energiafluenst tekintjük a spektrális intenzitást leíró mennyiségnek. A spektrális adatokkal végzett számításokhoz a fotonfluens praktikusabb mennyiség, ezért a következő szakaszokban a fotonfluenst használjuk. A létrehozott röntgensugárzás spektrumának leírására Monte Carlo módszereket alkalmazó, precízebb modelleket is kidolgoztak. Gyakorlati célokra a félig empirikus megközelítés kielégítő eredményeket ad, amelyek szimulációkban hasznosak [5.1].

5.3. RÖNTGENCSÖVEK

5.3.1. A röntgencsövek részei

A fékezési és a karakterisztikus sugárzás előállításához egyaránt az anódot bombázó nagyenergiájú elektronok szükségesek. Ennek megfelelően a röntgencső alapvető elemei egy elektronforrásként szolgáló fűtött volfrámizzószál, ami a fókuszáló csészével a cső katódjaként szolgál, egy anód vagy céltárgy, valamint a belső vákuumot fenntartó csőfal (ballon) (5.3. ábra). A katódszálon fűtőáram szabályozza az elektronok termikus kibocsátását, ami cserébe megszabja a katód és az anód között folyó elektromos áramot (cső- vagy anódáram). A katód és az anód közötti gyorsítást szolgáló potenciálkülönbség szabályozza a röntgensugárzás energiáját és hozamát. Ilyen módon a röntgencsőben két fő áramkör működik - az katódszál áramköre és a csőfeszültség áramköre.



5.3. ÁBRA. A röntgencső alapvető részei.

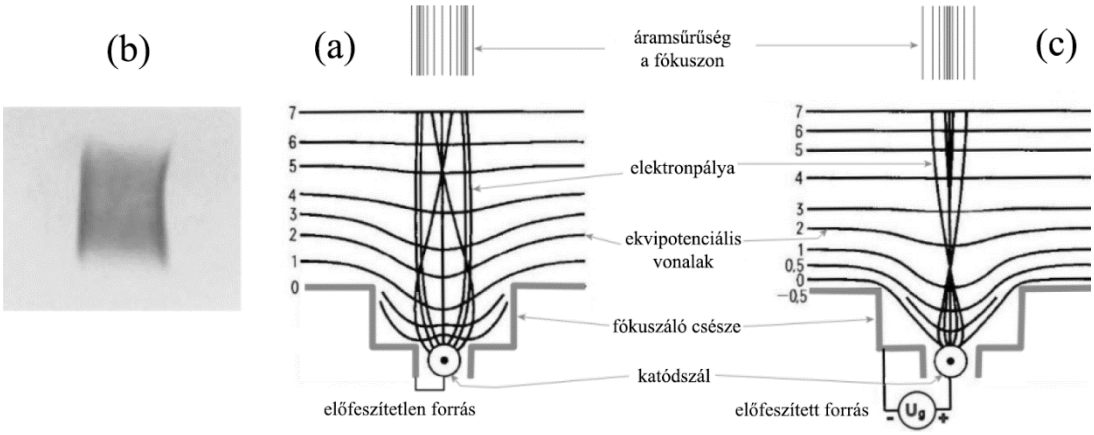
A tipikus anódáram a vizsgálat jellegétől függően <10 mA az átvilágítás során és 100 mA-től >1000 mA nagyságrendjébe esik az egyszeri felvételek alkalmával. A csőfeszültségek tipikus tartománya 40–150 kV az általános diagnosztikai radiológiában és 25–40 kV a mammográfiában.

5.3.2. Katód

A katódszál, a fókuszáló csésze, az anódfelület és a csőfeszültség együttesen olyan elektromos teret hoznak létre, amely az elektronokat az anódon lévő fókusz irányába gyorsítja (5.4. ábra). A kétfókuszú röntgencsövek általában két külön katódszál/csésze egységet (katódblokkokat) használnak.

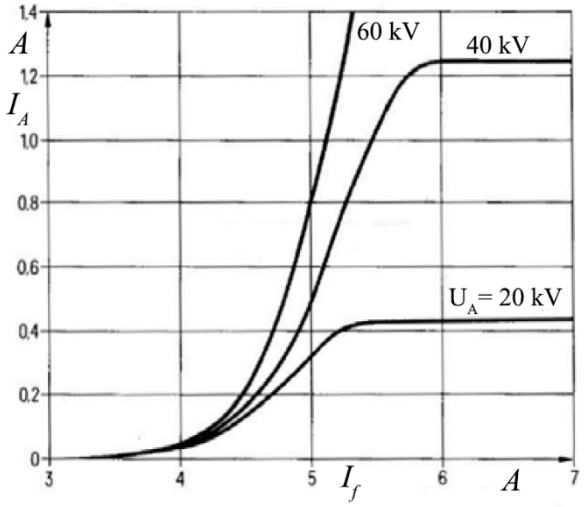
A fókuszálás mértéke a katódszál és a fókuszáló elektróda közötti potenciálkülönbségtől vagy előfeszítéstől függ. A fókusz mérete akkor lesz a legnagyobb, ha ezek azonos potenciálon vannak. Ha a negatív előfeszítés nő a fókuszcsészén, a fókuszméret csökken, és végül az elektronáram megszűnik. Ezt a

hatást néha a fókuszméret elektronikus szabályozására használják, vagy az anódáram gyors kapcsolására (rácsvezérelt csövek), mikor rövid besugárzó impulzusokra van szükség, úgymint az impulzus-átvilágításnál. Egyszerűen elérhető valamennyi előfeszítés, ha a katódszálat és a csészét egy nagy ellenállású, ún. rácslevezető (grid leak) ellenállással összekötjük. A katódszál felületéről kibocsátott elektronok egy része eltalálja és töltést ad át a csészének. A csésze a rácslevezető ellenálláson keresztül kisül, így a csésze a katódszálhoz képest negatív potenciálkülönbségen marad.



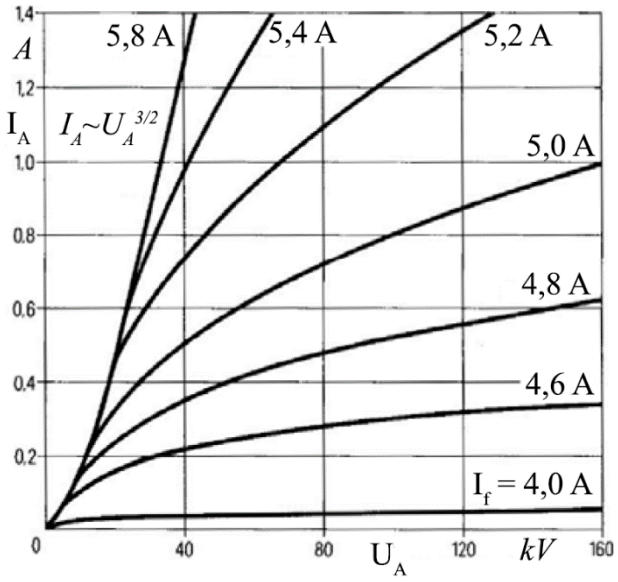
5.4. ÁBRA. (a) Egy előfeszítetlen fókuszáló csésze hatása az elektromos térre és az elektronpályákra. Az áramsűrűség egy jellegzetes bimodális eloszlása látható a fókusz tűlyuk-képén. (b) Előfeszített fókuszáló csésze (c) összesűríti az elektronpályákat, ami kisebb fókuszt eredményez. A számok kV-okban mért potenciálkülönbségeket jeleznek a csésze közelében.

A spirálisan feltekert katódszál jellemzően 0,2-0,3 mm átmérőjű volfrámhuzalból készül és 2700 K körüli hőmérsékleten működik. A volfrám forró felületről való párolgásának minimalizálása érdekében a katódszál hőmérsékletét alacsonyabban tartják, kivéve az expozíciók alatt, amikor üzemi szintre emelik. Az elektronok termikus emissziója a hőmérséklet növekedésével nő (Richardson-törvény) és a katódszálat beburkoló elektronfelhőt (tértöltés) hoz létre. Ez a tértöltés árnyékolja az anódfeszültségtől a katódszálat. A katódszál hőmérsékletének növelésével növekszik a tértöltés, és egy adott ponton túl az elektromos tér már nem tudja elvinni az összes keletkezett elektront, miközben az anódáram állandósul (tértöltés-korlátozott áram) (5.5. ábra). Ha az anódáram növelését a katódszál áramának növelésével próbáljuk elérni, az végül a katódszál meghibásodásához vezethet. A generátor vezérlése ezt a hibát általában elhárítja.



5.5. ÁBRA. Az I_A anódáram I_f fűtőáramától való függése különböző U_A anódfeszültségek mellett, az alacsonyabb anódfeszültségeknél megfigyelhető az anódáram tértöltés korlátolása.

Nagy anódfeszültségek esetén az izzószálról kipárolgó összes elektron az anód felé gyorsul, ami a csőfeszültségtől meglehetősen független anódáramot eredményez (telítési áram) (5.6. ábra).



5.6. ÁBRA. Az I_A anódáram U_A csőfeszültség-függése különböző I_f fűtőáramok mellett. Megjegyzés: alacsony áramerősségek mellett áramtelítés következik be.

5.3.3. Anód

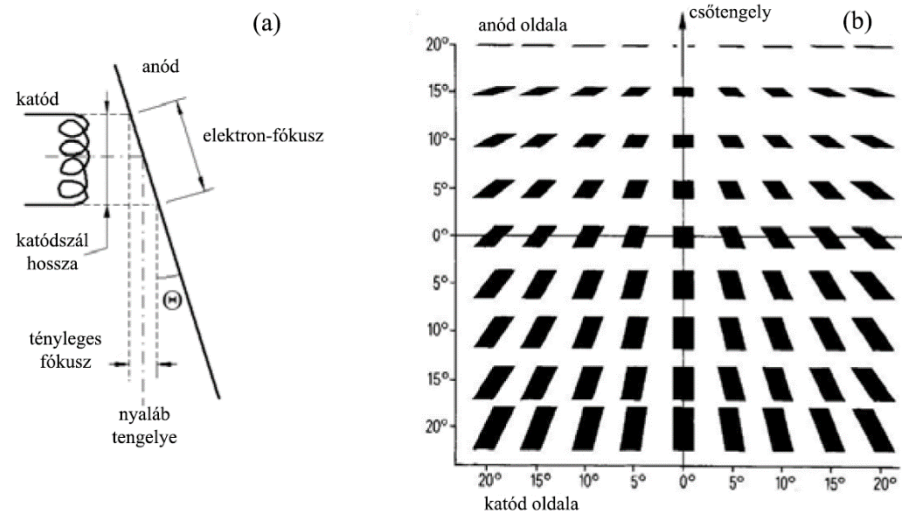
5.3.3.1. Az anód anyagának megválasztása

Az általános röntgenfelvételezéshez elengedhetetlen a nagyhozamú fékezési sugárzás, amihez nagy rendszámú (Z) anyagokra van szükség. A röntgensugárzás előállításának alacsony hatásfoka miatt ezért alapvetően úgy kell az anód anyagát megválasztani, hogy minél nagyobb legyen a felhasználhatóságának határt szabó legmagasabb hőmérséklet, amit az olvadáspont, a gőznyomás, a hővezetés, a fajhő és a sűrűség együttesen határoznak meg. E szempontok szerint itt a volfrám ($Z = 74$) a legjobb választás.

Mammográfiához gyakran használnak más anód anyagokat, például molibdént ($Z = 42$) és ródiumot ($Z = 45$). Az ilyen anódok esetében a röntgensugárzás spektrumában a fékezési sugárzás kevésbé jelentős, inkább az anód anyagára jellemző karakterisztikus röntgensugárzás dominál. Ez a képminőség és a páciens sugárterhelésére kielégítőbb optimalizálását tesz lehetővé. A digitális mammográfiában ezek az előnyök kevésbé jelentősek, ezért egyes gyártók a volfrám anódokat részesítik előnyben.

5.3.3.2. Vonalfókusz elve (anódszög)

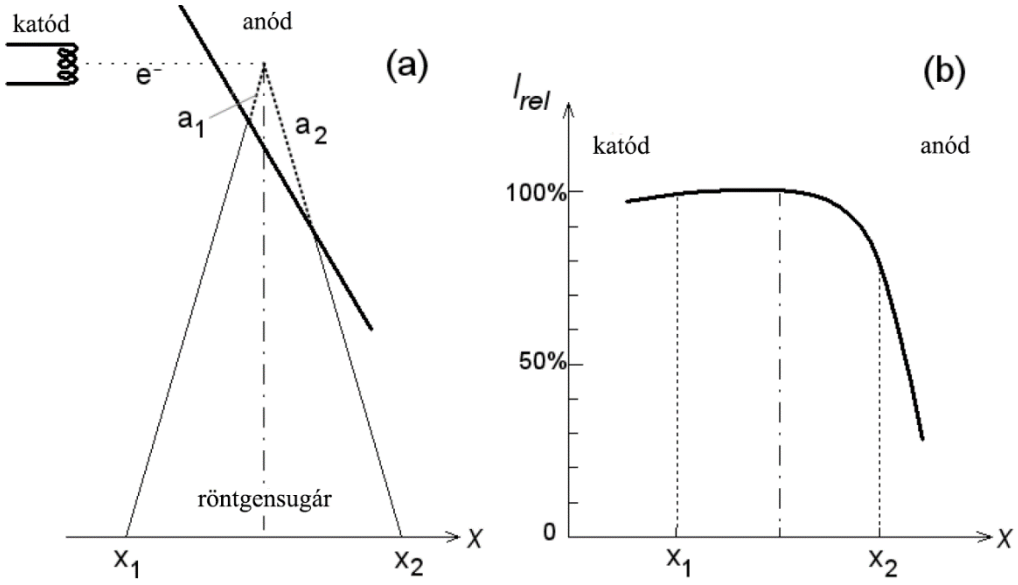
Mérés céljából a fókusz méretét a központi sugárnyaláb vetülete szerint határozzuk meg. Nagy anódáramok esetén az elektronok által bombázott anódterület a lehető legnagyobb kell legyen, hogy a teljesítménysűrűség elfogadható határokon belül maradjon. A jelentős hőleadás és a megkívánt kis fókusz méret egyidejű biztosításához a vonalfókusz elvét alkalmazzák (5.7(a) ábra).



5.7. ÁBRA. (a) A vonalfókusz elve: a katódszál hossza a nyaláb irányában kisebbnek látszik; (b) a fókusz formájának szemléltető ábrája a sugárzási tér különböző helyein (20°-os anódszög).

Az anód a cső tengelyéhez képest ferdén áll, jellemzően úgy, hogy a röntgensugármező középső sugara merőleges a cső tengelyére. Az elektronok az anódot az elektron-fókuszban érik, amelyet alapvetően a katódszál hossza határoz meg. Az elektron-fókusz sugárirányban sinθ szerint rövidebbnek látszik, ez az effektív fókusz (5.7(a) ábra). A diagnosztikai csövek anódszöge az alkalmazástól függően 6° és 22° közé esik, az általános felhasználású csöveknél 10–16°-ot használnak. A fókuszméret sugárirányú hossza az izzótekercs átmérőjétől és a fókuszáló csésze beállításától függ. A röntgencső fókuszának sugárirányú méretét az elektronsugárra vagy a cső tengelyére merőlegesen futó röntgensugárzás központi sugarára adják meg. A tényleges fókusz mérete a látómezőn belüli helyzettől függ, és a cső anódjától a katód felé haladva növekszik (5.7(b) ábra).

Kisebb effektív fókuszméretek elérése érdekében az anódszög csökkenthető, de ennek a megkívánt látómező mérete határt szab, mert a röntgensugárzási mező méretét az anód korlátozza. További korlátot jelent az anódsarok (5.8. ábra). Az anódon belül, a mélyebben keletkező röntgensugarak az anód anyagában megtett távolságnak megfelelő veszteséget szenvednek az elnyelődésük miatt. A röntgensugármező anód felőli oldalán kilépő röntgensugarak elnyelődése nagyobb mértékű, ami inhomogén röntgensugár-intenzitás eloszlást eredményez az egész sugármezőben. A projekciós röntgenfelvételezésnél ennek mértéke ellenőrizhető a sugárnyalábon keresztirányú levegőkerma méréssel, bár a röntgenfelvételeken ez gyakran alig észrevehető. A mammográfiában az anódsarok arra használatos, hogy a beeső levegőkerma a mellkasfaltól a mellbimbóig csökkenjen, ami megfelel e szerv vastagsága csökkenésének.

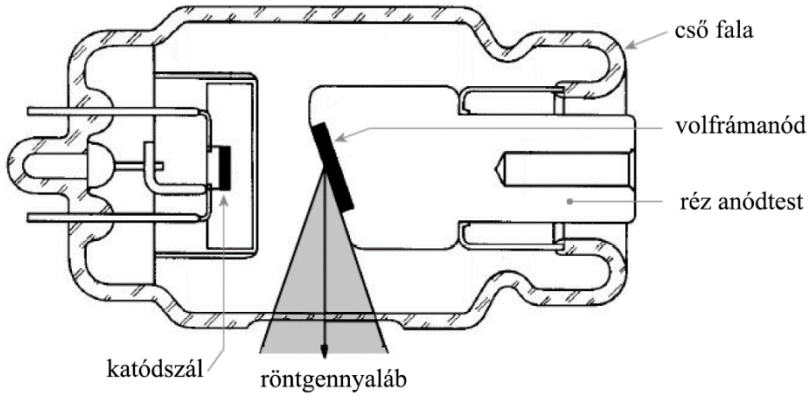


5.8. ÁBRA. (a) A röntgensugarak elnyelődése a sugárzási tér katódoldalán (a_1) kisebb, mint az anódoldalon (a_2). (b) Az I_{rel} nyalábintenzitás meredek csökkenése az anódoldalon a megnövekedett elnyelődést mutatja (anódsarok).

Az elsődleges fókuszban keletkező röntgensugárzáson kívül valamennyi fókuszon kívüli sugárzás is keletkezik az anódról visszaszórt elektronokból, amelyek aztán az anód fele gyorsulva a fókuszon kívül érik el azt. Az extrafokális sugárzás az elsődleges röntgennyaláb intenzitásának akár ~10%-át is kiteheti. Mivel a fókuszon kívüli sugárzás effektív fókuszmérete lényegesen nagyobb, mint az elsődleges fókuszé, ez kevéssé befolyásolja a képminőséget, mint például az alapfátyol és az elmosódás. Néha a test egyes részei a kollimált sugárnyalábon túl, a fókuszon kivüli sugárzás által kerülnek leképezésre (például a fülek a koponya frontális vetületeiben). A fókuszon kívüli sugárzás a páciens dózisát is növeli. A fókuszon kívüli sugárzás csökkentésére szánt rekesz legjobb elhelyezése a fókusz közelében van.

5.3.3.3. Álló- és forgóanódok

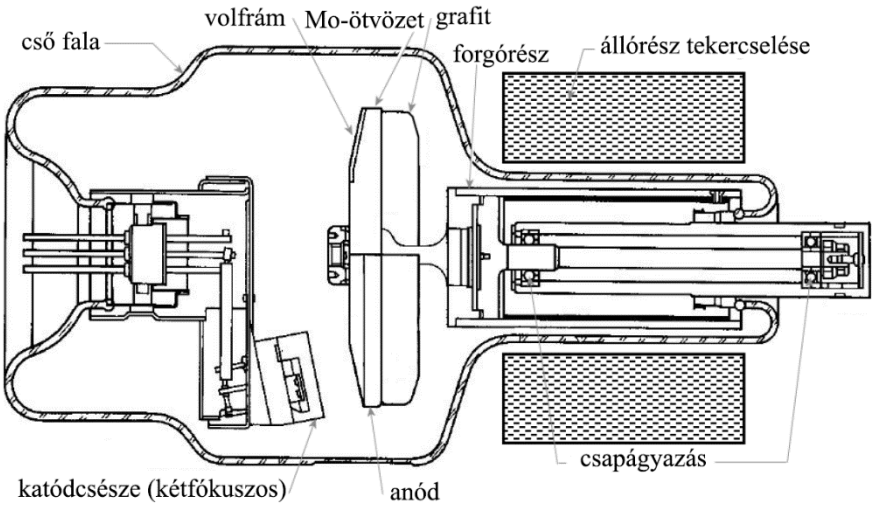
Állóanóddal ellátott röntgencsövet (5.9. ábra) lehet alkalmazni az olyan röntgenvizsgálatokhoz, amelyekhez csak kis anódáram szükséges, vagy ritkán előforduló kis teljesítményű expozíciókat igényelnek (pl. fogászati egységek, hordozható röntgenberendezések és mobil átvilágító rendszerek). Ezeknél anódként egy kis volfrámtömböt egy réztömbhöz forrasztanak, amely a hőt hatékonyan elvezeti a környező hűtőközegbe. Mivel a fókusz álló helyzetű, a maximális terhelést az anód hőmérséklete és a hőmérsékleti gradiensek határozzák meg.



5.9. ÁBRA. Állóanódú fogászati röntgencső

A legtöbb röntgenvizsgálathoz olyan fotonfluens szükséges, amelyet nem lehet állóanóddal előállítani, mivel ugyanazon folt nagyobb anódáramokkal történő bombázása az anód megolvadásához és tönkremeneteléhez vezetne. A forgóanódú csőben a volfrámkorong az expozíció során forog, így az elektronok által bombázott terület lényegében megnő a fókuszsáv kerülete szerint. Az energia sokkal nagyobb térfogatban oszlik el, mivel szétterül az anódtárcsán (5.10. ábra). Az anódtárcsát egy rövid csonkkal a forgórész csévetestéhez rögzítik. A forgórészt két golyóscsapágy tartja. Az újabb fejlesztéseknél folyékony fém biztosít úszó csapágyazást.

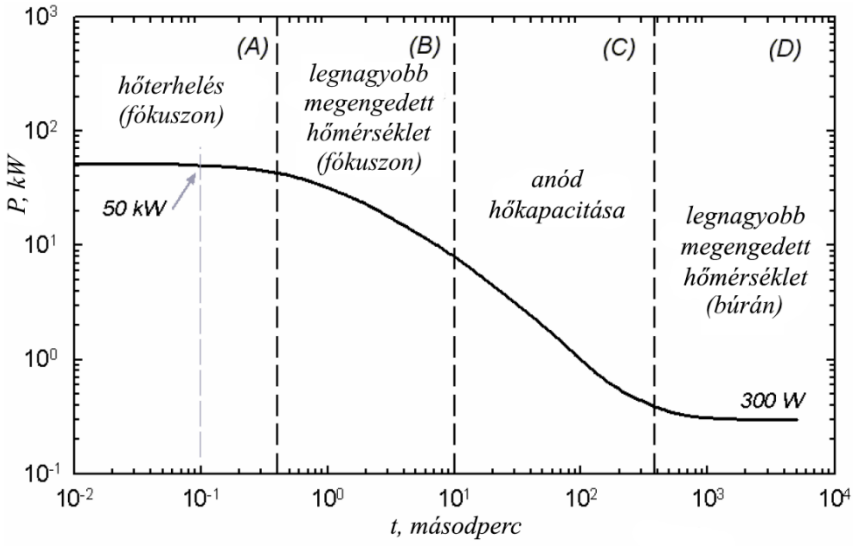
A forgóanódot egy aszinkron indukciós motor forgórészéhez rögzítik. A forgórész a ballonban csapágyakon (jellemzően golyóscsapágyakon) rögzített. A ketreces forgórész tömör rézből készült rudakból áll, amelyek a forgórész teljes hosszát alkotják. A forgórész két végén a rézrudakat gyűrűk kötik össze. A meghajtó mágneses tereket a cső falán kívüli állórész csévetestének tekercsei állítják elő. Az anód forgási sebességét a tápfrekvencia és az állórész aktív tekercseinek száma határozza meg. A fordulatszám magas (9.000–10.000 ford./perc) és alacsony (3000–3600 ford./perc) értékek között változtatható három- vagy csak egyfázis felhasználásával. A meglehetősen alacsony anódáramot igénylő vizsgálatoknál, mint például az átvilágítás használatakor, a csövet alacsony fordulatszámon működtetik. A forgórész csapágyazása a forgóanódú csövek kritikus alkatrésze a teljes szerkezettel együtt, a széles hőmérséklettartományú üzem nagy hőterhelést eredményez.



5.10. ÁBRA. Röntgencső összetett forgóanóddal és csőfallal. Mo: molibdén.

5.3.3.4. Hőtani jellemzők

A röntgencsövek használatának fő korlátozó tényezője az anód hőterhelhetősége. Az 5.11. ábra a legnagyobb megengedett hőterhelés időbeli függésének tipikus diagramját mutatja be. Az első 100 ms-on belül a legnagyobb terhelhetőséget az anód anyagában a fókusz (A) felszínéhez közeli hőmérsékleti gradiensek miatt kialakuló mechanikai feszültség határozza meg. Ennek következtében repedések alakulhatnak ki, amelyek növelik az anód felületének érdességét. Ez a hatás csökkenthető, ha duktilisebb ötvözetet (pl. volfrám/rénium ötvözetek) alkalmaznak a fókusznyom vonalán, ha növelik a fókusz méretét vagy az anód forgási sebességét.



5.11. ÁBRA. A legnagyobb megengedett csőterhelés időfüggése egyszeri expozíció, állandó áramerősség, 100 kV csőfeszültség és 50 kW-os cső esetén. A névleges teljesítményt 0,1 s-os expozíciós időre határozzák meg.

Már néhány másodpercig tartó expozíció is a legnagyobb megengedett szintre emeli a fókusszal közölt energia révén annak hőmérsékletét (volfrám esetében 2757°C) és így korlátozza a legnagyobb terhelhetőséget ((B) az 5.11. ábrán). A komputertomográfiás (CT) és átvilágító eljárásokban hosszabb expozíciós időre van szükség (10 s-tól >200 s-ig). Ekkor a teljes anódtárcsán elvezethető hő válik fontossá. Ebben a tartományban az anódtányér hővezetése és hőkapacitása jelentik a fontos fizikai tulajdonságokat ((C) az 5.11. ábrán). A hőkapacitás az anódkorongban tárolt energia, mikor az anód hőmérséklete elérte a megengedett legnagyobb értéket. Ez függ az anód anyagának fajhőjétől és tömegétől. A molibdén ebből a szempontból jobb, mint a volfrám. Az anód tömegének (átmérő, vastagság) növelése korlátolt, mivel a forgóanód kiegyensúlyozása a fellépő széles hőmérséklet-tartományban nehézségekbe ütközik. Mivel a grafit fajhője magasabb hőmérsékleten nagyobb, mint a molibdéné vagy a volfrámé, a hőkapacitás növelhető az anódtányér hátuljára szerelt grafit hűtőbordák segítségével. A grafit fokozza a hőelvezetést a feketetest-sugárzás révén.

A hosszú vagy folyamatos expozíciók esetén megengedett legnagyobb terhelhetőséget az anódból történő hőelvezetés hatékonysága határozza meg ((D) az 5.11. ábrán). A hő nagy része hősugárzással távozik és elnyelődik a cső falában és a környező szigetelőolajban. Így az alkalmazható teljesítményt korlátozó tényezők a legnagyobb megengedett hőmérséklet és a cső falának hőkapacitása. A hagyományos csöveknél az anódtárcsából a száron, a csévetesten, a csapágyakon és a csapágytartón keresztül történő hőelvezetés nem túl hatékony. Egyes csőkonstrukciókban a golyóscsapágyakat speciális perselycsapágyakkal (spirálhornyos csapágyak)

helyettesítették, amelyek kenésére folyékony galliumötvözet szolgál. Az ilyen csapágyak hőellenállása sokkal kisebb, mint a golyóscsapágyaké, ami fokozza a hőáramlást és növeli a cső folytonos terhelhetőségét. A röntgencsövek legújabb generációjában (forgóballonos cső) az anód hőelvezetése jelentősen megnövekedett azáltal, hogy az anódtányér hátoldala közvetlenül a hűtőolajjal érintkezik, ami lehetővé teszi a hosszú expozíciókat nagy anódáramokkal, amint azt a CT-vizsgálatok megkövetelik.

5.3.3.5. Csőfal

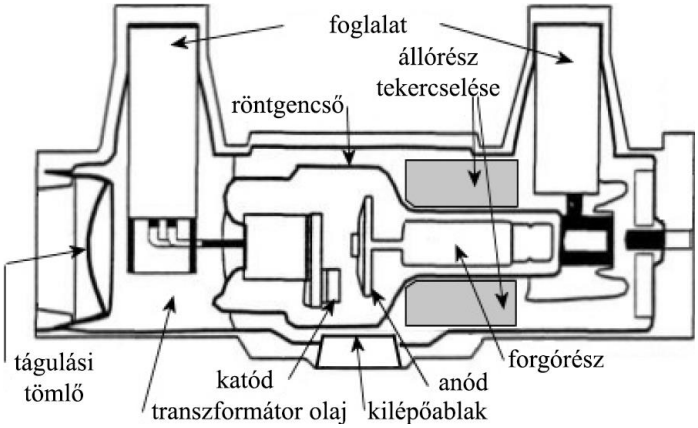
A csőfal vagy ballon fenntartja a szükséges vákuumot a röntgencsőben. Szivárgásából vagy az anyagok elgőzölgéséből eredő vákuumhibák a gázmolekulák fokozott ionizációját okozzák, ami lelassítja az elektronokat. Emellett a visszaáramló pozitív ionok árama károsíthatja vagy akár tönkre is teheti a katódszálat. A burkolat leggyakrabban üvegből készül, de a nagyteljesítményű csövek egyre gyakrabban üveg-fém vagy kerámia-fém fallal rendelkeznek.

A röntgensugár a burkolaton lévő ablakon keresztül lép ki a csőből. Az elnyelés csökkentése érdekében az üveg vastagságát ezen a területen csökkentik. Ha alacsony energiájú röntgensugarakat használnak, mint a mammográfiában, a kilépőnyílás berilliumablak, amelynek az üvegnél kisebb az elnyelése az alacsony rendszáma miatt.

5.3.3.6. Csőbúra

A röntgencsövet (amit gyakran betétnek is neveznek) egy csőbúrába szerelik, amely a szükséges szerkezeti stabilitást biztosítja (5.12. ábra). A cső fala és a búra közötti teret transzformátorolajjal töltik ki, amely elektromos szigetelésként szolgál, valamint biztosítja a hőelvezetést is a cső falának felületéről, amelyet az anód infravörös sugárzása fűt. A hőmérséklet változásával változik az olaj térfogata is, amiről a tágulási tömlő gondoskodik. Az olaj a hőt konvekció útján szállítja el a csőbúra felé, amit néha ventilátorok vagy hőcserélők révén kényszerhűtéssel fokoznak.

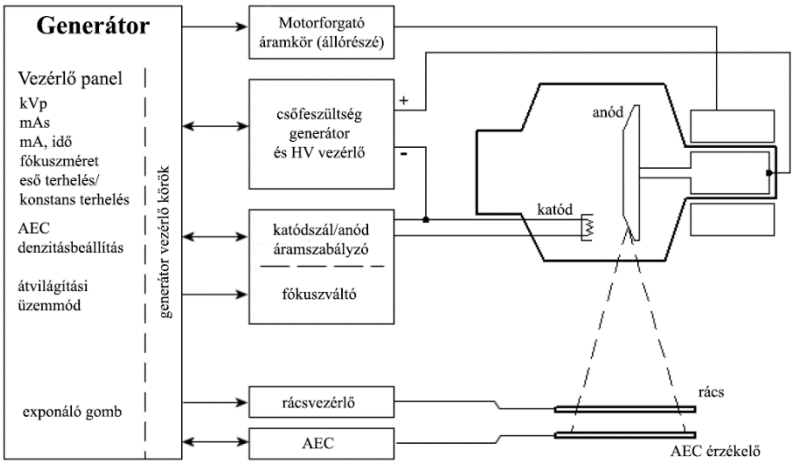
A búra sugárárnyékolást is biztosít, hogy megakadályozza bármely, az elsődleges nyalábon kívüli sugárzás kilépését a búrából. A búra belseje ólomlemezzel bélelt a szivárgó sugárzás minimalizálása érdekében. A szivárgó sugárzás által okozott, legnagyobb megengedett expozíciót szabályok korlátozzák (szabványok és egyes országokban jogszabályok). Továbbá, a csőbúrák mechanikai védelmet is nyújtanak a cső falának meghibásodása esetére.



5.12. ÁBRA. Általános célú röntgencső búrájának jellegzetes szerkezete.

5.4. A RÖNTGENCSŐ ENERGIAELLÁTÁSA ÉS SZABÁLYOZÁSA

A röntgengenerátor biztosítja a teljes villamos energiaellátást és jeleket a röntgencső működtetéséhez, és ellenőrzi a röntgensugárzás előállításához kapcsolódó üzemi feltételeket és a működtetés lépéseit az expozícióhoz egy vizsgálat során. Az alapvető alkotóelemek a katódszál-fűtőáramkör az anódáram beállításához, a nagyfeszültségű tápegység, a meghajtó áramkör az állórész tekercseihez, amelyek a cső anódjának forgatását biztosítják, az expozíciovezérlő a szükséges képreceptordózis biztosításához és a vezérlő panel (5.13. ábra). Az üzemi vezérlést gyakran mikroprocesszoros rendszer végzi, de még ma is használnak elektromechanikus eszközöket. A modern generátorok az anód hőmérsékletének szabályozását a csőre leadott teljesítmény monitorozásával és a szükséges hűtési időknek a cső teljesítménygörbéi alapján történő számításával biztosítják.



5.13. ÁBRA. Egy egyszerű röntgengenerátor felépítésének blokkvázlata. AEC: automatikus expozíciószabályozó; kVp: csúcsfeszültség.

5.4.1. Katódszál áramköre

Az izzószál fűtőáramát egy leválasztott transzformátor szolgáltatja. A generátor úgy van programozva, hogy a fűtőáramot a cső jellemzőinek megfelelően állítsa be. A fűtőáram <15 V_{AC} (váltakozó feszültség) mellett 10 A-ig terjed. A hőterhelés minimalizálása és az élettartam növelése érdekében az izzószál olyan hőmérsékletre van állandóan előmelegítve, amelyen a termikus emisszió még elhanyagolható.

Az izzószál hőtehetetlensége korlátozza a csőáram változásának sebességét (pl. eső terhelés). A termikus időállandó 50 és 200 ms között van. A fűtőáramok 100 vagy 120 Hz-es frekvenciája esetén, a csőáram kismértékű hullámzása az indukált hőmérséklet-változások eredménye. Nagyfrekvenciás generátorok esetén a katódszál hőtehetetlensége elnyomja a termikus emisszió ingadozásait.

5.4.2. Csőfeszültség előállítása

Csőfeszültség alatt, a hullámformától függetlenül, a feszültséggenerátor kVp csúcsfeszültségét értjük. A feszültség hullámossága, *R*, a legkisebb feszültség, kV_{min}, és a csúcsfeszültség viszonylagos különbségeként adódik, $R = (kVp - kV_{min})/kVp$. A röntgenberendezéseken a csőfeszültséget szimmetrikusan táplálják a csőbe, azaz 150 kV-os nettó potenciálkülönbség esetén -75 kV-ot táplálnak a katódra és +75 kV-ot az anódra. Ezt elektromosan úgy érik el, hogy a nagyfeszültségű transzformátor szekunder tekercsének középső kivezetését földelik. Ilyen megoldással kevésbé szigorúak az elektromos szigetelésre vonatkozó követelmények. A < 40 kV-os csőfeszültségű mammográfiában és néhány nagy teljesítményű csőnél az egyik elektródát földpotenciálon tartják.

Az expozíció hosszát a rácsvezérelt csövek kivételével a primer áramkör kapcsolásával oldják meg, amely meghatározza a cső nagyfeszültséggel való ellátását. Régebben az egy- és háromfázisú generátorokban elektromechanikus reléket alkalmaztak, de ma már elektronikus kapcsolóelemeket, például tirisztorokat használnak. Az egyfázisú generátorokban az időzítés csak a pulzusok időtartamának többszöröse lehet, ami rövid expozíciók esetén pontatlanságot eredményez. A háromfázisú generátorok kis áramerősségű előimpulzust használnak, hogy el lehessen kerülni a transzformátor magjának mágneses telítődését. A nagyfeszültség kikapcsolásakor a kábelkapacitásban és az áramkörben tárolt töltés a röntgencsövön keresztül sül ki. A feszültség hullámformája ezért kis lecsengést mutat, ami rontja a rövid impulzusok előállítását.

5.4.2.1. Egyfázisú generátorok

Az egyfázisú generátorok egyfázisú hálózati tápfeszültséggel és adott tekercsarányú transzformátorral működnek. A nagyfeszültséget a primer feszültségből állítják elő egy kapcsolt takaréktranszformátorral. A feltranszformált

feszültség félhullámú egyenirányítása 1-pulzusú hullámformát eredményez, ahol a pulzus egy félhullámot jelent a hálózati frekvencia (50 vagy 60 Hz) egy-egy periódusában. Néhány kisteljesítményű röntgenkészülék a csövet önegyenirányító diódaként használja, ahol az áram csak a katódtól az anódhoz folyik, de a forró anód miatti fordított áram korlátozott. Manapság egyenirányítóként szilárdtest diódákat használnak. A teljes hullámú egyenirányítás periódusonként 2 félhullámot eredményez (2-pulzusú hullámforma). Az 1- és 2-pulzusú feszültség hullámossága 100%.

5.4.2.2. Háromfázisú generátorok

Háromfázisú hálózati táplálás esetén három váltakozó feszültségű fázis áll rendelkezésre, egyenként 120°-os fáziseltolással. A teljes hullámú egyenirányítás ekkor periódusonként hat félhullámot ad (6-pulzusú hullámforma), 13,4%-os névleges hullámossággal. A transzformátor tekercselései és a feszültség kiegyensúlyozatlansága miatt a hullámosság a gyakorlatban megközelítheti a 25%-ot. Két szekunder feszültség állítható elő, ha a transzformátorba két szekunder tekercset építenek be. A teljes hullámú egyenirányított szekunder feszültségek kombinálásával delta- és csillagkapcsolások segítségével összesen hat fázist kapunk, egyenként 60°-os fáziseltolással. A teljes hullámú egyenirányítás ekkor periódusonként összesen 12 pulzust ad, 3,4%-os névleges hullámossággal (a gyakorlatban kevesebb, mint 10% elérhető). A háromfázisú generátorok hatékonyabbak és sokkal nagyobb sugárzáskibocsátást tesznek lehetővé, mint az egyfázisú generátorok.

5.4.2.3. Nagyfrekvenciás generátorok

Ez a generátortípus egy stabilizált tápegységet tartalmaz a készülékbe építve. Először a hálózati tápfeszültséget egyenirányítják és szűrik, hogy előállítsák az inverter áramkörhöz szükséges egyenáramú tápfeszültséget. Az inverter impulzusokat állít elő, amelyeket feltranszformálnak, egyenirányítanak és összegyűjtenek egy kondenzátorban, hogy a cső számára biztosítsák a nagyfeszültséget. Az inverter impulzusszámát a csőfeszültség szabályozására használják. A cső tényleges feszültségét a generátor érzékeli, és összehasonlítja a konzolon beállított feszültséggel. A különbséget ezután az inverter impulzusszámának módosítására használják, amíg a beállított feszültséget el nem érik. A csőáramhoz egy hasonló, külön inverter-rendszert használnak.

Egyetlen röntgenexpozíció impulzusának a hullámalakja úgy tűnik, mintha több tíz kilohertzes frekvenciájú lenne, innen ered a generátor neve. Az ilyen frekvenciákhoz szükséges transzformátorok sokkal kisebbek, mint az 50/60 Hz-es feszültségekhez szükségesek, ami jelentősen csökkenti a súlyukat. A kisteljesítményű generátorok beépíthetők a csőbúrába, így elkerülhető a nagyfeszültségű kábelezés.

A feszültség hullámossága sok technikai tényezőtől függ, de kisteljesítményű alkalmazásoknál jellemzően ~13%, nagyobb áramerősségnél ~4%-ra csökken. A feszültség- és áramszabályozást jellemző időállandó tipikusan <250 μs, ami az expozíciók egy- és háromfázisú generátorokénál jobb időzítését teszi lehetővé.

5.4.2.4. Kondenzátor-kisüléses generátorok

A nem megfelelő hálózati ellátással rendelkező vagy elszigetelt helyeken hasznosak a kondenzátor-kisüléses generátorok. Közvetlenül az expozíció előtt nagyfeszültségre töltenek fel egy röntgencsőhöz csatlakoztatott kondenzátort. Az expozíció kezdetekor csatlakoztatják a kondenzátort és az expozíció hosszát egy rács vezérli. Nagy csőáram és rövid expozíciós idő érhető el. A kondenzátor kisütése az expozíció során azonban a csőfeszültség esésével jár. Általában ~1 kV/mAs feszültségesés a szokásos. Mivel a kerma a feszültséggel együtt csökken, a vastag testrészek megfelelő exponálása problémás lehet.

5.4.2.5. Egyenfeszültségű generátorok

Az egyenfeszültségű generátoroknál a csővel sorba kapcsolt zárt hurkú lineáris feszültségszabályozó (pl. nagyfeszültségű triódák) biztosítja a minimális hullámosságú DC nagyfeszültséget. Nagy képkockasebesség és feszültségstabilitás érhető el. Az egyenfeszültségű generátorok veszítettek népszerűségükből, mert magas beruházási és üzemeltetési költségű, bonyolult technológiát alkalmaznak.

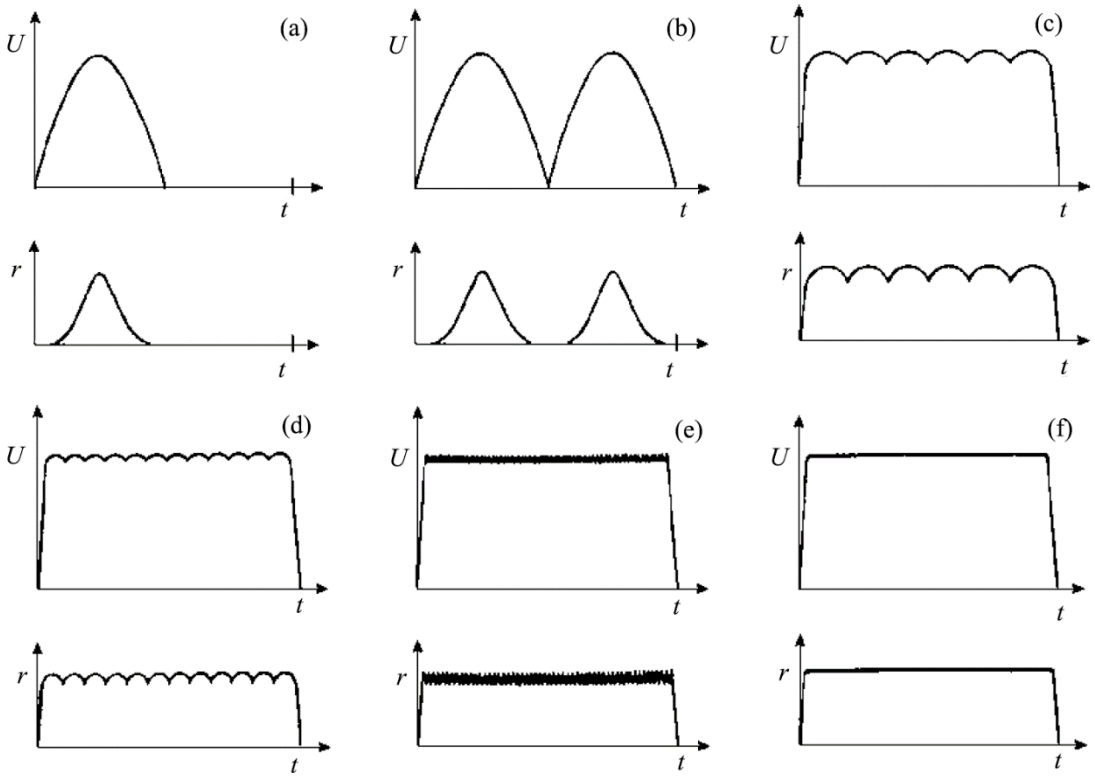
5.4.2.6. Generátortechnológiák összehasonlítása

Az 5.14. ábra a feszültség hullámformák összehasonlítását mutatja be a hozzájuk tartozó kermakibocsátás mértékével együtt. A röntgenfelvételezésnél kívánatos, hogy az expozíciós idők a lehető legrövidebbek legyenek. Az egypulzusú hullámformák csak egy ciklus felében keltenek sugárzást, és a kétpulzusú feszültségekhez képest megduplázzák az expozíciós időt. Mivel a kermakibocsátás mértéke körülbelül a csőfeszültség négyzetével nő, az 1- és 2- pulzusú hullámformák félhullámán belül jelentős az az idő, amely csak kevéssé vagy egyáltalán nem járul hozzá a kermakibocsátás értékéhez, ami hatásosan ismét csak az expozíciós időt növeli.

Az 1- és 2-pulzusú hullámformák egyaránt lágyabb röntgensugár-spektrummal bírnak, ami a páciens nagyobb sugárdózisát eredményezi. Az expozíciós idő és a páciensdózis azt jelzi, hogy az optimális hullámforma egy lényegében hullámosságtól mentes egyenfeszültség lenne, de a 12-pulzusú és a nagyfrekvenciás generátorok is közel optimálisak.

A hálózati váltakozó feszültséget nagyfeszültséggé átalakító generátorok működését zavarják a feszültség instabilitások. A generátor tervezésekor gyakran számolnak olyan eszközökkel, amelyek ezeket az ingadozásokat kompenzálják; a

nagyobb stabilitást és pontosabb csőtáplálást biztosító nagyfrekvenciás generátorok számítanak a jelenlegi csúcstechnikának.



5.14. ÁBRA. Feszültség (u) hullámformák és az azokhoz tartozó sugárzáskibocsátás (dózisteljesítmény (r)) és idő (t) függés: (a) 1-pulzusú, (b) 2-pulzusú (c) 6-pulzusú, (d) 12-pulzusú, (e) nagyfrekvenciás és (f) egyenfeszültségű generátorok esetén.

5.4.3. Expozíció időzítése

A csőáram és az expozíciós idő kiválasztásával manuálisan beállítható a röntgenfelvételi expozíció. Az egyenletes képminőség vagy film denzitás elérése érdekében kötelező az AEC használata, kivéve az olyan vizsgálatokat, amelyeknél a test méretének változásai nem jelentősek (pl. végtagok). Az AEC megszakítja az expozíciót, ha a képfelvevőre az előre beállított sugárzás mennyisége eljutott.

Az AEC rendszer egy, vagy akár három sugárzásmérőből áll (ionizációs kamrák vagy szilárdtest-detektorok). A detektorok jeleit felerősítik, integrálják, korrigálják a fotonenergiára és a dózisteljesítményre adott válaszukat, és végül összehasonlítják az előre beállított dózisszinttel. A kiválasztott szint elérésekor az expozíció megszakad. Ha az AEC nem szakítja meg az expozíciót, egy fedőidőzítő (reteszelés) szakítja meg. A röntgenberendezés telepítésekor a dózisszintek beállítása a képalkotó lánc valamennyi összetevőjének figyelembevételével történik, ideértve a filmeket és erősítőernyőket, képfelvevő lemezeket, filmelőhívást, a megkívánt csőfeszültséget és szűrést, elfogadható képzajt stb. A dózisszintek ilyen módon történő beállítását

minden előforduló csőfeszültségre, képfelvevőre és vizsgálattípusra el kell végezni. Vannak olyan berendezések, amelyek lehetővé teszik az előre beállított dózisszintek kézi finomhangolását a konzolon a denzitáslépcsők 10-20%-os lépésközű állításával.

A röntgenfelvételi berendezésekben általában ionizációs kamrákat alkalmaznak AEC detektorként, amelyek közvetlenül a röntgenfelvételi kazetta előtt helyezkednek el. A detektorok nem mutathatnak látható tárgykontrasztot a képen. Az alacsony energiájú röntgenkészülékeknél (pl. mammográfia, gyermekgyógyászati készülékek) ezt nehéz elérni, ezért az érzékelőket a képfelvevő mögött helyezik el. Ebben az esetben többnyire szilárdtest-detektorokat alkalmaznak.

A detektorok helyzetét az asztallapon vagy a fali állványon megjelölik, hogy segítsék a kezelőt a páciens beállításában. Mivel a páciens testének elnyelése jelentősen változhat a mező különböző területein, a kezelő az expozícióvezérléshez úgy választhat ki egy detektort vagy detektorok kombinációját, hogy optimális expozíciót érhessen el a kép domináns részén. Például egy mellkasröntgen-felvételhez posterior-anterior vetítésben a tüdők előtt elhelyezkedő két oldalsó érzékelőt választják, míg oldalirányú vetítésben a középső érzékelőt választják ki.

5.4.4. Eső terhelés

A páciens mozgása miatti elmosódás elkerülésére muszáj rövid expozíciós időket alkalmazni. Eső terhelés esetén a lehető legrövidebb expozíció elérése érdekében a generátor a legnagyobb megengedett áramerősséggel indul, és az expozíció során a csőáram a cső terhelhetőségének megfelelően csökken. Így a cső a teljes expozíció alatt a legnagyobb megengedett névleges teljesítményen működik. Egyes berendezéseknél az eső terhelésű expozíció csökkentett teljesítménnyel (például a névleges teljesítmény 80%-ával) is elvégezhető az igénybevétel csökkentése érdekében. A kezelő állítja be a csőfeszültséget, a fókuszméretet és – ha nem AEC üzemmódban van – a mAs értéket, de a mA-t vagy az időt nem.

5.5. RÖNTGENCSŐ ÉS GENERÁTOR SPECIFIKÁCIÓI

5.5.1. Röntgencső

A legnagyobb megengedett csőfeszültséget a névleges feszültség adja meg. A legtöbb röntgenfelvételezési célú cső esetében ez 150 kV. Átvilágításhoz leggyakrabban más névleges feszültséget szokás megadni. A névleges fókuszérték egy dimenzió nélküli szám, amely a fókuszméretet jelöli (IEC336). Minden egyes névleges fókuszértékhez adott a fókusz szélességére és hosszára vonatkozó mérettűrés, pl. az 1,0 névleges fókuszérték 1,0–1,4 mm szélességet és 1,4–2,0 mm hosszúságot enged meg.

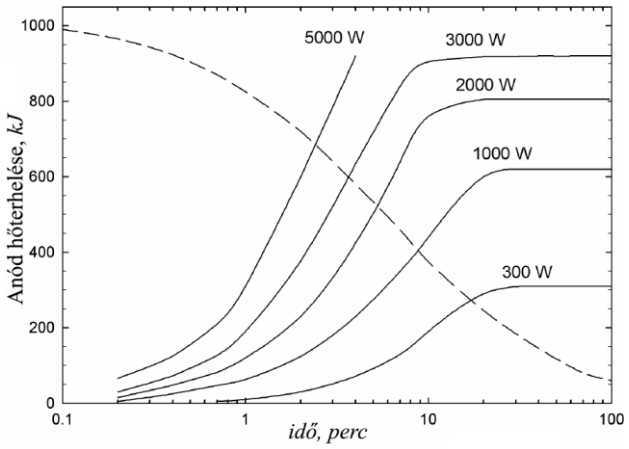
Az adott fókuszhoz tartozó *P* névleges teljesítményt a 100 kV-os csőfeszültség és 0,1 s-os expozíció mellett megengedett legnagyobb csőárammal jellemzik. Ennél

praktikusabb mennyiség az anód előfűtésével kapható teljesítmény (anód folytonos, névleges terhelhetősége), amely jellemzően 300 W (lásd még az 5.11. ábrát). A *P* a fókusz méretétől függ, és tartománya ~100 kW-tól a 1,5 mm-esnél, egészen ~1 kW-ig terjed, a 0,1 mm-esnél.

Az anód fizikai paraméterei közé tartozik az anód szöge, az anód anyaga és a tányér átmérője. Az anódforgató frekvenciái határozzák meg az anód forgási sebességét. Az anód nagy villamos terhelése nagy forgási sebességet igényel. A csapágyak kopása és károsodása ellen véd, ha kis teljesítményű beállításoknál, például átvilágításnál, a fordulatszámot csökkentik. A cső önszűrését milliméterben kifejezett alumínium-egyenértékben adják meg (lásd 5.6.2. szakasz).

Az anód *Q* hőkapacitásának nevezik az anódban tárolt azon hőmennyiséget, amit a legnagyobb megengedett hőmérséklet elérésekor tárol. A *Q* egyenértékű azzal a villamos energiával, ami $Q = wU_AI_At$, ahol U_A a csőfeszültség, I_A az áram, és *t* az expozíciós idő. A csúcsfeszültségként megadott U_A-t meg kell szorozni egy *w* hullámforma-tényezővel, hogy a cső effektív feszültségét megkapjuk (feszültsége négyzetes középértékét). 1- és 2-pulzusú generátorok esetében ennek értéke 0,71, 6-pulzusú generátorok esetében 0,96, 12-pulzusú generátorok esetében 0,99. A *Q* értéket ezután joule-ban (J) adjuk meg. Mivel a korai generátorok egyfázisú tápláláson alapultak, a *w* értéket egyszerűen 1,0-ra állították be az 1- és 2-pulzusú generátorok esetében és 1,35-re a 6-pulzusú generátorok esetében, így a hőkapacitás egy másik egységben, a hőegységben (heat unit - HU) adódott, ahol 1 J = 1,4 HU. Az általános felhasználású csövek hőkapacitása ~200 kJ-nál kezdődik, a nagy teljesítményű csövek esetében >1000 kJ-ig terjed.

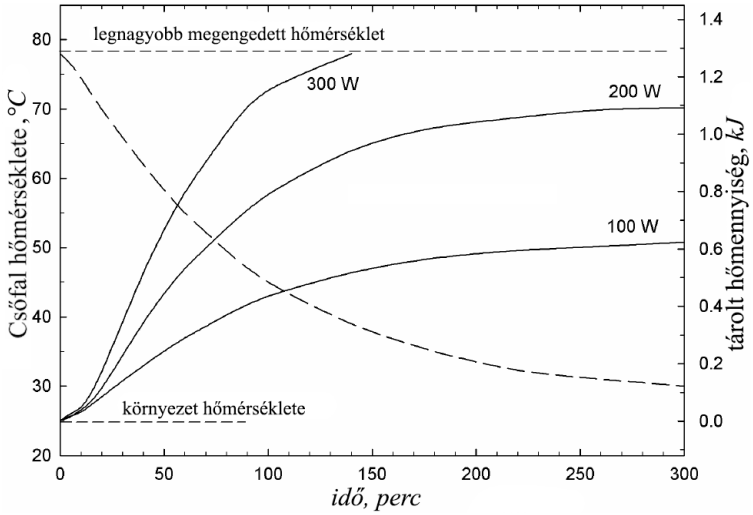
Az anód maximális hődisszipációja a megengedett legnagyobb anódhőmérséklethez tartozó, legnagyobb hőközlés sebességet jelzi. Ezek az adatok a hőmérséklettől és a csőtípustól függenek. A csőadatok a hűtési és fűtési jellemzőket is közlik (5.15. ábra).



5.15. ÁBRA. Az anód lehűlése (szaggatott görbe), és felmelegedése néhány állandó fűtőteljesítmény mellett. Az anód hőkapacitása 1000 kJ.

5.5.2. Csőbúra

A csőegység maximális hőkapacitása tipikusan a 1000–2000 kJ tartományba esik. A legnagyobb folytonosan disszipálható hő a bevitt és a hűlés miatt távozó hő közötti állandósult állapotot írja le. Az 5.16. ábra tipikus fűtési és hűtési jellemzőket mutat be.



5.16. ÁBRA. Passzív hűtésű cső falának tipikus hűtési karakterisztikája (szaggatott görbe), és állandó 100, 200 és 300 W-os fűtőteljesítmény mellett mért fűtési görbéi.

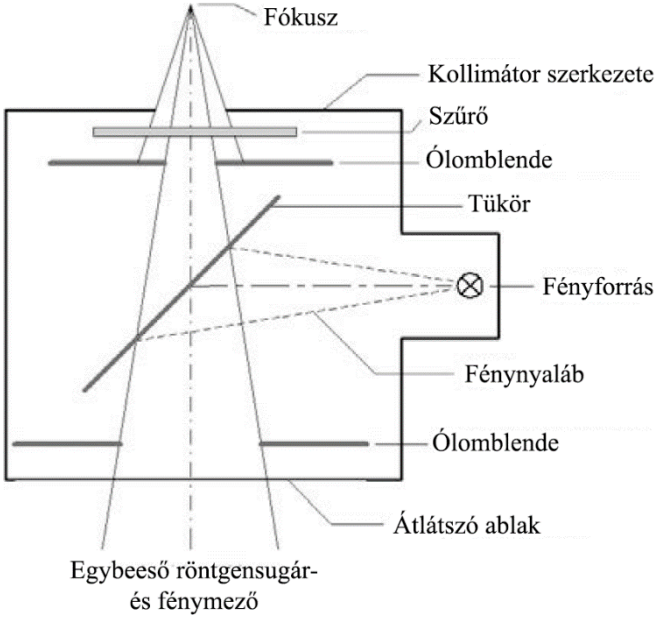
A vizsgálatok során a cső terhelési formái széles skálán mozognak, az egyszeri röntgenfelvételtől a hosszú, nagyáramú CT-vizsgálatokig, az egyszerű átvilágító vizsgálatoktól a hosszú intervenciós eljárásokig. A cső specifikációs táblázatai a szükséges hűtési idők becsléséhez használt alapvető adatokat tartalmazzák. Ezek szigorú határértékek, amelyeket be kell tartani, különösen, ha a vezérlőpanel nem ad jelzést a tényleges csőterhelésről vagy a szükséges hűtési időkről. A fizikusok a méréseik során sokkal gyakrabban megismételhetnek expozíciókat, mint amilyen gyakran az vizsgálat során történne, így több ilyen nagy teljesítményű expozíció a megfelelő hűtési idők betartása nélkül károsíthatja az anódot és a csapágyazást.

5.6. KOLLIMÁCIÓ ÉS SZŰRÉS

5.6.1. Kollimátor és fénymező

A röntgensugármezőnek a vizsgálathoz szükséges méretűre határolása kollimátorokkal történik. A sugárnyaláb kollimálásának kettős előnye van — a páciens dózisának csökkentése és a kép kontrasztjának javítása a szórt sugárzás csökkentésével. A kollimátor-szerkezetet általában a cső kilépőablakához illesztik, így a mező mérete beállítható az egymással szemben, párhuzamosan elhelyezett

ólomlemezekkel vagy diafragmákkal (5.17. ábra). A sugárhatárolás hatékonyságának növelése érdekében a kollimátorszerkezetben az első lemezpártól adott távolságra további lemezeket is elhelyezhetnek. A röntgensugármező láthatóvá tétele egy tükörrel történik, amely visszaveri egy izzó fényét. Az izzó helyzetét úgy kell beállítani, hogy a visszavert fény a cső fókuszával azonos helyről eredőnek tűnjön. A fénymező ekkor "imitálja" a tényleges röntgensugármezőt. Minőség-ellenőrzés tárgya a fény- és a sugármező egybeesésének ellenőrzése. Tudatában kell lenni annak, hogy a sugármező szélein megjelenő félárnyék egy része az extrafokális sugárzásnak köszönhető.



5.17. ÁBRA. Tipikus sugármező-határoló szerkezet.

A mező méretének beállítását általában manuálisan végzi a kezelő, de egyes berendezések a képfelvevő méretét automatikusan érzékelik és a mezőméretet ennek megfelelően állítják be.

Az átvilágításhoz más típusú kollimátorokat alkalmaznak, változtatható kör- és résdiafragmákkal. Egyes felhasználásoknál (fogászati és koponyavizsgálatok) jellemzően fix mezőméretű sugárhatárolókat alkalmaznak.

5.6.2. Önszűrés

Az anódban keletkező röntgensugarak különböző sugárgyengítő anyagokon haladnak át, mielőtt elhagyják a csőbúrát. Ezek közé tartozik az anód, a ballon kilépőablaka (üveg vagy fém), a szigetelőolaj és a csőbúra ablaka. Ezt az önszűrést alumínium-egyenértékben mérik (egység: mm Al). Az alumínium nem felel meg tökéletesen a jelenlévő sugárgyengítők atomi összetételének, ezért az Al-egyenérték

mérése általában 80 kVp-nál történik (vagy egyébként a kVp-beállításokat meg kell adni). Az önszűrés jellemzően 0,5 és 1 mm Al közé esik. A tükör és a kollimátorszerkezet ablaka szintén hozzájárul az önszűréshez kb. 1 mm-nyi Al-egyenértékkel.

5.6.3. Kiegészítő szűrés

Mivel a szűrés hatékonyan csökkenti a röntgensugárzás spektrumának kisenergiájú összetevőit, a páciens felesleges sugárterhelésének csökkentése érdekében legalább 2,5 mm Al egyenértékű teljes szűrés alkalmazása van előírva. A cső kilépőablaka és a kollimátorszerkezet közé szükség szerint további szűrőket helyezhetnek el. A tipikus szűrőanyagok közé tartozik az alumínium és a réz, valamint egyes esetekben a ritkaföldfém-szűrők, mint például az erbium, amelynek a K-héj gyengítő hatását aknázzák ki. Néhány berendezésen az egyes szűrők manuálisan is kiválaszthatók. A modern átvilágító berendezéseken a szűrők beillesztése a kiválasztott vizsgálati programtól függően automatikusan történik.

A kiegészítő szűrés hatására megnő az átlagos fotonenergia és a sugárnyalábhoz tartozó felezőréteg-vastagság (half value layer - HVL) (lásd 5.7.1. szakasz). Mivel a röntgensugarak áthatolóképessége a szűréssel nő, a képfelvevőnél szükséges dózis kisebb pácienst érő dózis mellett is biztosítható, ami a páciensdózist csökkenti. Mivel a képkontraszt az alacsony energiájú röntgensugarak esetében nagyobb, a szűrők hozzáadása csökkenti a képkontrasztot, ezért meg kell keresni a vizsgálat típusától függő optimális feltételeket. A kiegészítő szűrés növeli a csőterhelést is, hiszen a cső sugárzáskibocsátása csökken, amit a szükséges képreceptordózis eléréséhez kompenzálni kell a mAs növelésével.

A mammográfiában az optimális sugárminőség eléréséhez különleges szűréseket kell alkalmazni.

5.6.4. Kiegyenlítő szűrők

Egyes vizsgálatoknál a képreceptort érő röntgensugárzás intenzitástartománya meghaladja az érzékelőképességet. A vékonyabb testrészek vagy az alacsony sugárgyengítésű régiók miatt megjelenő nagy intenzitások csökkentésére kiegyenlítő szűrők használhatók. Az ilyen szűrőket általában a kollimátorszerkezetbe vagy a cső kilépőablakának közelébe helyezik. A kiegyenlítő szűrők közé tartoznak például a nyaki gerinc oldalirányú leképezéséhez használt ékszűrők vagy a CT-ben alkalmazott csokornyakkendő-szűrők.

5.7. A SUGÁRZÁSKIBOCSÁTÁST ÉS A RÖNTGENSPEKTRUMOT BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK

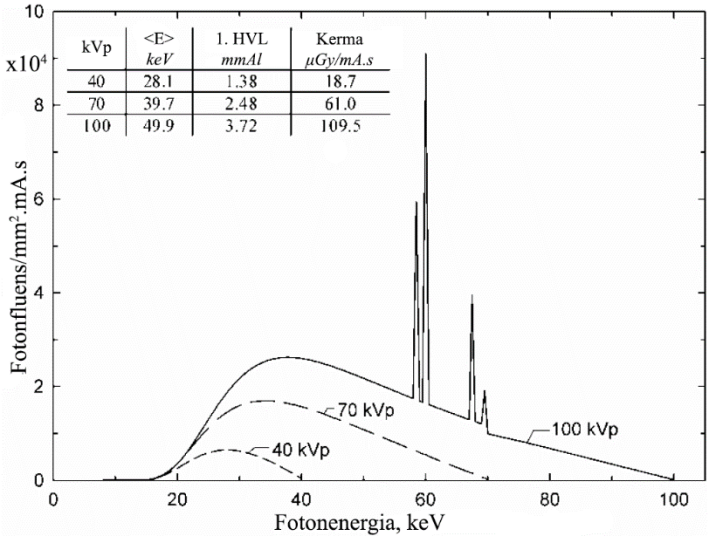
5.7.1. A sugárzáskibocsátást leíró mennyiségek

Egy röntgenforrás sugárzáskibocsátásának leírására a teljes fotonfluens nem megfelelő mennyiség; a röntgenképalkotás kutatásában ehelyett a fotonfluens fotonenergia függvényében vett spektrális eloszlása hasznosabb. Az egyedi röntgenberendezésekhez ritkán állnak rendelkezésre spektrális adatok, bár léteznek olyan számítógépes programok, amelyek hasznos szimulációkkal szolgálnak.

A röntgencső sugárzáskibocsátása a levegőkerma mértékével jól jellemezhető, és szabadlevegős elrendezésben mérhető (lásd 22. fejezet). A röntgenspektrum áthatolóképességének és minőségének a HVL a mérőszáma. A HVL azon elnyelő közeg vastagsága, amely a beeső röntgensugár levegőkerma értékét a felére csökkenti. A diagnosztikai radiológiában általánosan alumíniumot választanak elnyelőként, a HVL értékét ebben szokták megadni (mértékegység: mm Al).

5.7.2. Csőfeszültség és –áram

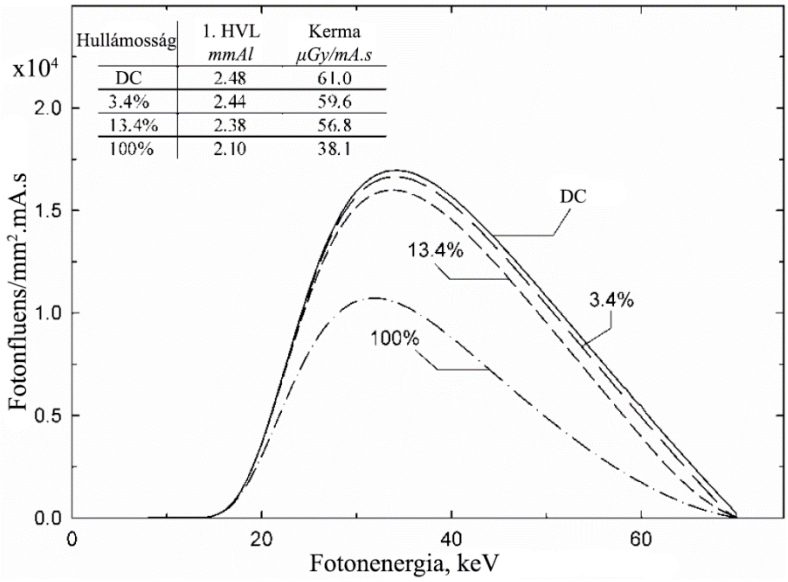
Az 5.18. ábra a csőfeszültség spektrális eloszlásra gyakorolt hatását mutatja be. A maximális és az átlagos fotonenergia egyaránt függenek a csőfeszültségtől (kV). A spektrum alacsony energiájú végének alakját az anódszög és a teljes szűrés határozza meg. Figyeljük meg a karakterisztikus sugárzás megjelenését a 100 kV-os csőfeszültségnél és a csőfeszültség növelésének a fotonhozamot növelő hatását. A csőáram nincs hatással a fotoneloszlásra; ugyanakkor a fotonintenzitás arányos a mAs-szal.



5.18. ÁBRA. Röntgenspektrumok különböző csőfeszültségekkel, volfrám anóddal (egyenfeszültség, 12°-os anódszög).

5.7.3. A csőfeszültség hullámossága

Az 5.19. ábra a 70 kV-os csőfeszültséghez tartozó spektrum változását mutatja be különböző hullámosságú csőfeszültségek esetén. Az egyenfeszültség adja a legkeményebb spektrumot a legnagyobb fotonhozam mellett. A hullámosság növekedésével a hozam csökken, és a spektrum lágyul.



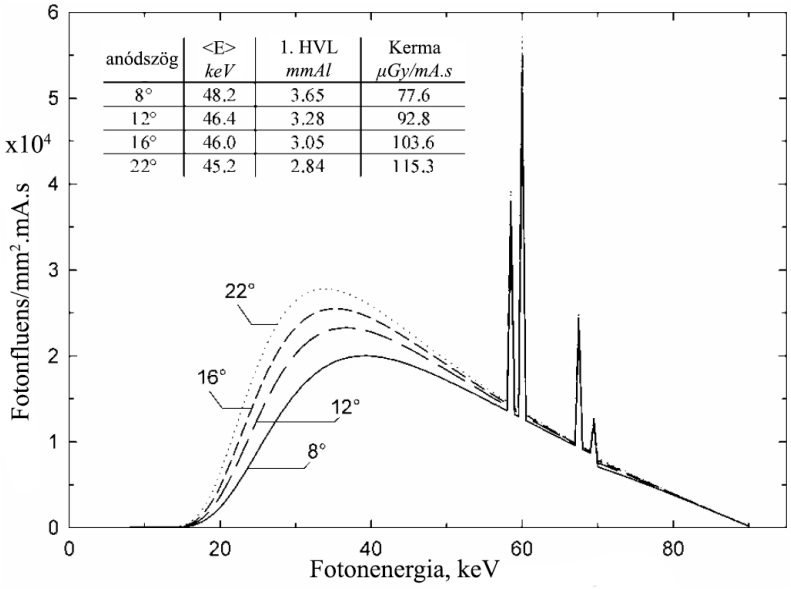
5.19. ÁBRA. Röntgenspektrumok változása a feszültség hullámosságával 70 kVp csőfeszültség mellett, volfrám anódnál. DC: egyenfeszültség; 3,4 %: 12-pulzusú vagy inverteres generátorral; 13,4%: 6-pulzusú generátorral; 100%: 2-pulzusú generátorral.

5.7.4. Anódszög

Az anódszög határozza meg a röntgensugárzás elnyelésének mértékét az anód anyagában. Az anódszög csökkenésével megnő az anódon belüli elnyelési úthossz. Ennek megfelelően a maximális fotonenergia változatlan, de az anódszög csökkenésével nő a keménység és csökken a hozam (5.20. ábra).

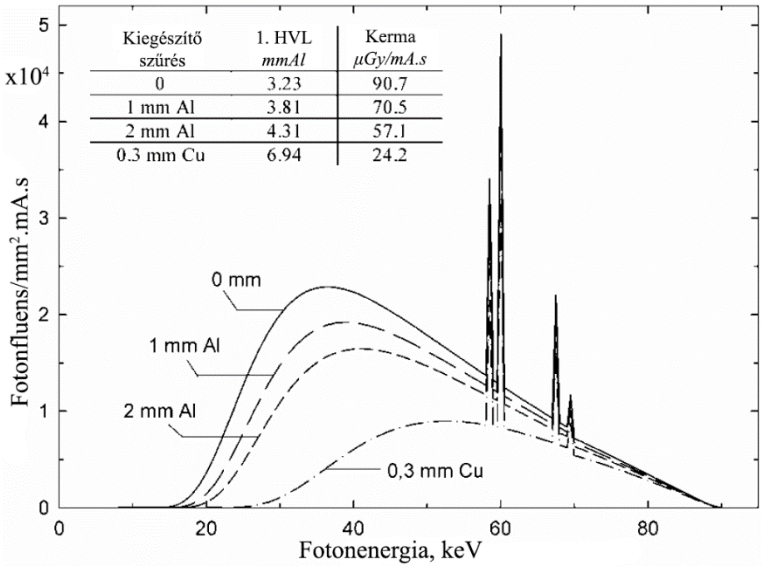
5.8. SZŰRÉS

Mivel a kép megalkotáshoz a kisenergiájú fotonok nem járulnak hozzá, a kisenergiájú összetevők csökkentésére szűrőket használnak. Az 5.21. ábra a kiegészítő szűrők hatását mutatja be a röntgensugárzás spektrumára.



5.20. ÁBRA. 90 kV csőfeszültséggel, különböző anódszögek mellett mért röntgenspektrumok.

A szűrés növelése ugyancsak a spektrum felkeményedését, és a sugárzáskibocsátás csökkenését eredményezi. A röntgensugárzás kontrasztja csökken a spektrum keményedésével, amit figyelembe kell venni az optimális expozíciós paraméterek kiválasztásakor.



5.21. ÁBRA. Kiegészítő szűrés hatása a spektrumra.

Az anód érdessége a röntgencső kumulatív terhelésével (egyszerűen a használatával) nő, és növeli az önszűrést. Ezért a csövek általában a röntgensugárzás keménységének enyhe növekedését és a kermateljesítmény csökkenését mutatják a cső élettartama során.

HIVATKOZÁSOK

[5.1] BIRCH, R., MARSHALL, M., ARDRAN, G.M., Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X rays, Rep. 30, Health Protection Agency, London (1979).

IRODALOMJEGYZÉK

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn, Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2002).

CRANLEY, K., GILMORE, B.J., FOGARTY, G.W.A., DESPONDS: Catalogue of Diagnostic X ray Spectra and Other Data, IPEM Report 78, Institute of Physics and Engineering in Medicine, York (1997).

NOWOTNY, R., HÖFER, A., A computer code for the calculation of diagnostic X ray spectra, Fortschr. Geb. Roentgenstr. Nuklearmed. 142 6 (1985) 685–689.

6. fejezet

A PROJEKCIÓS RÖNTGENFELVÉTELEZÉS

J. L. POLETTI
UNITEC Institute of Technology,
Auckland, Új Zéland

Fordította: Dr. Porubszky Tamás

Lektorálta: Dr. Trón Lajos

6.1. BEVEZETÉS

Leegyszerűsített formájában a röntgenképalkotás nem más, mint egy ideális pontszerű röntgensugárforrásból egy képfelvevő eszközre (képreceptorra) projekcióval (vetítéssel) leképezett sugárgyengítésből adódó árnyékok összessége. Ez az egyszerű elv a röntgenképalkotás valamennyi módjára alkalmazható, beleértve a az olyan összetetteket is, amelyek a sugárforrás és a képfelvevő eszköz mozgatását is magukba foglalják, mint például a komputertomográfia (CT). Ez a leegyszerűsítés azonban sokkal bonyolultabbá válik, amint figyelembe veszük, hogy a forrás nem ideálisan pontszerű, továbbá azt, hogy 3D tárgyat képezünk le 2D detektorra, valamint a páciens által szórt sugárzás keletkezik, amely tényezők mindegyike a létrehozott képeket rontja.

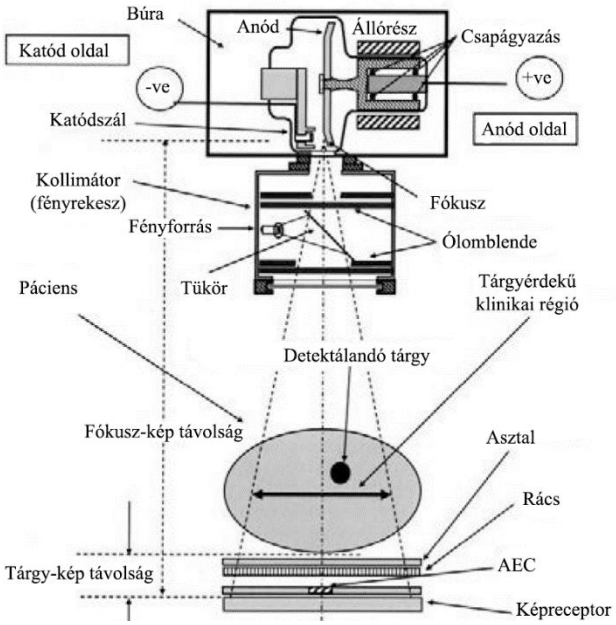
6.2. A RÖNTGENKÉPALKOTÁS

6.2.1. A képalkotó rendszer elemei

A projekciós röntgenképalkotó rendszerek fő összetevőit a 6.1. ábra mutatja. Ezek közül a szórt sugárzás elleni rács és az automatikus expozíciószabályozó (AEC) opcionálisak, a képalkotási feladattól függően. Egyes speciális esetekben további elemek, mint például formázott szűrők, kompressziós eszközök vagy betegrögzítő eszközök is használatosak. A röntgencsövet és a sugárhatároló eszközt (kollimátort) az 5. fejezet, a képfelvevő eszközöket (képreceptorokat) pedig a 7. fejezet ismerteti.

Az ilyen rendszerek tárgyalása során gyakran hasznos egy ideális leképezési feladat fogalmának alkalmazása, amint azt a 6.1. ábra mutatja. Ezeket a fogalmakat részletekbe menően a 4. fejezet taglalja, itt csak röviden említjük őket. Amikor egy ideális leképezési feladatot tárgyalunk – egy (tárgy)részlet leképezése homogén háttér előtt –, az ideális röntgenspektrum monokromatikus. Ekkor a három fő szempont a páciensdózis, a képminőség és a röntgencsőterhelés. Minden egyes képalkotás több ilyen leképezési feladatot tartalmazhat, amelyek mindegyikéhez más az ideális monokromatikus energia. Ilyen módon a röntgenspektrum megválasztása minden feladatnál kompromisszum, vagyis a tényleges fékezési sugárzási spektrum és

karakterisztikus spektrum az adott projekcióhoz ideális monokromatikus spektrumok legjobb megközelítését jelentik.



6.1. ÁBRA. Projekciós röntgenfelvételező rendszer alkotórészei, egy ideális leképezési feladatot – egy (tárgy)részlet leképezése homogén háttér előtt – feltételezve.

Egy ideális leképezési feladatot tekintve, amint azt a 6.1. ábra szemlélteti, a kontrasztot egyszerűen $C = \Delta B/B$-ként értelmezhetjük, ahol B a kép fényessége (fénysűrűsége) vagy szürkeárnyalata a háttér tartományán, ΔB pedig a kisméretű tárgyrészlet fénysűrűség-különbsége. ΔB kicsiny értékeire a fénysűrűségnek a röntgensugár-intenzitással (I) való lineáris összefüggését feltételezhetjük, ekkor tehát a kontraszt megegyezik $\Delta I/I$-vel. Ez általában igaz valamely monokromatikus spektrumra. Egy valós polikromatikus spektrumot közelítésként helyettesíthetünk egy olyan monokromatikussal, amelynek kvantumenergiája megegyezik a polikromatikus spektrum átlagos energiájával, avagy képezhetünk integrált a teljes spektrumra. Minthogy a röntgennyaláb intenzitása az anyagvastagsággal a sugárgyengítési törvény szerint függ össze, egy μ_b lineáris sugárgyengítési együtthatójú anyagba beágyazódó x_d vastagságú és μ_d lineáris sugárgyengítési együtthatójú részlet elsődleges kontrasztja a következő:

$$C_P = 1 - e^{-(\mu_d - \mu_b)x_d} \qquad (6.1)$$

Ahhoz, hogy egy adott tárgyrészlet átlagos kontrasztját megkapjuk, a (6.1) egyenletet integrálni kell a tárgyrészletre. Vékony, kör alakú részletekre (például mikrokalcifikációk a mammográfiában vagy önálló tüdőgócok a mellkasröntgeneken)

ez egyszerűen elvégezhető, és az eredménye az, hogy a kontraszt 2/3 része a tárgy középpontján áthaladó sugárénak.

Tekintettel a lineáris sugárgyengítési együttható és a tömeggyengítési együttható összefüggésére (lásd a 2.3.3. szakaszban), két részlet között kontrasztot okoz a tömeggyengítési együtthatók különbsége, vagy a sűrűségek különbsége, vagy mindkettő. A kontraszt függ a tárgyrészlet vastagságától, de nem függ a környező szövet vastagságától. Minthogy μ értéke a fotonenergia növekedésével csökken, a kontraszt fordítottan függ a kV-beállítástól. Így a kV-beállítás tekinthető a kontraszt szabályozásának, ahol a kontraszt szigorúan a tárgyrészlet kontrasztja. Film-fóliás képalkotás esetén a feketedésnek (optikai denzitásnak, OD) a tárgyrészlet által okozott különbsége arányos a tárgykontrasztnak és a film-fólia rendszer gammájának a szorzatával (lásd 7.3.4. szakasz). Digitális képreceptorok esetén az összefüggés bonyolultabb, mivel a kijelzőn megjelenített kép kontrasztja külön is állítható.

Ha a képreceptor egy kisebb tartományában a primer sugárzásból származó elnyelt energia E_p, a szórt sugárzásból elnyelt energia E_s, akkor a szórást a szórtsugárzás-hányad bevezetésével lehet számszerűsíteni:

$$\mathrm{SF} = E_\mathrm{s}/\left(E_\mathrm{p} + E_\mathrm{s}\right) \tag{6.2}$$

vagy pedig a szórt/primer hányaddal:

$$\mathrm{SPR} = E_\mathrm{s}/E_\mathrm{p} \tag{6.3}$$

A kettő közötti összefüggés:

$$\mathrm{SF} = \left((\mathrm{SPR}^{-1}) + 1\right)^{-1} \tag{6.4}$$

Szórt sugárzás jelenléte esetén a (6.1) egyenlet így alakul:

$$C_\mathrm{P} = 1 - \mathrm{e}^{-(\mu_\mathrm{d} - \mu_\mathrm{b})x_\mathrm{d}} \frac{1}{1 + \mathrm{SPR}} \tag{6.5}$$

A szórt sugárzás minimalizálása nyilvánvalóan fontos, ez vezetett a szórt sugárzás elleni módszerekhez (lásd a 6.3.4. és a 6.3.5. szakaszokban). A klinikailag releváns tartományra történő kollimálás szintén csökkenti a szórt sugárzást, miközben a páciensdózist is csökkenti.

6.2.2. A projekciós röntgenfelvételezés geometriája

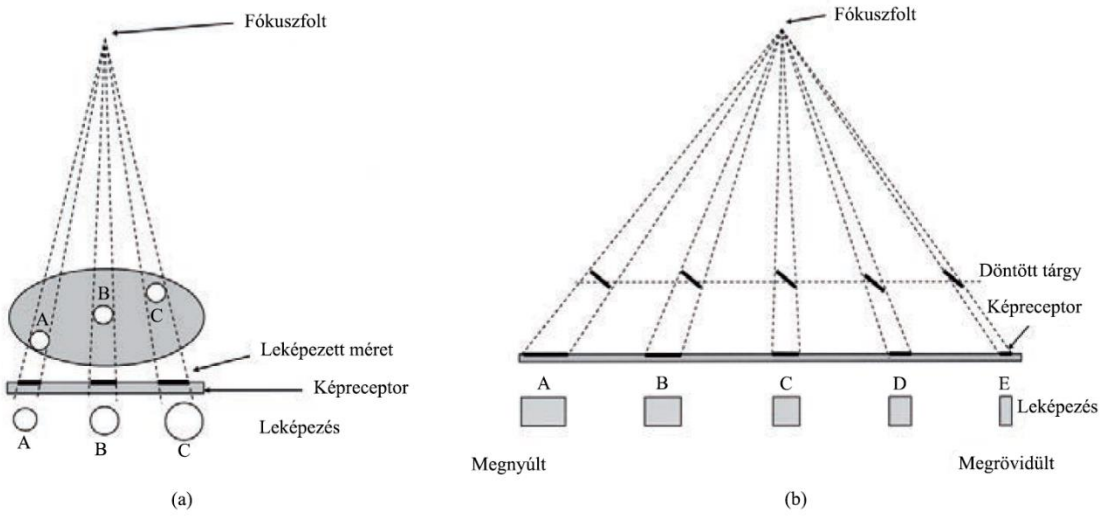
A 6.1. ábráról jól látható, hogy a projekciós röntgenfelvételezés esetén az elsődleges folyamat egy 3D tárgyról (a páciensről) egy 2D kép előállítása. Ez minden egyes nyaláb mentén az anatómiai képletek egymásra szuperponálódásával jár. A

folyamat több különböző hatással jár együtt, amelyeket a berendezés megtervezésekor, a képek létrehozásakor és azok értelmezésekor figyelembe kell venni. Minden egyes projekcióhoz van egy klinikai érdeklődésre számot tartó (tárgyérdekű) tartomány, valahol a leképezendő tartomány bemenő és kimenő felülete között. Egy radiográfusnak jelentős mértékű képzésre és gyakorlatra van szüksége ahhoz, hogy a kívülről látható vagy tapintható anatómiai képletek alapján helyesen tudja megválasztani a geometriai paramétereket az adott tartomány leképezéshez. Ezek a paraméterek magukban foglalják a fókusz-kép távolságot (FID), a tárgy-kép távolságot (OID), a vetítési irányt (laterális, kranio-kaudális stb.) vagy a leképezés szögét, a kép középpontját, valamint a sugárnyaláb határolását. Egyes esetekben az ízületi rések megfelelő leképezését is figyelembe kell venni.

6.2.3. A projekciós geometria hatásai

6.2.3.1. Szuperpozíció (egymásra helyeződés)

Amint azt már a 6.2.2. szakaszban említettük, a röntgenfelvételek 3D tárgyak 2D megjelenítései. A szuperpozíció (egymásra helyeződés) jelentős képkontraszt-veszteséget okoz – ez volt a CT-berendezések kifejlesztésének az egyik fő motivációja. A szuperpozíció ezenkívül még a mélységi információ elvesztését is okozza, és ezáltal bizonytalanságot visz a különböző mélységekben elhelyezkedő tárgyak relatív méreteibe. Továbbá úgy egymásra tud vetíteni tárgyakat, hogy azok egymástól való elkülönítése nagyon nehézzé vagy éppen teljesen lehetetlenné válik, sőt olykor még az ilyen tárgyak azonosítása is.



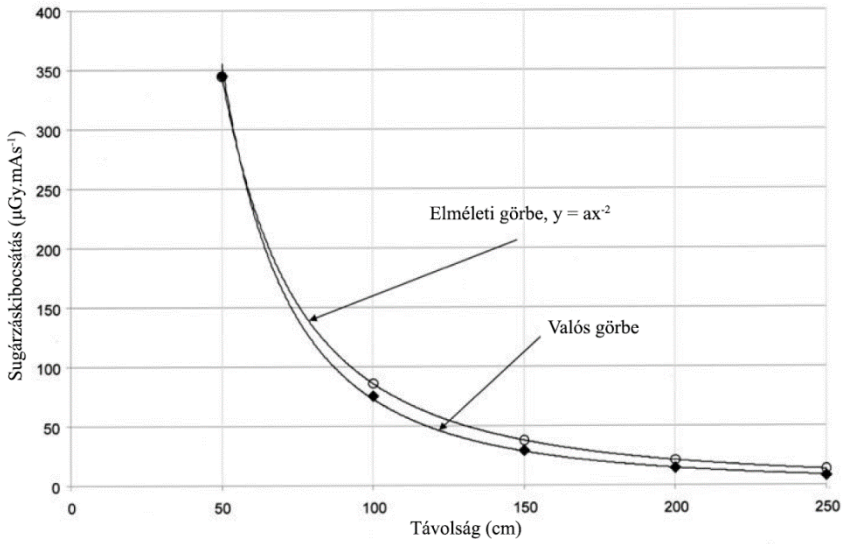
6.2. ÁBRA. (a) A tárgyak mélységének hatása a leképezett vetületi méretekre; (b) a vetítés szögének hatása ferde tárgyak leképezett hosszára.

6.2.3.2. Geometriai torzítás

A projekciós röntgenképeken a geometriai torzítás jelentős és akár megtévesztő is lehet. Az első hatás, hogy a képen minden tárgy meg van nagyítva. Minél messzebbre van elhelyezve a tárgy a képfelvevő eszköztől, annál nagyobb a tárgy-kép távolság (OID) és ezáltal a nagyítás. A leképezett tárgyméretek így a tényleges tárgyméretektől és az OID-től is függenek, ami bizonytalanságot okoz. Ezt a hatást mutatja a 6.2(a) ábra. A három gömb, A, B és C, azonos méretűek, de eltérő OID-jük miatt vetületük a képen különböző méretű lesz. A vetítés továbbá alaktorzítást is okoz. A 6.2(b) ábrán egy adott szögben megdöntött tárgy látható különböző szögekben vetítve, így a vetítési szög növekedésével egyre jelentősebben megrövidül az ábrázolt méret.

6.2.3.3. A reciproknégyzetes törvény

Egy izotróp pontforrás esetén a röntgensugárnyaláb intenzitása a forrástól való távolság négyzetével fordítottan arányos. Egy röntgencső a rászerelt sugárhatároló eszközzel együtt jó közelítéssel pontforrásnak tekinthető, ha a fókusztól való távolság mintegy 50 cm-nél nagyobb és ezért csaknem pontosan követi a reciproknégyzetes törvényt (ISL, néha „négyzetes távolságtörvény”). A levegő sugárgyengítése csupán kis röntgencsőfeszültségeken befolyásolja a reciproknégyzetes összefüggést, mint például a mammográfiában. Ezt a 6.3. ábra mutatja, amelyen az egységnyi mAs-ra jutó levegőkerma az 50-től 250 cm-ig terjedő FID tartományban látható. Az ábra bemutatja az ISL feltételezésével számított görbét is.



6.3. ÁBRA. Eltérés az ISL-től a levegő sugárgyengítése miatt, W anód, 30 kV csőfeszültség és 0,5 mm Al kiegészítő szűrés mellett, kompressziós eszköz nélkül.

A reciproknégyzetes törvényből következik, hogy a fókusz-kép távolság növelésekor meg kell emelni a mAs-t, hogy a képsíkban azonos maradjon a levegőkerma. A szükséges növelés értéke:

$$\frac{\mathrm{mAs}_2}{\mathrm{mAs}_1} = \left(\frac{d_{\mathrm{FID}_2}}{d_{\mathrm{FID}_1}}\right)^2 \tag{6.6}$$

Továbbá a levegőkerma értéke a páciens bemenő oldalán nagyobb, mint a képreceptor síkjában, a sugárgyengítés elhanyagolásával a következő arányban:

$$\left(\frac{d_{\mathrm{FID}}}{d_{\mathrm{FSD}}}\right)^2 \tag{6.7}$$

Ezekben a kifejezésekben d_{FID} az FID, d_{FSD} pedig a fókusz-bőr távolság (FSD). Könnyű megmutatni, hogy ha FID nő, akkor a beeső levegőkerma (K_{i}) csökkenhet, miközben a képsíkban a levegőkerma változatlan; ennek képlete:

$$K_{\mathrm{i}_2} = K_{\mathrm{i}_1}\left(\frac{d_{\mathrm{FID}_2}}{d_{\mathrm{FID}_1}}\frac{d_{\mathrm{FSD}_1}}{d_{\mathrm{FSD}_2}}\right)^2 \tag{6.8}$$

Ez az összefüggés felhasználható a túlzott bőrdózisok megelőzésére; 100 cm vagy annál nagyobb FID általában elegendő. Azonban ez nem eredményez hasonló mértékű csökkenést a páciens teljes dózisában, mivel a belépőoldali (bemenőfelületi) röntgensugármező méretét meg kell növelni, hogy a klinikailag releváns területből ne legyen levágás. Az effektív dózis közelítőleg arányos a dózis-terület szorzattal. A dózis nagyobb FID-nél csökken ugyan a (6.8) egyenletnek megfelelően, de a sugármező területe növekszik. Így az effektív dózis csupán kevéssé vagy egyáltalán nem változik [6.1.].

6.2.3.4. Geometriai életlenség

Az ideális képéleséget egy pontforrás hozná létre, ebben az esetben a térbeli felbontást csupán a képreceptor tulajdonságai korlátoznák, mint például a foszforréteg vastagsága, a fény oldalirányú szétterjedése a szcintillátor-anyagban, és maga a képmátrix. A fókusz, illetve a fókuszpálya megengedhető hőmérsékletére vonatkozó megszorítások miatt azonban a megkövetelt fókuszméretek tipikusan 0,6 mm és 2 mm közé esnek. A legtöbb röntgencsőnek van kisfókusza is kisebb testrészek nagyfelbontású leképezésére; ez tipikusan 0,3 mm és 1,0 mm közé esik, de ezt a röntgencső túlmelegedés elleni védelme miatt csak kisebb mAs-okkal lehet üzemeltetni.

A térbeli felbontás függ a fókusz méretétől és függ a képreceptortól is, és mind a kettőt figyelembe kell venni. A képnagyítást figyelembe nem véve az X_F fókuszméret által okozott félárnyék vagy helyesebben a képszéli gradiens nagyságát az U_g geometriai életlenség adja meg, a nagyítással elosztva. Az U_g megadható:

$$U_g = X_F \frac{d_{OID}}{d_{FID}} \tag{6.9}$$

ahol d_{OID} az OID. Minthogy a tárgy képreceptoron létrejövő képe az alábbi m nagyítással keletkezik:

$$m = \frac{d_{FID}}{d_{FID} - d_{OID}} \tag{6.10}$$

a (6.9) egyenlet így egyenértékű a:

$$U_g = X_F(m-1)/m \tag{6.11}$$

egyenlettel.

Ha az FID változik, azonos fókusz-felbontáshoz az új fókuszméretet a (6.9) egyenlet felhasználásával lehet meghatározni. Alkalmazni kell a (6.9) egyenletet a régi és az új esetre, és a kettőt egyenlővé tenni. Ebből adódik:

$$X_{F_{new}} = X_{F_{old}} \frac{d_{FID_{new}}}{d_{FID_{old}}} \tag{6.12}$$

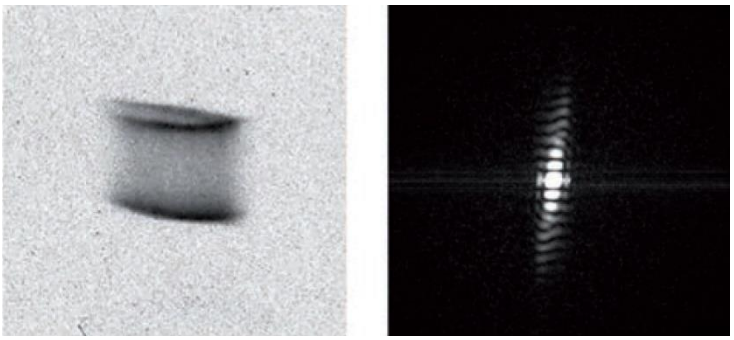
Az FID megváltozása azonban meg fogja változtatni a nagyítást is, ami az eredő képélességet is befolyásolja a képreceptor-életlenség miatt. Az eredő életlenséget Dance és mtsai. [6.2.] adták meg:

$$U = F\left[\frac{1}{m^2} + \frac{\left(1-\frac{1}{m^2}\right)\mathrm{FS}^2}{F^2}\right]^{1/2} \quad U = U_r\sqrt{\left(\frac{1}{m^2} + \left(1-\frac{1}{m}\right)^2\left(\frac{X_F}{U_r}\right)^2\right)} \tag{6.13}$$

Ebben a kifejezésben U_r a képreceptor saját életlensége (m=1 esetére vonatkoztatva), és azt teszi fel, hogy a geometriai és a detektor-életlenség négyzetesen adható össze. Az U eredő életlenség m=1 nagyításra normált.

A projekciós röntgenfelvételek optimalizása magában foglalja a megfelelő fókuszméret megválasztását is. Ez kompromisszumot tesz szükségessé a besugárzási idő és a felbontás között. Például egy nagyon kicsi fókusz jó térbeli felbontást biztosítana, de csak nagyon kis csőáramot tenne lehetővé – az utóbbi miatt hosszú besugárzási időt kívánna meg, ami az elmozdulásból adódó életlenség fokozott kockázatával járna. Míg úgy lehet tekinteni, hogy a finom részletek detektálását a kvantumzaj korlátozza, bizonyítékok vannak amellett is, hogy a manapság alkalmazottaknál kisebb fókuszok a térbeli felbontás javulásához vezetnének. Ez azért van, mert a rendszer egyenértékű kvantumhatásfokát (DQE, lásd 4. fejezet) a fókusz MTF-je befolyásolja.

A fókusz MTF-je meghatározható számítással, a pontszórás függvényt egy tűlyukkal (pinhole) megmérve, vagy pedig a vonalszórás függvényt egy réssel megmérve, és ezután a szórásfüggvény Fourier-transzformáltjának normált modulusából. A 6.4. ábra egy fókuszfolt tűlyukkal készített képét és az MTF 2D reprezentációját mutatja be.



6.4. ÁBRA. Egy 2,0 mm-es fókuszfolt tipikus röntgenintenzitás-eloszlása (bal) és a neki megfelelő 2D MTF (jobb).

Megjegyzendő, hogy egy fókusz MTF-je hagyományosan egy 2,0 nagyítási tényezőre van megadva. Az MTF tényleges nagyításra való korrigálásához, a frekvenciatengelyt az alábbi szerint kell átskálázni (a jelölések a szokásosak):

$$f_{\text{new}} = f_{\text{old}} \left(\frac{m_{\text{old}} - 1}{m_{\text{old}}} \times \frac{m_{\text{new}}}{m_{\text{new}} - 1} \right) \tag{6.14}$$

6.2.4. Nagyításos képalkotás

A nagyítás viszonylag ritkán használt képalkotási eljárás. Valószínűleg a legfontosabb alkalmazása a nagyításos mammográfia (lásd 9.3.5. szakasz). Vannak azonban olyan esetek, amikor a szokásos röntgenfelvételi projekciókban elkerülhetetlenül számottevő nagyítás van jelen. Ilyen például az oldalirányú csípő és az oldalirányú nyaki gerinc felvétel. Nagyítást a tárgy-kép távolság (OID) növelésével lehet elérni, ami általában a fókusz-kép távolság (FID) növelését is szükségessé teszi. A ténylegesen megvalósuló nagyítás a páciensen belüli vastagsággal változik. Például 20 cm-es páciensvastagság, 140 cm-es FID és 80 cm-es fókusz-bőr távolság (FSD) esetén a páciens belépő oldalán 1,75-szörös, kilépő oldalán 1,4-szeres a nagyítás, a kettő között pedig monoton változik. A nagyítás nagyobb méretű képreceptor alkalmazását teszi szükségessé. Nagyobb testtájak esetén azonban ez nem mindig lehetséges. A nagyítás alkalmazása befolyásolja a dózist, a térbeli felbontást és jel-zaj viszonyt (SNR) is.

6.2.4.1. Dózis

A tárgy-kép távolság (OID) növelésékor számos hatás jelentkezik. A képreceptort elérő szórt sugárzás jelentősen csökken, mivel a szórt sugarak többsége a receptortól eltérő irányba távozik. A képreceptordózis megtartásához meg kell emelni a mAs-t, ezáltal a páciensdózist is, főleg a szórtsugárzás vesztesége miatt, de a fókusz-kép távolság (FID) reciproknégyzetes törvényből (ISL) adódó megnövekedése miatt is. A szórtsugárzás-hányad csökkenése miatt a nagyított felvétel a legtöbbször szórt sugárzás elleni rács nélkül is végrehajtható. Ez a Bucky-faktorral arányos mAs-csökkenést eredményez, amely nem más, mint a szórtsugár-csökkentő eljárás mellett szükséges és az anélküli mAs hányadosa (lásd a 6.3.4. és a 6.3.5. szakaszokat). Ez a faktor tipikusan 3 és 6 között van.

6.2.4.2. Életlenség

Az OID növelése a képélesség csökkenéséhez vezet a fókusz elmosódása miatt, amint az a (6.9) és (6.10) egyenletekből adódik. Ebből következik, hogy a nagyításos technikák alkalmazása megkívánja a fókuszméret jelentős csökkentését. A teljes rendszer egészének élessége általában azért javul, mert a kép mérete növekszik a képreceptor saját életlenségéhez képest, amelyet olyan hatások okoznak, mint a fényszóródás a film-fóliás rendszerekben vagy a pixelméret a digitális rendszereknél. Így a nagyítás megnövelheti a térbeli felbontást, ellentétben a digitális kép egyszerű zoomolásával, amely a képpel együtt a pixeleket is megnöveli.

6.2.5. Kontrasztanyagok

A tárgykontraszt sok röntgenvizsgálatnál kicsi, mert a lágyszövetek, valamint a vér (effektív) rendszáma és sűrűsége csak nagyon kevéssé tér el egymástól. A szervek és a keringési rendszer kontrasztja lényegesen megnövelhető nagyobb rendszámú kontrasztanyagok alkalmazásával. A gasztrointesztinális testtájék vizsgálata esetén erre rendszerint báriumvegyületeket, a keringési rendszer esetén pedig jódvegyületeket alkalmaznak. Ez a két elem jelentős fotoabszorpciót okoz, mivel K-abszorpciós élük a diagnosztikai röntgentartományba esik — a jódé 33 keV-nél, a báriumé 37 keV-nél van. A legnagyobb elérhető kontraszt az éppen ezen elemek K-abszorpciós élei fölötti fotonenergiáknál jelenik meg (lásd 2.2.1. szakasz). Hogy ezt elérjük, olyan kV-érték beállítására van szükség, amely mellett a kimenő spektrum legnagyobb része az ennek megfelelő fotonenergia-tartományba esik. A jódkontraszthoz a 60 és 70 kV közötti, a bárium esetén pedig a 80 kV-ig terjedő tartomány a legmegfelelőbb. A gasztrointesztinális testtájék vizsgálatára jód helyett néha levegőt és báriumot is alkalmaznak kontrasztanyagként.

Meg kell jegyezni, hogy a kontrasztanyagok ritkán, de elkerülhetetlenül káros mellékhatásokkal is járhatnak, amelyek rendszerint jelentéktelenek, de olykor súlyosak vagy akár végzetesek is lehetnek.

Újabban célzott arany nanorészecskéken alapuló kontrasztanyagokat is kifejlesztettek, amelyek a hagyományos jódalapú kontrasztanyagoknál nagyobb kontrasztot hoznak létre, ugyanakkor toxicitásuk minimális és csak elhanyagolható negatív mellékhatásokat okoznak.

6.2.6. Kettős energiájú képalkotás

Egy alternatív, illetve olykor kiegészítő módszer a kontraszt javítására két, kvázi egyidejű kép készítése ugyanarról a testtájról két, eltérő röntgenspektrummal, és ezek feldolgozása két külön képpé, amelyek közül az egyik alapvetően a fotoeffektuson, a másik a Compton-effektuson alapul. Ezt a két képet megfelelő súlyozással kombinálva a csontszövet és a lágyszövet, illetve a levegő és a lágyszövet közötti eltérések tehetők láthatóvá (az ezzel kapcsolatos részleteket a kettős energiájú röntgen csontsűrűség-vizsgálatról szóló 10.4. szakasz tartalmazza). Ahhoz, hogy ezt az elkülönítést el lehessen végezni, a röntgenképeket két különböző csőfeszültséggel és/vagy két különböző szűréssel kell elkészíteni.

6.2.7. A felvételi eljárás megválasztása

Film-fóliás képalkotás esetén a megfelelő felvételi eljárás megválasztása viszonylag egyértelmű. A kV-beállítás megválasztása legfőképpen az elérendő kontraszttól függ, míg a mAs-t úgy kell megválasztani, hogy a klinikailag releváns tartományban megfelelő feketedés – rendszerint nettó 1,0 OD körüli – jöjjön létre. A

digitális rendszerek esetén a műszaki paraméterek beállítása és a létrejövő kép megjelenése közötti közvetlen kapcsolat már nem áll fenn, a megfelelő felvételi eljárás megválasztása sokkal bonyolultabb.

6.2.7.1. A csőfeszültség hatása a kontrasztra, a zajra és a dózisra

Annak meghatározásához, hogy egy adott tárgyrészlet egy képen felismerhető lesz-e, a zajt kell figyelembe venni. A zaj elsődleges forrása a fotonok véletlenszerű beérkezése a képreceptorra, ami Poisson-folyamatnak tekinthető. Ahhoz, hogy egy *d* méretű és *C* kontrasztú tárgyrészlet *k* nagyságú SNR mellett leképezhető legyen, Rose kifejezéséből [6.3.] az egységnyi területen detektált fotonok szükséges száma:

$$N = k^2/C^2d^2 \tag{6.15}$$

Hogy biztosak lehessünk abban, hogy egy megfigyelt tárgyrészlet valóságos és nem csupán a fotonok véletlen fluktuációja hozta létre, a szükséges *k* értéket gyakran 5-nek veszik. Így, ha *C* növekszik, a képreceptorra jutó fotonok szükséges száma csökken, ezáltal kV-csökkentés mellett egy megfelelő minőségű kép jön létre, kisebb képreceptordózissal, feltéve, hogy a kontraszttartomány nem haladja meg a képreceptor dinamikus tartományát. Azonban ez a kV-csökkentés szükségessé tesz egy mAs-növelést, ami viszont növeli a páciensdózist. A képreceptor dózisa megközelítőleg a kV-tal arányos, a mAs-szal lineárisan függ össze. A páciensdózis (K_i) egyenesen arányos a mAs-szal és közelítőleg arányos a kV^2-tel. A páciensdózisra gyakorolt, összesített hatás tehát közelítőleg kV^{-3}-nal arányos.

Például tekintsünk egy 60 kV, 40 mAs-os beállítást. A 15%-os szabály (lásd 6.2.7.3. szakasz) alkalmazásával ezt módosíthatjuk 69 kV, 20 mAs-ra. Ekkor a páciensdózis $(69/60)^{-3}$ = 66%-kal csökken. Azonban a kV-növekedés a kontraszt-zaj arány (CNR) csökkenését okozza. Ez elfogadható lehet, ha a dóziscsökkenés számottevő. Ha a képreceptordózist változónak tekintjük, akkor a kV-mAs kombinációknak egy igen széles tartománya eredményezhet diagnosztikailag elfogadható képeket, de széles páciensdózis-tartománnyal. Ahhoz, hogy a digitális képalkotó rendszereket kezelni lehessen, minden gyártó megadja az alkalmas képreceptordózis-szinteket, mégpedig mindegyik az általa alkotott expozíciós indexként kifejezve azt. Általában a végtagok, a törzs és a mellkas leképezésére alkalmas indexeket adnak meg. A CT esetén ezek nagyjából a film-fóliás rendszerek 100-as, 200-as és 400-as érzékenységének felelnek meg[1]. A direkt és indirekt digitális rendszerek némileg érzékenyebbek, ezért nagyobb névleges érzékenység érhető el velük. A kV és mAs kombináció megfelelő megválasztása minden digitális rendszer

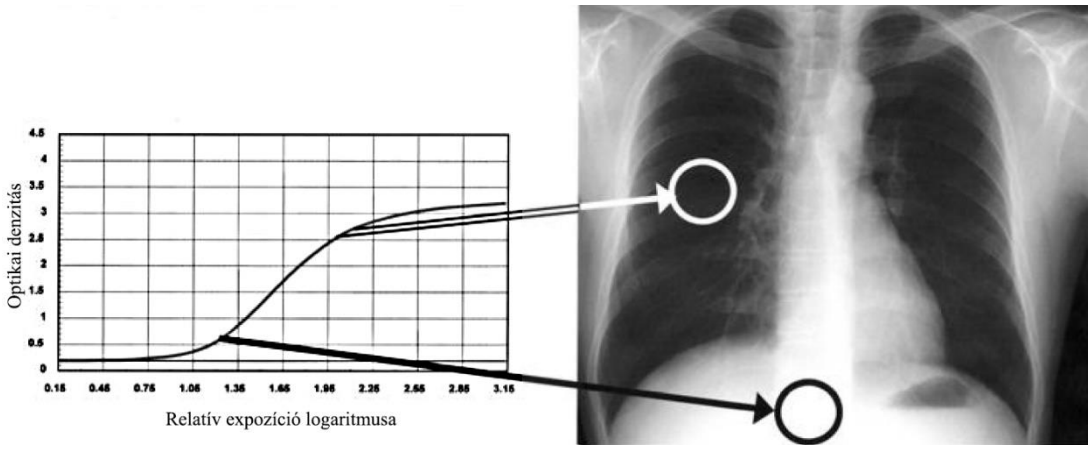
[1] Az érzékenység (speed) definíció szerint a röntgenfilmen az alapfátyol fölötti 1,0 feketedés (optikai denzitás) létrehozásához szükséges besugárzás reciproka. A film-fóliás röntgenfelvételezésben a legtöbb esetben az érzékenység 100 és 1000 között van.

esetén megköveteli, hogy minden projekcióra helyes expozíciós index értéket szolgáltasson és ezen belül a kV értéke a lehető legnagyobbra legyen megválasztva, úgy, hogy az diagnosztikailag még elfogadható CNR-t eredményezzen. Ez gyakorlatban is könnyen bizonyítható. Ha egy alkalmas fantomot kis kV-tal és megfelelő mAs-szal leképezünk, majd ezt követően egy sorozat felvételt készítünk növekvő kV-tal, de változatlan mAs mellett, a létrehozott képek megjelenése nagyon hasonló lesz. Ez azért van így, mert a növekvő kV által okozott csökkenő kontrasztot ellensúlyozza a detektált fotonok nagyobb száma, ami az egyes képeken hasonló CNR-t eredményez. A kV minden egyes megemelése a páciensdózisban egy közelítőleg kV^2-tel arányos növekedést okoz, úgyhogy egy ilyen eljárás klinikailag nyilvánvalóan elfogadhatatlan. Ha ehelyett minden egyes kV-emelést a mAs csökkentése kíséri úgy, hogy a képreceptordózis és a besugárzási index változatlan maradjon, akkor a képminőség folyamatosan romlani fog, egészen addig, amíg el nem ér egy olyan pontot, amelynél a képminőség már elfogadhatatlan. Ennek egy következménye, hogy az optimálisnál kisebb kV-tal, de nagyobb mAs-szal készített felvételek jobbnak tűnnek, amely jelenség „expozíciós kúszásként” ismert.

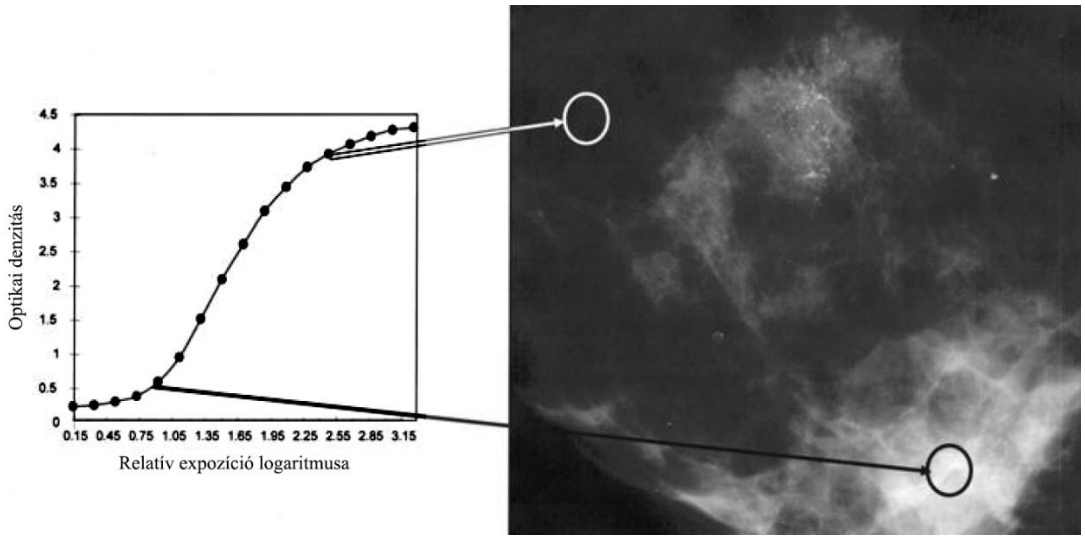
6.2.7.2. A képalkotó eljárás illesztése a feladathoz

Az előző (6.2.7.1.) szakaszban leírtak alapján a helyes kV megválasztása valamely testtájhoz két lépést foglal magában. Az első a megfelelő képreceptor-dózis és érzékenység megválasztása az elfogadható szintű képzaj eléréséhez. Például egy csuklófelvétel megkívánhatja a 100-as érzékenységet, míg egy PA mellkasfelvétel megengedheti a 400-ast. Az olyan testtájak, amelyek alacsony tárgykontraszttal rendelkeznek, mint például a has, viszonylag alacsony kV-beállítást követelnek meg, míg azok a testtájak, amelyek magas kontrasztúak, mint például a mellkas, nagy kV-ot kívánnak. A kV-beállításhoz széles körben rendelkezésre állnak útmutatók, így például az Európai Unió minőségi kritériumokról szóló dokumentumaiban is. A kV-beállítást ezután fokozatosan kell növelni, a hozzá társuló megfelelő mAs-csökkentés mellett, hogy a CNR-t vagy a filmfeketedést megtartsuk, egészen addig, amíg még a képminőség csökkenése éppen tolerálható.

A film-fóliás képalkotásban ugyancsak szükséges a bemenőjel tartományának a képérzékelő rendszer dinamikus tartományához való illesztése. Ezt a 6.5. és a 6.6. ábrák szemléltetik két szélsőséges esetre: ezek egyike a mellkasfelvételezés, amelyben a tárgykontraszt magas és a képreceptor rendszer latitüdje széles. A másik a mammográfia, amely alacsony tárgykontraszttal bír és hozzá keskeny latitüdű képérzékelő rendszer társul.



6.5. ÁBRA. A kV- és a mAs-beállítás illesztése a képreceptor dinamikus tartományához magas kontrasztú testtáj leképezése esetén (mellkasfelvétel).



6.6. ÁBRA. A kV- és a mAs-beállítás illesztése a képreceptor dinamikus tartományához alacsony kontrasztú testtáj leképezése esetén (mammográfia).

6.2.7.3. Összefüggés a kV és a mAs között

Abból, hogy a képreceptordózis arányos a mAs-szal és a kV-tal, néhány egyszerű expozíciós szabályt lehet levezetni. Először is tapasztalati tény, hogy egy 15%-os kV-növelés a képreceptordózis megduplázódását vonja maga után. Ebből az ún. „15%-os szabály”: a kV 15%-os megemelése egyenértékű a mAs megduplázásával, a kV 15%-os csökkentése pedig a mAs megfelezésével. Továbbá a kV 5%-os növelése a képreceptor-dózis 30%-os növekedését eredményezi, innen az ún. „5%-os szabály”, miszerint a kV 5%-os megemelése egyenértékű a mAs 30%-os növelésével, illetve a kV 5%-os csökkentése a mAs 30%-os csökkentésével egyenértékű. Végül pedig, minthogy 60 és 80 kV között a 15%-os kV-növelés kb. 10 kV-ot jelent, egy további széles körben alkalmazott szabály, hogy 10 kV-nyi

feszültségnövekedés egyenértékű a mAs megduplázásával, 10 kV-nyi csökkentés pedig a mAs megfelezésével. E szabályok egyike sem abszolút pontosságú, alkalmazásuk mégis kielégítő a kis expozíciós hibák miatt, a film-fóliás rendszerek latitüdjének, illetve a digitális rendszerek igen széles dinamikus tartományának köszönhetően.

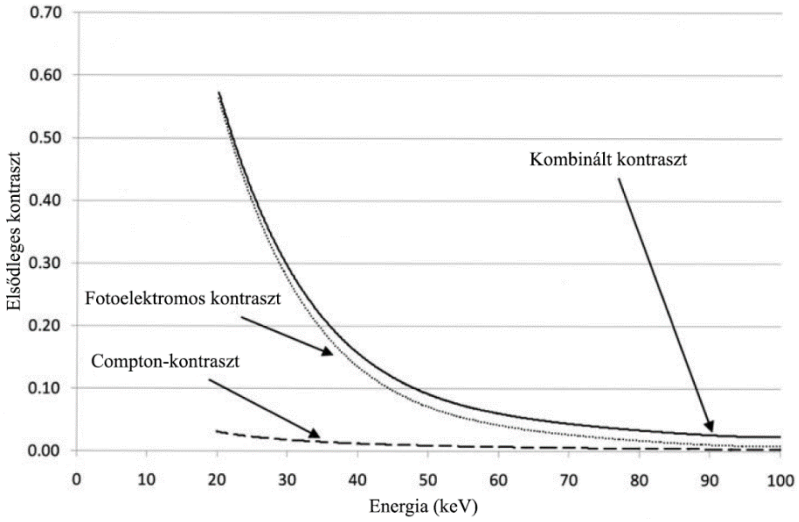
6.2.7.4. AEC

Még a legfelkészültebb felvételkészítők esetében is gyakran eredményezhet ingadozó minőségű felvételeket a besugárzási paraméterek manuális megválasztása, így film-fóliás felvétel esetén a film feketedése, digitális rendszereknél pedig a képzaj szintje változhat. Továbbá az expozíciós hibák elkerülhetetlenül hibás felvételekhez, ezáltal felvétel-ismétléshez vezetnek. Az AEC rendszerek célja az expozíciók következetességének biztosítása, illetve a hibás és megismételt felvételek számának csökkentése. A felvételi automatika alapelve, hogy a képreceptorra beérkező röntgensugárzás mennyiségét mérni kell, és az expozíciót meg kell szakítani, mikor elegendő mennyiségű energia nyelődött el (lásd 5.4.3. szakasz).

Azonban az AEC alkalmazásával járó előnyöket csak akkor lehet kiaknázni, ha a rendszert helyesen kalibrálták és megfelelően használják. Kalibrációra több okból is szükség van: ebbe beletartozik az energiafüggés és a nyaláb keményedése. Az energiafüggést az AEC detektorok és a képreceptor-rendszerek kV-tól függő eltérő érzékenysége okozza. A különböző kV-okhoz tartozó korrekciós tényezőket a szabályozórendszerekbe építik be. A páciens által okozott sugárnyaláb-keményedés bonyolultabb. A rendszer nem tudja mérni a sugárnyaláb-keményedés mértékét, ezért az emiatti hibákat sem tudja korrigálni. Ezért van az, hogy az AEC rendszerek a radiográfus részére általában manuális korrekciós lehetőséget is biztosítanak, például –3, –2, –1, 0, +1, +2 és +3; minden korrekciós lépésköz a kiszolgáltatott mAs értékét egy állandó tényezővel növeli, például $\sqrt{2}$-vel. Általában van páciensméret-beállítógomb is, vékony, átlagos és korpulens páciens választásának lehetőségével.

6.3. A SZÓRT SUGÁRZÁS A PROJEKCIÓS RÖNTGENFELVÉTELEZÉSBEN

Gyakran állítják, hogy a fotonok szóródása a projekciós röntgenfelvételezésben csupán a kép elmosódásához járul hozzá, és így semmi haszna nincs. Azonban ez nem igaz, minthogy minden projekcióhoz a megfelelő kontraszt beállítása a kV megválasztásával történik, ami biztosítja a fotoeffektus és a szórási kölcsönhatások megfelelő arányát. Kis kV-beállításoknál – a fotoeffektus dominanciájának köszönhetően – a kontraszt magas, míg nagy kV-oknál – a szórási kölcsönhatások (lásd 2. fejezet) dominanciája miatt – a kontraszt alacsony. Ezeket szemlélteti a 6.7. ábra, amely egy vízbe ágyazott, 1 mm-es kalcium gömbnek az elsődleges kontrasztját mutatja, a 20 keV-től 100 keV-ig terjedő energiatartományban, a (6.1.) egyenlet felhasználásával.



6.7. ÁBRA. Egy vízbe ágyazott, 1 mm-es kalcium gömb elsődleges kontrasztja, a 20 keV-től 100 keV-ig terjedő energiatartományban.

6.3.1. A szórt sugárzás forrásai

Mind az inkoherens, mind pedig a koherens szórási kölcsönhatások okoznak a képreceptorra jutó szórt sugárzást. Az előbbi sokkal jelentősebb, mint az utóbbi. Például egy 10 cm-es páciensvastagság és egy 20 cm × 20 cm-es röntgensugármező esetén a koherens szórásból eredő szórtsugárzás-hányad 50 kV-nál 19%, míg 120 kV-nál csupán 9%.

6.3.2. A szórás nagysága

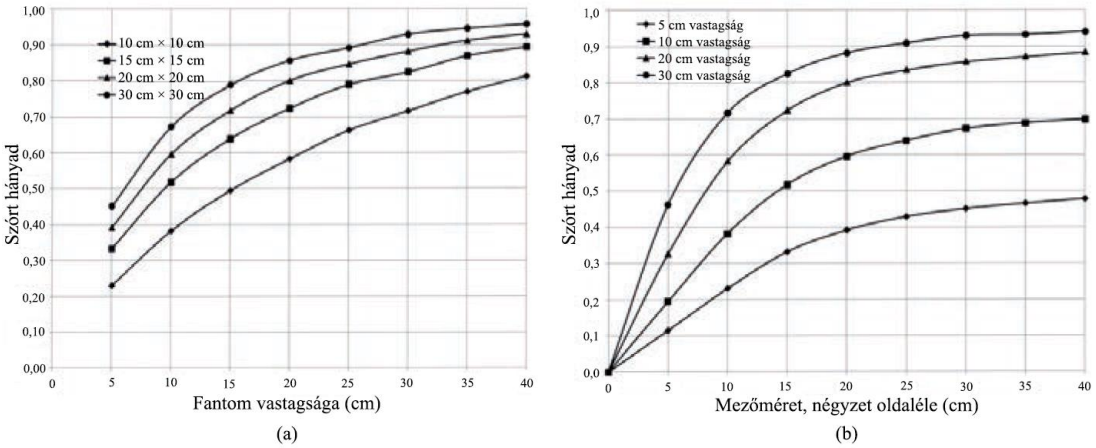
A szórás nagysága számos tényezőtől függ. A következő szakaszok a röntgenfelvételi eljárástól, a röntgensugármező méretétől, a páciensvastagságtól és a páciens háromdimenziós helyzetétől való függését ismertetik. Széles körben elterjedt vélemény, hogy a szórás a kV-beállítástól is függ, de mint azt a 6.3.2.5. szakasz ismerteti, ez csupán a nagyon kis hatékonyságú képreceptorok esetén igaz.

6.3.2.1. A röntgenfelvételi eljárástól való függés

Maga a röntgenfelvételi eljárás erős befolyással van a szórás arányára, attól függően, hogy a leképezni kívánt tárgy környezete nagyobbrészt csontokból vagy lágyszövetekből áll, vagy e kettő köztes kombinációjából. Ez azért van így, mert a lágyszövetekben a szórási kölcsönhatások dominánsak, viszont a fotoeffektus a csontok esetén a diagnosztikai energiatartomány túlnyomó részében domináns (kivétel a mammográfia).

6.3.2.2. A röntgensugármező méretétől való függés

A röntgensugármező méretének növekedésével a szórás aránya változik: a keskeny nyalábóknál szinte nincs is szórás, míg a nagyon nagy mezőméretek esetén a szórás már telítésbe megy, és ott további nyalábméret-növekedés nem okoz növekményt a szórtsugárzásban, vagy csak nagyon keveset. A 6.8(a) ábra ezt a hatást mutatja be 5, 10, 20 és 30 cm-es fantomvastagságokra.



6.8. ÁBRA. (a) A szórtsugárzás-hányad függése a nyalábterülettől négyféle fantomvastagságra, 80 kV-nál. (b) A szórtsugárzás-hányad függése a fantomvastagságtól négyféle mezőméretnél, 80 kV-nál. A szórtsugárzás-hányad mindkét ábrán a képmező középpontjára vonatkozik.

6.3.2.3. A vastagságtól való függés

A 6.8(b) ábra a szövetvastagságnak a szórtsugárzás-hányadra gyakorolt hatását mutatja be, 5 cm-től 30 cm-ig terjedő szövetvastagságok és négyféle röntgensugárnyaláb-méret mellett. A szórtsugárzás-hányad a páciensvastagsággal erősen növekszik, de nagyon vastag páciensek esetén telítéshez közelít. Ezek az adatok is mutatják a szórtsugárzás-csökkentő módszerek szükségességét, különösen testesebb páciensek esetében.

6.3.2.4. A pozíciótól (3D-ben) való függés

Míg eddig a képreceptornál jelentkező szórtsugárzás-hányadot tekintettük, az is fontos, hogy a szórt sugárzást a pácienstől nézve minden irányban számszerűsítsük, mivel ennek hatása van a személyzet dózisára. A szórt sugárzás szintjének ismerete szükséges a megfelelő sugárelnyelő rétegek méretezéséhez. Érdemes megfontolni a páciens belépő felületétől való visszaszórást is, mert ez jelentősen hozzájárulhat a bőrdózishoz, továbbá bonyolítja a páciensdózis mérését, ha szabadlevegős mérésről van szó. A szórást alapvetően három kategóriába sorolhatjuk: előre szórás, amely

főleg a képreceptort érinti; oldalra szórás; és visszaszórás, amely főleg a személyi dózist befolyásolja.

Ha egy kis térfogatú lágyszövetet tekintünk, és azzal a leegyszerűsítő feltételezéssel élünk, hogy a szórás szögeloszlását a Klein-Nishina formula ((2.16) egyenlet) adja meg, akkor azt lehet mondani, hogy az előre szórás és a visszaszórás aránya a diagnosztikai tartományban végig hasonló, és az előre szórás aránya a fotonenergiával növekszik. 90°-nál a $d\sigma/d\Omega$ differenciális hatáskeresztmetszet körülbelül a fele a 0°-nál és a 180°-nál mérhetőnek. A projekciós röntgenfelvételezésnél jellemző nagyobb szövettérfogatok esetén azonban jelentős sugárgyengítés lép fel, és emiatt a visszaszórás jelentős lehet. Nagyobb testtérfogatok esetén a többszöri szórási kölcsönhatáson keresztülmenő fotonok száma jelentős, ami a Klein-Nishina formula által előrejelzettnél sokkal inkább izotróp szórási szögeloszláshoz vezet.

Kísérletileg azt találták, hogy a szórt sugárzás nagysága a pácienstől legalább 5 m-re jó közelítéssel az ISL-t (reciprok-négyzetes távolságtörvényt) követi és nagyságrendje egyenesen arányos a röntgensugármező méretével. A szórt sugárzás dózisára ökölszabályként az mondható, hogy az a pácienstől 1 m-re kb. 1/1000 része a primer sugárnyaláb páciens belépőoldali dózisának.

A kép helyzetére vonatkozóan, a szórt sugárzás hányada a középpontban a legnagyobb, csökken a mező szélei felé, és még tovább csökken a mező sarkai felé. Ezt mutatja be a 6.1. táblázat, amely a szórtsugárzás-hányad (SF) és a szórt/primer arány (SPR) értékeit mutatja egy 30 cm × 30 cm-es nyaláb tengelye, illetve átlója mentén, 2,5 cm-es lépésközökben.

6.3.2.5. Az energiától való függés

Lágyszövetben, ha a fotonenergia növekszik, a fotoeffektus hatáskeresztmetszete közelítőleg $1/E^3$-nal arányosan csökken, a szórási hatáskeresztmetszet pedig $1/E$-vel. Ebből következően a fotonenergia növekedésével a szórási események relatív valószínűsége nő a fotoelektromos kölcsönhatásokhoz képest, azonban az abszolút valószínűségük csökken. Ezzel ellentétben a fotonenergia növekedésével a szórt fotonok energiája növekszik, úgyhogy kisebb valószínűséggel nyelődnek el a testben és nagyobb valószínűséggel szöknek ki. E hatások eredőjeként az oldalra szórás, a visszaszórás és az előre szórás egyaránt növekszik a fotonenergia növekedésével. A fotonenergia növekedésével azonban a primer sugárnyaláb gyengítése is csökken. Ebből következik, hogy a képreceptort érő szórt sugárzás aránya csak jelentéktelen mértékben függ az energiától. Jó hatásfokú képreceptor esetén az elsődleges sugárnyaláb és az összes szórt sugárzás majdnem teljesen elnyelődik, ezért a képreceptor szórtsugárzás-hányada hasonló lesz a receptort elérő sugárzás szórtsugárzás-hányadához. A rosszabb hatásfokú képreceptorok azonban érzékenyebbek a szórt fotonokra, mint a primer fotonokra.

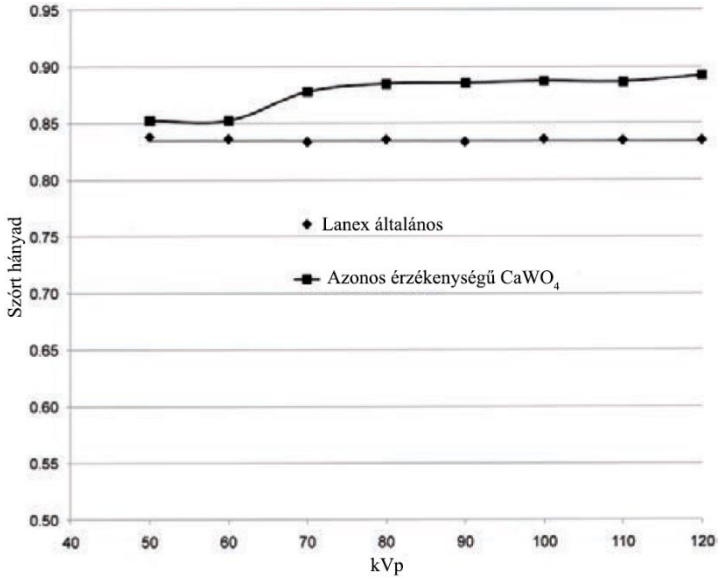
6.1. TÁBLÁZAT. AZ SF ÉS AZ SPR FÜGGÉSE A MEZŐBELI HELYZETTŐL. *(20 cm vastag, 30 cm × 30 cm-es PMMA fantom, 80 kV-nál, 3 mm Al egyenértékű teljes szűrés, 100 cm fókusz-kép távolság, 5 cm tárgy-kép távolság és a képreceptor síkjában 30 cm × 30 cm-es röntgensugármező mellett)*

Távolság a középponttól (cm)	Tengelyen		Átlósan	
	SF	SPR	SF	SPR
0	0,856	5,93	0,856	5,93
2,5	0,854	5,84	0,854	5,87
5,0	0,845	5,47	0,848	5,56
7,5	0,831	4,92	0,834	5,04
10,0	0,806	4,17	0,824	4,68
12,5	0,781	3,57	0,794	3,85
15,0	—	—	0,750	3,00
17,5	—	—	0,697	2,30
20,0	—	—	0,671	2,04

Ez azért van így, mert a primer sugárnyaláb közelítőleg merőlegesen esik be a képreceptorra, így úthossza nagyjából azonos a fluoreszcens anyag vastagságával. A szórt fotonok viszont ferdén esnek be, ezért átlagosan nagyobb az úthosszuk, ami nagyobb elnyelődési valószínűséget jelent. A szórt fotonok emellett általában kisebb fotonenergiájúak is, ami szintén növeli elnyelődésük valószínűségét. Ez a hatás a fotonenergia növekedésével egyre erősebbé válik, ezért a detektált szórtsugárzás-hányad az energiával növekszik. A 6.9. ábra a szórtsugárzás-hányadot mutatja Kodak Lanex Regular, illetve egy átlagos érzékenységű kalciumvolframát ($CaWO_4$) erősítőernyőre 50 kV-tól 120 kV-ig, 10 kV-os lépésközökben. A Kodak Lanex Regular egy hatékony ritkaföldfém erősítőernyő, amelyre a szórtsugárzás-hányad független a kV-beállítástól, míg az (elavult) átlagos érzékenységű $CaWO_4$ erősítőernyő esetén a szórtsugárzás-hányad a fotonenergiával növekszik.

6.3.3. A szórás hatása

Amint azt az előző szakaszokban kifejtettük, a nagyméretű testtájak vizsgálata esetén a szórt sugárzás alkotja a képreceptor által detektált sugárzás nagyobbik részét. Ez a szakasz a szórásnak a kontrasztra és a zajra kifejtett hatását, továbbá a szórt sugárzás csökkentésére alkalmazható módszereket ismerteti.



6.9. ÁBRA. A szórtsugárzás-hányad függése a kV-beállítástól 20 cm vastag PMMA fantom és 30 cm × 30 cm-es röntgensugármező méret mellett, Kodak Lanex Regular, egy hatékony ritkaföldfém erősítőernyős és egy átlagos érzékenységű, nem hatékony kalciumvolframát erősítőernyős rendszerre.

6.3.3.1. Kontrasztcsökkenés

A szórásnak a kontrasztra gyakorolt hatását a kontrasztcsökkenési tényező (contrast reduction factor, CRF) számszerűsíti, amely a (6.5) egyenlet alapján a következőképpen fejezhető ki:

$$\mathrm{CDF} = \frac{1}{1 + \mathrm{SPR}} \tag{6.16}$$

6.3.3.2. Zaj

A képen megjelenő kvantumzaj részben a primer, részben a szórt sugárzásból ered, ezért mindkettő járuléka a képhez befolyásolja az SNR-t. Például Ullmann és mtsai. [6.4.] kiszámították az SPR-t és az egy pixelre jutó SNR-t (SNR_p) egy ráccsal ellátott digitális mellkasfelvételi rendszerre, és kimutatták, hogy míg az SPR értéke a gátornál 2, és a tüdőnél lecsökken 0,6-re, ez a gátor mögött egy kb. 20, a tüdő mögött pedig egy kb. 60-as SNR_p értéket eredményez.

6.3.4. A szórt sugárzás csökkentésének módszerei – szórt sugárzás elleni rács

Egy képnek a szórt sugárzásból eredő összetevőjét úgy is lehet tekinteni, hogy az a primer képnek egy „szórási elmosó függvénnyel” való konvolúciójából ered, amely egy erősen életlen képet jelent. Az eredő kép e két kép összegének tekinthető.

Próbálkoznak azzal, hogy ezt a felfogást a számítógépes szóráscsökkentésben alkalmazzák, a rácsok használata vagy egyéb módszerek helyett. Ez a megközelítés azonban bonyolult, mert a szórási elmosó függvény nem eltolásinvariáns (lásd 6.3.2.4. szakasz).

Számítógépes módszerek hiányában a röntgenfelvételi projekciók döntő többségében – a végtagok kivételével – a szórt sugárzás elleni rácsok alkalmazása a rutin eljárás. A rácsok a szóráselnyomásuk mértékét tekintve erősen különbözőek, és ugyanez igaz a használatuk által megkövetelt páciensdózis növekményének mértékére is. Minden rácsot úgy készítenek, hogy a primer fotonok nagyobb része elérhesse a képreceptort és egyúttal eltávolítsa a sugármezőből a szórt fotonok számottevő részét.

6.3.4.1. A rácsok szerkezete

Eltekintve a némely mammográfiás rendszerben használatos sejtes szerkezetű rácsoktól, egy rács általában vékony ólomlamellák olyan elrendezéséből áll, amelyek lehetővé teszik, hogy a primer sugárzást átengedjék (lásd 6.10. ábra). Az ólomlamellákat valamilyen térközkitöltő anyag választja el egymástól, továbbá alul és felül védőburkolat fedi (ez utóbbiak az ábrán nem szerepelnek). A centiméterenkénti ólomlamellák darabszámát lamellasűrűségnek nevezik. A lamellák magasságának és a lamellaközi anyag szélességének a hányadosát pedig r rácsviszonynak (rácsarány, grid ratio) nevezik, amelyet a következő képlet ad meg:

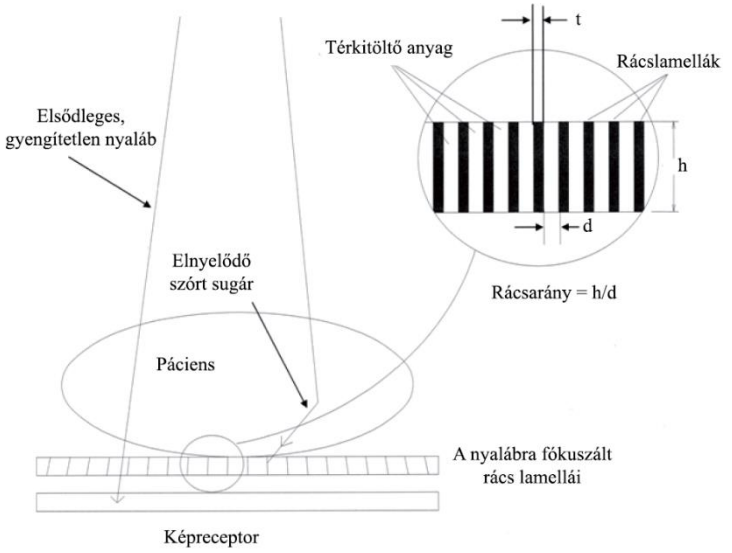
$$r = \frac{h}{d} \tag{6.17}$$

ahol a h és a d távolságokat a 6.10. ábra szemlélteti.

Az ábrát megvizsgálva megállapítható, hogy minden olyan szórt foton, amelynek beesési szöge kisebb, mint $\tan^{-1}r$, beleütközik egy ólomlamellába, ezért a szóráselnyomás a rácsviszony növekedésével nőni fog. Másrészt azonban a primer fotonok áteresztése a rácson csökkeni fog, mert növekszik a kitöltő anyag vastagsága, amelyen át kell haladniuk. Ha az ólomlamellák túl vékonyak, akkor a szórt fotonok egy része áthatol rajtuk, ha pedig túl vastagok, akkor túl sok primer fotont nyelnek el. Így egy rács konstrukciója kompromisszum a jó szóráselnyomás és az elsődleges sugár minél nagyobb áteresztése között.

Az ólomlamellák rendszerint úgy vannak szögbe állítva, hogy valamely meghatározott távolságra a fókusztól a primer nyaláb széttartásához illeszkedjenek. Ezt a távolságot a rács fókusztávolságának hívják, és az így kialakított rácsokat fókuszált rácsoknak nevezik. Az ilyeneket a csőfókusztól a helyes távolságban kell használni, egy megengedhető tűréshatáron belül. Ha egy rácsot a fókusztól nem megfelelő távolságban alkalmaznak, a lamellák dőlésszöge nem fog megfelelni a

primer sugárnyaláb széttartási szögének. Ekkor a primer nyaláb gyengítése a kép szélei felé haladva fokozatosan nagyobb lesz. Ezt a jelenséget rács-levágásnak nevezik. Léteznek olyan rácsok is, amelyekben a lamellák nem fókuszáltak, hanem párhuzamosak. Ezeket párhuzamos rácsoknak nevezik. Ezeknek mindig van valamilyen mértékű levágásuk, és nem szabad őket rövid távolságok mellett használni. A levágás mértékét befolyásolja a mezőméret és a rácsviszony is.



6.10. ÁBRA. Fókuszált szórt sugárzás elleni rács felépítése és működési elve (nem méretarányos).

A lamellák közeit kitöltő anyag karbonszálas műanyag vagy más kis rendszámú anyag. A régebbi rácsokban alumíniumot alkalmaztak. A rácsot kívülről borító anyagnak is kis rendszámúnak kell lennie. Minthogy a röntgensugárzás és az ólomlamellák között a fotoelektromos kölcsönhatás a legjelentősebb, a rácsok megtervezése során az ólom 88 keV-nél lévő K-abszorpciós éle fölötti fotonenergiáknál figyelembe kell venni a K-fluoreszcens röntgensugárzást is. A 6.2. táblázat néhány jellegzetes rács geometriai méretadatait szemlélteti.

6.2. TÁBLÁZAT. HÁROM SZÓRT SUGÁRZÁS ELLENI RÁCS JELLEGZETES MŰSZAKI ADATAI

rácsarány	lamellasűrűség (cm^{-1})	*h* (mm)	*d* (mm)	*t* (mm)
10:1	33	2,5	0,25	0,050
10:1	40	2,0	0,20	0,050
12:1	57	1,56	0,13	0,045

A rácsvonalak megjelenése a diagnosztikai röntgenképeken általában elfogadhatatlan. Továbbá digitális rendszerek esetén a rácsvonalak képei interferálhatnak a pixelmátrixszal, a képen Moiré-mintázatot okozva. Emiatt a rácsvonalak képének expozíció alatti elmosására gyakran egy olyan szerkezetet alkalmaznak (Bucky-szerkezet), amely a rácsot a lamellák irányára merőlegesen oszcillálva mozgatja.

6.3.4.2. A rácsok teljesítőképességének jellemzése

A rácsok teljesítőképességét olyan paraméterekkel szokás jellemezni, amelyek összefüggenek a rács miatt szükséges dózisnövekedéssel, illetve az elért kontrasztnövekedéssel. Egy jó rács a szórt sugárzás 80-90%-át kiküszöböli, miközben a primer sugárzás legalább a 75 %-át áteresztí. Az alábbi mennyiségek használatosak:

- A T_p primer áteresztés a ráccsal és a rács nélkül mérhető primer röntgensugár-intenzitás mért aránya, keskeny sugárnyaláb esetén;
- A T_s szekunder (másodlagos) áteresztés a ráccsal és a rács nélkül mérhető szórtsugár-intenzitás mért aránya, széles sugárnyaláb esetén;
- A T_t teljes áteresztés a ráccsal és a rács nélkül mérhető teljes sugár-intenzitás aránya, keskeny sugárnyaláb esetén;
- A B rácstényező vagy Bucky-faktor a rács használatával járó dózisnövekedés tényezője:

$$\mathrm{Bucky-faktor} = \frac{\text{a ráccsal szükséges expozíció (mAs)}}{\text{a rács nélkül szükséges expozíció (mAs)}} = \frac{1}{T_\mathrm{t}} \tag{6.18}$$

- A szelektivitás a rács hatásosságának mértéke, amelyet a primer és a szekunder áteresztés aránya határoz meg:

$$\Sigma = \frac{T_\mathrm{p}}{T_\mathrm{s}} \tag{6.19}$$

- • A CIF kontrasztnövelési tényező (contast improvement factor) a primer és teljes áteresztés aránya:

$$\mathrm{C}IF = \frac{\text{kontraszt ráccsal}}{\text{kontraszt rács nélkül}} = \frac{T_\mathrm{p}}{T_\mathrm{t}} \tag{6.20}$$

Meg kell jegyezni, hogy a rács, amellett, hogy a szórt sugárzást eltávolítja, keményíti is a sugárnyalábot, és a CIF számításánál elvileg ezt is figyelembe kell

venni. Ugyanakkor általában a korrekció nem több néhány százaléknál, és a CIF jó közelítéssel a következőképpen számítható:

$$\mathrm{CIF} = \frac{1 - \mathrm{SF_g}}{1 - \mathrm{SF_{ng}}} \tag{6.21}$$

ahol SF_g and SF_{ng} a szórtsugárzás-hányad ráccsal és rács nélkül.

A 6.3. táblázat több, különböző rácsviszonyú rácsra a széles körben használatos LucAl páciensegyenértékű fantomok mellett megadja a Bucky-faktorokat és a kontrasztnövelési tényezőket.

6.3.4.3. A rács megválasztása

A 6.3. táblázatban megadottakból világos, hogy minden egyes röntgenfelvételi projekcióhoz van egy optimális rácsviszony, amely megfelelő szórtsugárzás-csökkentést biztosít egy elfogadható páciensdózis-növekedés mellett. Például a felnőtteken történő mellkasi vagy hasi projekciók 10:1 vagy 12:1 rácsviszonyt kívánnak. A gyakorlatban azonban a rácsokat a röntgenfelvételi asztalok, illetve a fali felvételi állványok kazettatartó eszközeiben véglegesen rögzítik. Ezek általában egy legalább 10:1-es rácsviszonnyal rendelkeznek. Vagyis a rácsok alkalmazása általában távol áll az optimálistól.

6.3.4.4. A rács-műtermékek és a beállítás

Több rács-igazítási hiba lehetséges, amelyek a projekciós képeken műtermékeket okoznak. Ezenfelül egy sérült rács is műtermékeket okoz, az ilyet ki kell cserélni. A 6.11. ábra ezeket a lehetséges rács-beállítási hibákat szemlélteti. A gyakorlatban ezek közül egyidejűleg több is megjelenhet. Jegyezzük meg, hogy a mozgó rács működés közben oldalirányban decentrálódik, de az ezáltal okozott eltérés átlagosan kicsiny.

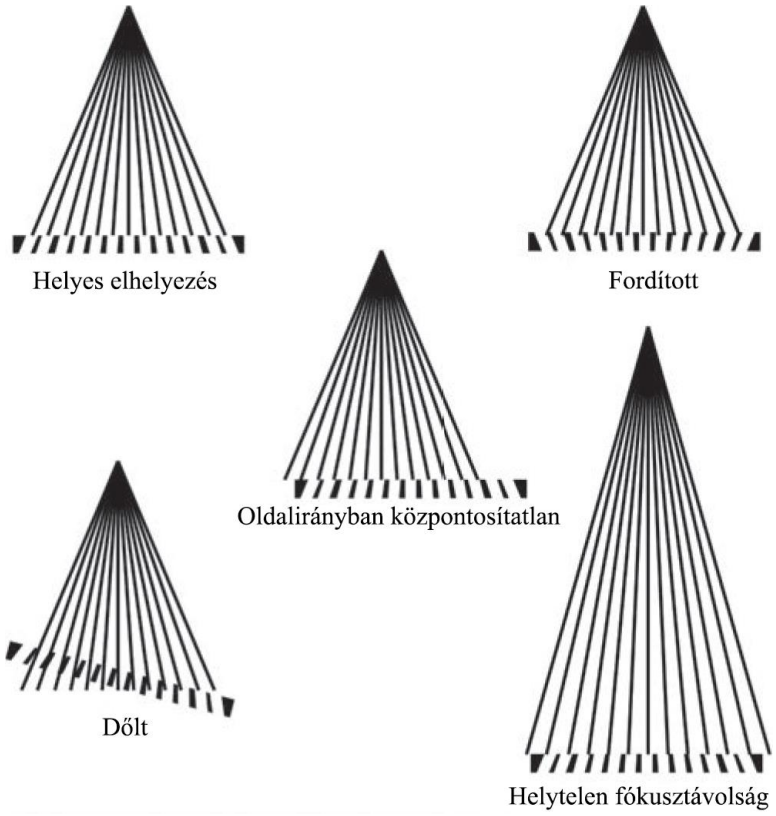
6.3.5. A szórt sugárzás csökkentésének egyéb módszerei

Amellett, hogy a rács használata hatékonyan csökkenti a szórt sugárzást, a képminőséget még tovább is lehet javítani gondos sugárhatárolással és a páciens kompressziójával. A szórt sugárzás elleni rácsok lehetséges alternatívái közé tartozik a légrés (air gap) és a résletapogatásos rendszerek alkalmazása.

6.3. TÁBLÁZAT. NÉHÁNY RÖNTGENFELVÉTELI RÁCS BUCKY-FAKTORA ÉS KONTRASZTNÖVELÉSI TÉNYEZŐJE (CIF) A KÉPRECEPTOR KÖZEPÉRE VONATKOZTATVA, 25,4 CM × 25,4 CM-ES RÖNTGERSUGÁRMEZŐT ALKALMAZVA, LUCAL MELLKAS ÉS HAS PÁCIENSEGYENÉRTÉKŰ FANTOMOKKAL, MELLKAS ESETÉN 120 KV, HAS ESETÉN 71 KV MELLETT

rácsarány	SF	SPR	Bucky-faktor[a]	CIF
LucAl mellkasfantom				
Rács nélkül	0,390	0,640	—	1,0
6:1	0,188	0,231	1,53	1,33
8:1	0,150	0,176	1,62	1,39
10:1	0,123	0,141	1,69	1,44
12:1	0,103	0,115	1,75	1,47
16:1	0,076	0,082	1,85	1,51
LucAl hasfantom, lágyszöveti tartomány				
Rács nélkül	0,712	2,472	—	1,0
6:1	0,371	0,588	2,79	2,18
8:1	0,302	0,433	3,20	2,42
10:1	0,256	0,345	3,53	2,58
12:1	0,221	0,283	3,81	2,71
16:1	0,174	0,211	4,27	2,87
LucAl hasfantom, gerinctartomány				
Rács nélkül	0,837	5,155	—	1,0
6:1	0,472	0,894	—	3,25
8:1	0,388	0,636	—	3,76
10:1	0,327	0,486	—	4,14
12:1	0,276	0,382	—	4,45
16:1	0,203	0,254	—	4,91

[a] A kicsi Bucky-faktor oka, hogy a mellkasfelvételnél a szórás viszonylag csekély, mivel a tüdő hatása olyan, mint egy nagy légrésé, a többi szövet vastagsága pedig viszonylag csekély. A has esetén a Bucky-faktor minden rácsra azonos.



6.11. ÁBRA. Levágást okozó rácsbeállítási hibák.

6.3.5.1. Sugárhatárolás

A 6.3.2.2. szakasz leírja a röntgensugármező nagyságának a szórtsugárzás-hányadra gyakorolt hatását. Minthogy a kisebb sugármezők csökkentik a szórtsugárzás-hányadot, jó gyakorlat a röntgensugárnyalábnak az adott projekció mellett lehetséges legkisebbre való határolása, ezáltal a képminőséget is javítva és a páciensdózist is csökkentve. Ez megkívánja, hogy a radiográfus megfelelő anatómiai ismeretekkel rendelkezzen, és a páciensek anatómiai sokfélesége mellett biztosítani tudja, hogy minden kép tartalmazza a klinikai kérdésben érintett területet, anélkül, hogy fölösleges sugárterhelést okozna az érdektelen területen lévő szöveteknek. Körültekintést igényel az is, hogy ne legyen túl szűk a sugárhatárolás, ami a felvétel megismétléséhez és ezáltal megnövekedett páciensdózishoz vezetne.

6.3.5.2. Kompresszió

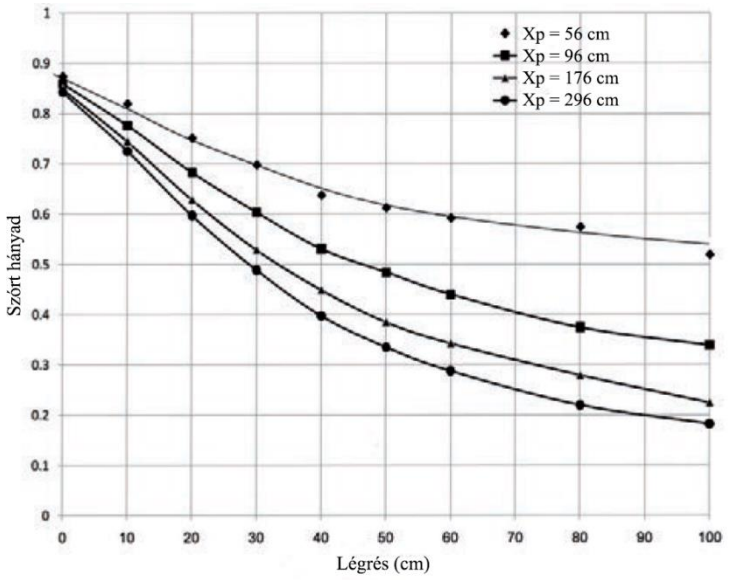
A 6.3.2.3. szakasz adatai világosan mutatják, hogy a páciensvastagsággal a szórtsugárzás-hányad növekszik. Ezért ha expozíció közben a páciens vastagságát csökkenteni lehet, például egy kompressziós öv alkalmazásával, akkor a szórt sugárzás csökkenni fog. Ennek további előnyei is vannak, mivel rövidebb expozíciós időt lehet alkalmazni, ezáltal pedig csökken az elmozdulási életlenség és a

páciensdózis is. Ehelyett másik lehetőség a kV értékét csökkenteni, hogy a kép kontrasztja vagy SNR-je javuljon. Ezen okokból a kompresszió – egyebek mellett – a mammográfiában rutinszerű eljárás (lásd 9.3.2. szakasz).

6.3.5.3. Légrés

Amint a 6.2.4. szakaszban leírtuk, megnövelt tárgy-kép távolság (OID), más szóval légrés (air gap) alkalmazása nagyított képet eredményez, és egyúttal a képreceptort érő szórtsugárzás-hányadot is csökkenti. Ennek oka az, hogy a tárgy-kép távolság növelésével a minden irányban kiinduló szórt sugarak – a primer sugarakhoz képest – egyre kisebb valószínűséggel érik el a képreceptort.

A tárgy-kép távolságnak a szórtsugárzás-hányadra való hatását a 6.12. ábra szemlélteti.

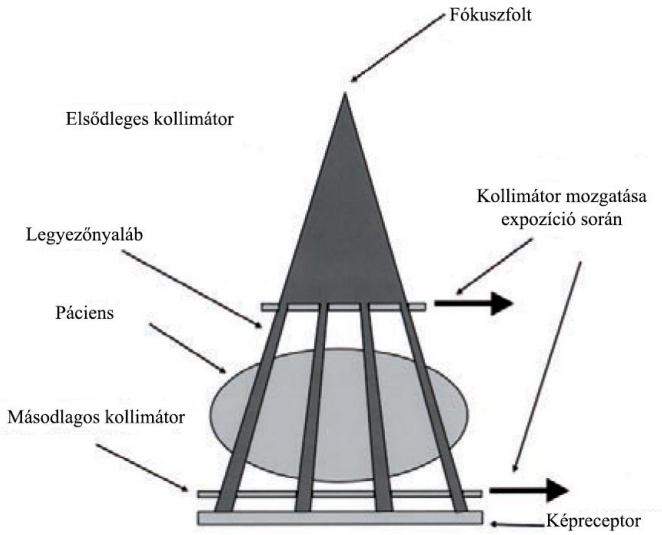


6.12. ÁBRA. A légrés (OID) hatása a szórtsugárzás-hányadra a különböző fókusz-kép távolságok esetén. X_p a sugárforrás és a páciens kimenő oldala közötti távolság, A PMMA fantom vastagsága 20 cm, a röntgensugármező mérete 20 cm × 20 cm, a csőfeszültség 90 kV.

6.3.5.4. Résletapogatás

Amint azt a 6.3.2.2. szakasz részletezte, a szórtsugárzás-hányad a röntgensugármező méretétől függ. A réses letapogató rendszereknek az az előnyük, hogy egy rés alakú apertúrával kialakított nagyon kis területű röntgensugármezőt használva a szórtsugárzás-hányadot minimalizálják. A kép létrehozásához a résen át a nyaláb, a páciens mentén letapogatást végez. Az ilyen rendszerekben általában van egy elsődleges, páciens előtti sugárhatároló, amely létrehozza a legyező alakú sugárnyalábot, és van egy páciens utáni, másodlagos sugárhatároló is, amely a páciensből származó szórt sugárzás nagy részét felfogja.

Digitális rendszerek esetén a nagy kiterjedésű síkképreceptor helyett lehetséges szilícium, vagy más hasonló vonaldetektorokat is alkalmazni, az ilyenek esetében páciens utáni sugárhatárolás nem szükséges. Ezek a rendszerek egy vagy több legyezőnyalábot alkalmazhatnak a leképezni kívánt tartomány mentén. A többnyalábos rendszerek gyorsabb letapogatást és rövidebb expozíciós időket tesznek lehetővé. Az alapelvet a 6.13. ábra szemlélteti. Ezek a rendszerek hatékony szóráselnyomásra képesek anélkül, hogy rácsot kellene használni, ezzel szemben megkövetelik a kollimátor-rendszer finom és pontos mozgatását, valamint a stabil röntgengenerátor-teljesítményt. A hagyományos módszerekhez képest megnövekszik a műtermékek keletkezésének valószínűsége is, a szükséges hosszabb expozíciós idő pedig a képeken jelentkező elmozdulási életlenség kockázatát növeli, egyszersmind a röntgencső élettartamát csökkenti.



6.13. ÁBRA. A szórtsugárzás csökkentését eredményező többréses-letapogató röntgenrendszer működési elve. Digitális rendszerekben a képreceptor és a páciens mögötti sugárhatároló vonaldetektorokkal helyettesíthető.

HIVATKOZÁSOK

[6.1] Poletti, J.L., Mclean, I.D., the effect of source to image-receptor distance on effective dose for some common X ray projections, Br. J. Radiol. **78** (2005) 810–815.

[6.2] Dance, D.R., Evans, S.H., Skinner, C.L., Bradley, A.G., "X-ray transmission computed tomography", the Physics of Medical imaging (Webb, s., ed.), Adam Hilger Ltd, Bristol (1988).

[6.3] ROSE, A., Vision: Human and Electronic, Plenum Press, New York (1974).

[6.4] ULLMAN, G., SANDBORG, M., DANCE, D.R., HUNT, R., ALM CARLSSON, G., Distributions of scatter-to-primary and signal-to-noise ratios per pixel in digital chest imaging, Radiat. Prot. Dosim. **114** (2005) 355–358.

IRODALOMJEGYZÉK

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn, Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2002).

DOI, K., et al., Physical and clinical evaluation of new high-strip-density radiographic grids, Radiology 147 (1983) 575–582.

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, Rep. EUR 16260 EN, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg (1996), ftp://ftp.cordis.lu/pub/fp5-euratom/docs/eur16260.pdf (accessed on 23 August 2012).

FETTERLY, K.A., SCHUELER, B.A., Experimental evaluation of fiber-interspaced antiscatter grids for large patient imaging with digital X ray systems, Phys. Med. Biol. 52 (2007) 4863–4880.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Diagnostic X-ray Imaging Equipment: Characteristics of General Purpose and Mammographic Anti-scatter Grids, IEC-60627, IEC, Geneva (2001).

MILNE, E.N.C., “The role and performance of minute focal spots in roentgenology with special reference to magnification”, CRC Crit. Rev. Radiol. Sci. 2 (1971) 269–310.

7. fejezet

KÉPFELVEVŐK PROJEKCIÓS RÖNTGENFELVÉTELEZÉSHEZ

J. A. ROWLANDS
Thunder Bay Regional Research Institute,
Thunder Bay, Kanada

Fordította: Dr. Trón Lajos

U. NEITZEL
Philips Healthcare,
Hamburg, Németország

Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

7.1. BEVEZETÉS

A röntgenképek úgy keletkeznek, mint a test belső részéről készült árnyékok. Mivel a röntgensugarak fókuszálása ma még nem tekinthető megoldottnak, a röntgensugarak detektálására szolgáló érzékelők mérete a leképezendő testrésznél nagyobb kell, hogy legyen. Ennek megfelelően a röntgendetektorok készítésénél az első kihívás a nagy felvevő felület. A második kihívás egy olyan rendszer létrehozása, amelynek képminőségét csak a fizika korlátozza, azaz olyan tárgyak is detektálhatók, amelyek méretét és kontrasztját kizárólag a kvantumstatisztika korlátozza (lásd 4.6 szakasz). Ebből következik, hogy a röntgensugarak legnagyobb részét detektálni kell, azaz az eseményeket hatékony, kvantumzaj-limitált módon kell kezelni, miközben egy adekvát térbeli felbontást is biztosítani kell.

Egy röntgenkép elkészítése elvileg három lépésre bontható. Az első a röntgensugár és egy megfelelő érzékelő anyag kölcsönhatása, amely mérhető elváltozást eredményez. A második lépés e válasz átmeneti tárolása egy rögzítő rendszer révén. A harmadik lépés az eltárolt válasz mérése. Példaként a film-fóliás rendszerekre ez a három lépés: (i) a röntgensugár kölcsönhatása fluoreszcens anyaggal és azt követően egy, a látható tartományba eső foton keltése, (ii) ezután e fotonok a fotográfiai filmen létrehozzák a látens képet, és végül (iii) a fixált fotográfiai kép előhívása. Az újrafelhasználható rendszerek esetén (amely nem igényel fogyóeszközt, mint a film) egy negyedik lépés is szükséges: (iv) új kép elkészítése céljából minden előző kép törlése a képfelvevő rendszerből.

A négy lépés egy direkt digitális síkképreceptoros (flat panel) képalkotó rendszer esetén: (i) egy röntgenfoton elnyelése, amelyet a fotovezetőben több másodlagos elektron keltése követ, (ii) az elektronok és a lyukak mozgása az egyes elektródákhoz, ahol a tárolásuk történik (iii) a kiolvasásig, amelynek során a töltések

erősítőkhöz és jeldigitalizáló egységekhez jutnak sorról-sorra. Ennek a megoldásnak az érdekessége, hogy a kiolvasással egyidejűleg további erőfeszítés nélkül megoldódik a további lényeges lépés, (iv) a törlés. A folyamat lépéseinek e fokozatokra bontása elősegíti a képalkotás fizikájának megértését, ami kulcsfontosságú a képfelvevőeszköz tervezésének optimalizálásához, valamint a képminőség alapvető korlátainak megértéséhez. Kulcsszerephez jut annak megértése is, hogy a múltbéli és jelenlegi különböző megközelítések egymást kiegészítő erősségei várhatóan hogyan hasznosíthatóak a jövőben.

7.2. A KÉPFELVEVŐK ÁLTALÁNOS JELLEMZŐI

A projekciós röntgenfelvételezésben használt, különböző típusú érzékelők tulajdonságainak részletes ismertetése előtt szükségszerűen át kell tekintenünk a detektor működésének jellemzéséhez használt fizikai tulajdonságokat és paramétereket. Ezek közül néhánynak az ismertetése a 4. fejezetben megtörtént.

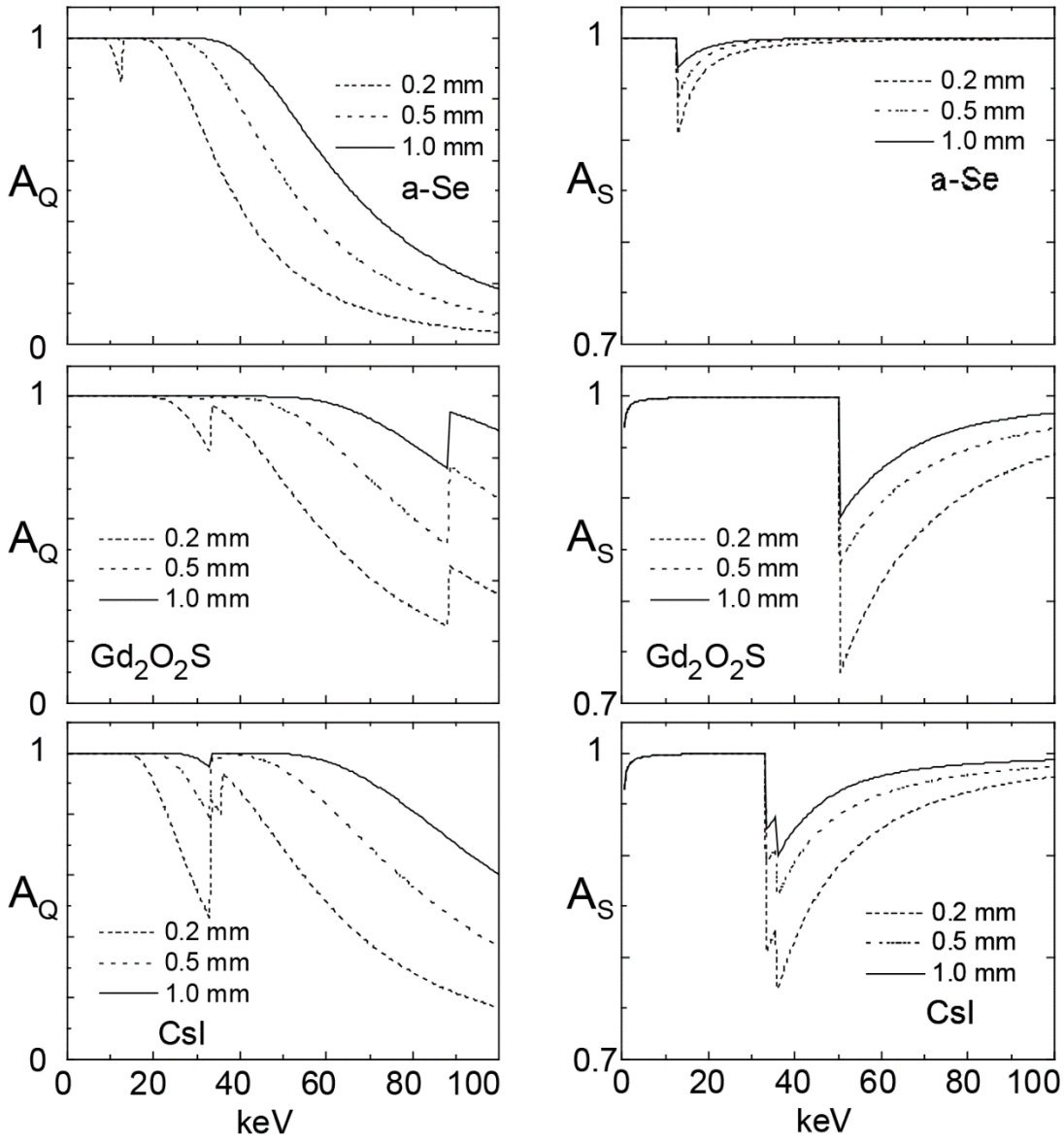
7.2.1. Képfelvevő érzékenysége

A képalkotás azonos módon kezdődik minden röntgen érzékelő esetén. A jel képződéséhez a röntgenkvantumnak kölcsönhatásba kell lépni az érzékelő anyagával. Ha a röntgenkvantum energiája E, a kölcsönhatás valószínűsége vagy a kvantumdetektálási hatásfoka, A_Q, a következőképpen adható meg:

$$A_Q = 1 - \exp\left(-\mu(E,Z)T\right), \tag{7.1}$$

ahol:
μ az érzékelő anyagának lineáris sugárgyengítési együtthatója;
Z az anyag rendszáma;
T az anyagvastagság.

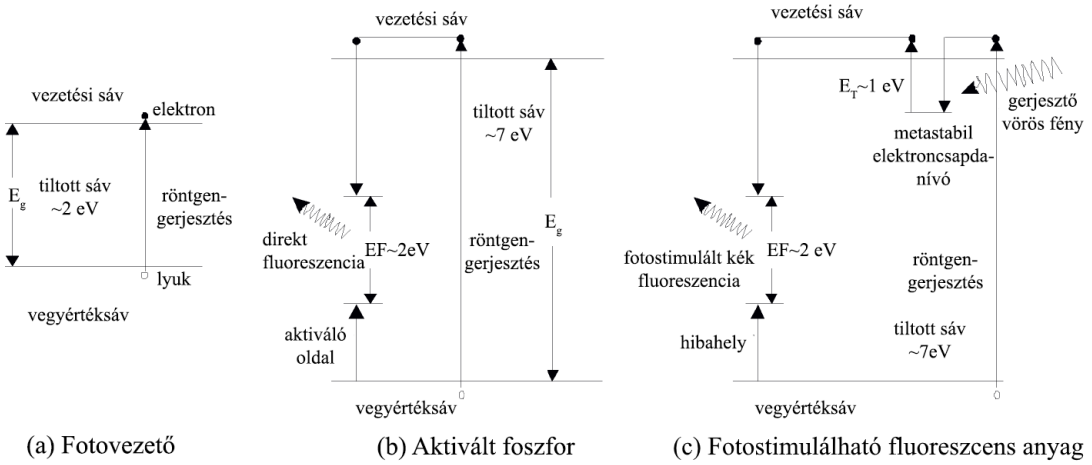
Mivel lényegében minden, a röntgenfelvételezésben használt röntgenforrásnak energiaspektruma van (lásd 5.fejezet), a kvantumdetektálási hatásfokot vagy az energia függvényében kell megadni, vagy az érzékelőre eső röntgensugárzás energiaspektrumára vonatkozóan effektív értékként. A 7.1. ábra az energia függvényében mutatja meg A_Q értékét, több rétegvastagság mellett, különböző érzékelő-anyagokra. Az A_Q általában kisebb energiáknál veszi fel legnagyobb értékét, és növekvő energiák mellett csökken. Diagnosztikai röntgenenergiáknál a fő kölcsönhatási mechanizmus a fotoelektromos hatás a legtöbb érzékelő-anyag viszonylag magas rendszáma miatt. Ha az érzékelő-anyagban az E_K-val jelölt atomi abszorpciós K-él a tárgyérdekű energiatartományba esik, akkor E_K értékénél az A_Q ugrásszerűen növekszik, és $E < E_K$ energiákra lokális minimuma alakul ki.



7.1. ÁBRA. A kvantumdetektálási hatásfok, A_Q, és a Swank-faktor, A_S, egy a-Se jellegzetes fotovezetőre, a Gd_2O_2S fluoreszcens ernyőre és CsI szcintillátorra. A görbék csupán az elsődleges kölcsönhatást, a fotoelektromos hatást veszik figyelembe; a Swank-faktorhoz járulékot adó tényezőket a szöveg részletezi. A vastagságok 100%-os kitöltésű anyagra vonatkoznak, mely az a-Se esetén helytálló, a porból felépülő ernyők esetén, mint a Gd_2O_2S, ezt növelni kell egy ~2 –es faktorral, a rágőzölt CsI rétegnél pedig egy ~1.1–1.2 –es faktorral.

Egy röntgenfoton és az érzékelő anyagának fotoelektromos kölcsönhatása egy nagysebességű fotoelektront kelt. Az elektron ezt követő, az érzékelő anyagában bekövetkező energiavesztesége során gerjesztések és ionizációk játszódnak le, amelyek másodlagos jelet keltenek (látható fénykvantumok vagy elektromos töltés). Minden leképező rendszer érzékenysége függ az A_Q-tól és az elsődleges átalakítási hatásfoktól (a kölcsönható röntgenfoton energiája könnyebben mérhető formába, mint

például optikai fotonná vagy elektromos töltéssé alakításának hatásfoka). A konverziós hatásfok kifejezhető konverziós faktor formájában is, azaz a röntgenfotononként kiváltott másodlagos részecskék számában (látható fotonok a fluoreszcens ernyőn vagy fotovezetőben létrehozott elektron-lyuk párok (EHP - Electron Hole Pairs)). E faktor meglepően sok anyagban és rendszerben elérheti az 1000 foton vagy EHP értéket 50 keV-es röntgenfotononként. A konverziós faktor és az érzékelő anyagát alkotó szilárd anyag sávszerkezetével szoros kapcsolatban van, amint azt a 7.2 ábra bemutatja. A vegyértéksáv minden érzékelő anyagban elektronokkal majdnem teljesen telített, míg a vezetési sáv gyakorlatilag üres. A tiltott energiasáv E_g szélessége határozza meg a mobilis EHP létrehozásához szükséges energiát, azaz egy elektronnak a valencia sávból a vezetési sávba juttatásához szükséges energiát. Bár az energiamegmaradás elve szerint legalább E_g szükséges egy EHP keltéséhez, elektron-lyuk párt létrehozni kizárólag E_g energiájú fotonokkal lehet. Energiát leadó töltött részecskék (így röntgenfoton-kölcsönhatások keltette, nagy energiájú elektronok lelassulása) által ~3E_g szükséges egy EHP létrehozásához az energia- és kristály lendületmegmaradás, valamint a konkurens, energiaveszteséggel járó folyamatok miatt. Így a 7.2(a) ábrán bemutatott fotovezető (általában egy $E_g \sim 2$ eV szélességű tiltott sávval jellemezhető anyag – amelynél a termikusan gerjeszthető sötétáram létrehozásához szükséges minimális energia elhanyagolható) esetén 50 keV-es röntgenfotonokkal az elektron-lyuk párok maximális száma 50.000 eV / (2 eV × 3) ~ 8000 EHP. Ez jó fotovezetőkkel elérhető, de a kereskedelemben kapható rendszerekben ma használt egyetlen fotovezetőben (a-Se) további veszteségek lépnek fel (elsősorban ikerrekombinációk miatt, amelyek során a létrehozott EHP-k rekombinálódnak, mielőtt az alkalmazott elektromos tér elválasztaná azokat), így a maximális 8000 EHP az alkalmazott feszültségtől függően ~1000–3000 EHP-ra csökken.



7.2. ÁBRA. Fotovezető, aktivált és fénnyel gerjeszthető fluoreszcens anyagok sávszerkezete.

Fluoreszcens anyagokban (a fluoreszcens anyagok egy másik megnevezése a szcintillátor, amely általában kristályos vagy tömbös formáknál használatos) a tiltott sáv szélessége jóval nagyobb (~8 eV), így a valódi konverziós faktor általában alacsonyabb értéket vesz fel — csupán ~2000 EHPs keletkezik (50 000 eV / 8 eV × 3), amely aktivált fluoreszcens anyagban csak alig kevesebb (1800) látható foton emisszióját eredményezi. Az egyetlen röntgenkvantum által kiváltott látható fotonok száma tovább csökken a fluoreszcens anyagok további optikai veszteségei (néha a szándékosan hozzákevert festék), a nem fényvisszaverő hátoldal, a fotoérzékelők közti holttér (kitöltés) és a fotoérzékelők ideálistól eltérő kvantumdetektálási hatásfoka miatt. Ez általában ~1000 EHP keltését eredményezi az eddig példaként hozott 50 keV-es röntgenfotonunk esetén.

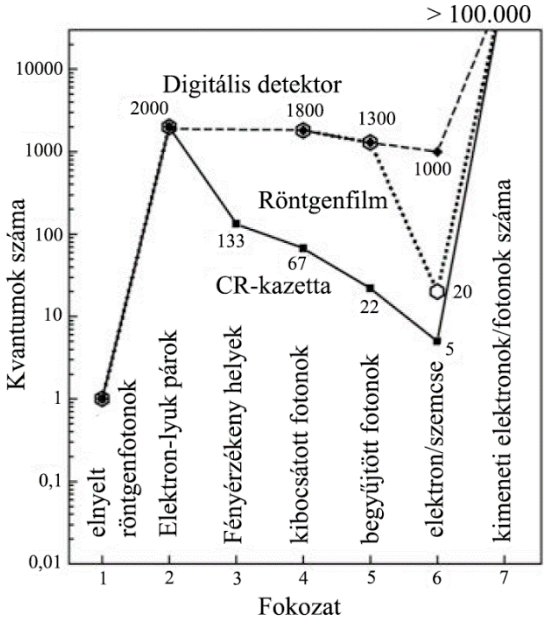
7.2.2. Képfelvevő röntgenzaja

Minden, kvantumok által előállított kép statisztikus természetű, azaz a páciens testének sugárgyengítő sajátosságai alapján megbecsülhető képpont-intenzitás véletlenszerűen ingadozik a várható középérték körül. A röntgensugárzás intenzitásának ingadozása Poisson-eloszlást követ, így egy adott felületű érzékelő elemre eső N_0 darab röntgenkvantum σ^2 varianciája éppen N_0. Az érzékelővel való kölcsönhatás egy A_Q valószínűséggel bekövetkező binomiális folyamat, és a kölcsönható kvantumok eloszlására is a Poisson-eloszlás jellemző, melynek varianciája:

$$\sigma^2 = N_0 A_Q \tag{7.2}$$

Ha az érzékelés fokozatát egy g átlagos erősítésű folyamat követi, az eloszlás akkor sem lesz Poisson-eloszlású, ha maga g Poisson-eloszlású is. Előfordulhat, hogy más független zajforrások is hozzájárulnak a jelhez a leképezőrendszer különböző fokozataiban. Ezeknek a varianciára gyakorolt hatása additív. A jel és a zaj érzékelőkben való terjedésének teljes lineáris analízise során egyaránt figyelembe kell venni a jel és a zaj térbeli frekvencia-függését.

Fontos, hogy a másodlagos kvantumok vagy elektronok száma a képalkotás minden fokozatában jelentősen meghaladja N_0 értékét, mert így a képfelvevő zaját nem egy másodlagos kvantumakna határozza meg. A zaj terjedésének vizsgálatát jelentősen megkönnyíti egy kvantum-számfejtési diagram, például amilyet a 7.3. ábra bemutat. Ennek elve, hogy a zaj a leképező rendszer minden fokozatában kapcsolatban áll a fokozaton mért másodlagos fotonok vagy elektronok számával; így ideális esetben minden elsődleges kvantumhoz (például röntgenkvantumhoz) minél több másodlagos foton vagy részecske társul (ha lehet 1000-nél több), minden fokozatban. Az a pont, ahol ez a szám a legalacsonyabb, a másodlagos kvantumakna.



7.3. ÁBRA. Kvantum-számfejtési diagram film-fóliás rendszerről, CR (foszforlemezes röntgenfelvételezés) pásztázó lézer letapogató rendszerről és digitális síkképreceptoros röntgenfelvételezőről. A függőleges tengely az egyes fokozatok átlagos kvantumainak vagy az egyedi részecskéknek a darabszámát (elektronok vagy filmszemcsék) adja meg, a kezdeti fokozatban elnyelt (50 keV-osnak vett) röntgenkvantum hatására, a képalkotó rendszer minden egyes fokozatában. Minden modalitás kritikus pontja az, ahol a röntgenfotont reprezentáló legkevesebb kvantum vagy EHP jelenik meg. Síkképreceptoros rendszerek esetében ez ~1000, film-fóliás rendszereknél 20, a CR esetében pedig csak 5. Ez a leggyengébb láncszem (kvantumakna).

Láthatóvá válik a példákként hozott, kereskedelmi forgalomban lévő rendszerek mindegyikén, hogy egy elsődleges fotonra legalább öt másodlagos kvantum képződik, ugyanakkor nagyon könnyen találhatunk olyan rendszereket, amelyeknél ez nem így van, mint például a képerősítés nélküli átvilágítás vagy néhány optikai úton (lencsékkel) csatolt felvételi röntgenrendszer.

A röntgenképek zaja összefügg a képek pixelenkénti röntgenfoton-darabszámával, így az érzékelő röntgenexpozíciójával. A relatív zaj növekedhet, ha a röntgen(sugár)elnyelő csökken és akkor is, ha ingadozik a képreceptor elnyelt röntgenfotonokra adott válasza. A detektor közegében kiváltott jelek elkerülhetetlenül ingadoznak, még akkor is, ha azonos energiájú röntgenfotonok hatnak kölcsön és hoznak létre válaszjelet. Ennek az oka a közegben elnyelt röntgenfoton hatására fellépő, egymással versengő kölcsönhatási folyamatok statisztikus természete. Ezek együttesének eredménye egyfajta zaj, amit erősítés-ingadozásként vagy Swank-zajként ismerünk. Az erősítés-ingadozás kísérletileg meghatározható az impulzus-amplitudó spektrumból (Pulse Height Spectrum - PHS). Ebből az A_S Swank-faktor a PHS nulladik, első és második momentumainak (M_N) kombinációjaként kapható meg:

$$A_S = \frac{M_1^2}{M_0 M_2} \tag{7.3}$$

Ideális a PHS, ha minden elnyelt röntgenfoton azonos mértékű jelet vált ki, ebben az esetben egy delta függvényt kapunk és a Swank-faktor egységnyi. A gyakorlatban azonban számos hatás szélesíti ki e spektrumot, és a Swank-faktor értéke egységnyinél kisebb lesz. A 7.1. ábra különböző, technológiailag megvalósítható és így a gyakorlatban is előforduló, különféle érzékelő anyagra és vastagságaikra vonatkozó A_S-értéket mutat be. Ezek számított értékek, és csak a fotoelektromos kölcsönhatásra vonatkoznak, ami gyakorlatilag azt jelenti, hogy csak a K-kiszökést veszik figyelembe. K-kiszökésről beszélünk, ha fotoelektromos kölcsönhatás nyomán egy K fluoreszcens röntgenfoton lép ki, amely további energialeadás nélkül távozik az érzékelőből. Mivel a K fluoreszcens röntgenfoton K-abszorpciós él alatti energiával rendelkezik, kölcsönhatási valószínűsége kisebb, mint az eredeti, beeső röntgenfotoné (lásd 2.2.1. szakasz). Az A_S értéke 0,7 és 1,0 között változik. Optikai hatások miatti további veszteségek lépnek fel az erősítőernyőkön, és a töltéscsapdák miatt további veszteségek a fotovezetőknél. Swank bizonyította, hogy a különböző hatások kombinálása sok esetben elvégezhető az egyes összetevő tényezők összeszorzásával. Például, a K-(ki)szökési Swank-faktor és az optikai Swank-faktor szorzataként lehet előállítani a teljes Swank-faktort. Elméletileg egy exponenciális PHS esetén, ami nagyon magas optikai abszorpciójú erősítőernyők használata mellett fordulhat elő, az optikai érték akár 0,5-ig csökkenhet, ez az optikai hatásokra 0,5–1,0 közötti tartományt eredményez. Összességében tehát az erősítőernyőkre vonatkozó Swank-faktorok lehetséges tartománya 0,35–1,0.

A foton elnyelésből és az erősítés ingadozásából származó zajok kombinálhatóak a nulla térbeli frekvenciájú egyenértékű kvantumhatásfok [DQE(0)] megadásához, amely a következőből adódik:

$$\mathrm{DQE}(0) = A_\mathrm{Q} A_\mathrm{S} \tag{7.4}$$

Jelentősége miatt érdemes felidézni, hogy a DQE(0) effektív detektív kvantumhatásfokot úgy nyerhetjük, hogy a megalkotott kép zaját összehasonlítjuk azzal az értékkel, amelyet ideális (teljes) elnyelő esetén, erősítés-ingadozásból származó zaj nélkül venne fel.

7.2.3. Szürkeskála-válasz és dinamikatartomány

A képalkotó rendszer szürkeskála-válasza szoros összefüggésben van a röntgensugarak érzékelésének fizikájával, az elvégzendő képalkotási feladattal, és ami a legösszetettebb, az emberi szem-agy rendszerben az optikai képek által kiváltott válasszal. A gyakorlatban a rendszertervezők számos döntése sokkal inkább empirikus, mint kizárólag elméleti megfontolásokon alapul. Ugyanakkor hasznos lehet néhány ökölszabály.

Az emberi látáshoz tartozik egy térbeli frekvenciatartomány, amelyen belül az emberi szem a legpontosabb. Ez egy közepes frekvenciatartomány, se nem túl magas, se nem túl alacsony. Az intenzitás vonatkozásában a látás, a többi emberi érzékeléshez hasonlóan logaritmikus válaszú, így nagyon alkalmas töredéknyi különbségek érzékelésére, amennyiben ezek egymással szomszédosak. Azonban az emberi szem rosszul teljesít az intenzitás számszerű értékelésekor. A szubjektív szem-agy válasz és a számszerű összefüggések elválasztására általában kihagyják (az alapvetően nem-lineáris rendszerek esetén, úgymint a film), vagy korrigálják a rendszer nem-lineáris válaszú optikai megjelenítő részét (pl. a katódsugárcsöves leletező monitort vagy a folyadékkristályos síkképernyős megjelenítőt). A legtöbb rendszer gyakorlati célokból csak ekkor modellezhető lineárisként.

A szürkeskála-válasz általában egy karakterisztikus görbe, amely a rendszer gerjesztésre adott válaszát írja le; például átvilágítóknál ez a videómonitor optikai intenzitása egy adott képpontban, az érzékelőt az ennek megfelelő pontban érő besugárzás függvényében.

Dinamikatartománynak nevezik azt az intenzitástartományt, amelyet egy leképező rendszer meg tud jeleníteni. Ez a modulációs átviteli függvény (Modulation Transfer Function - MTF) által meghatározott módon függ az alkalmazott pixelmérettől. Röntgenleképezéseknél a dinamikatartomány a pixelmérettől függetlenül két összetevőre bontható. Ezek közül az egyik a betegen áthaladó röntgensugárzás ugyanazon képen észlelt legnagyobb és legkisebb mértékű gyengítésének hányadosával egyenlő. A másik összetevő a legnagyobb sugárgyengítéshez tartozó anatómiai struktúrát érő röntgenjel mérési pontosságának megkövetelt mértéke. Ha például a képtérhez tartozó gyengítések legnagyobb és legkisebb mértéke között tízszeres az arány, és a legnagyobb gyengítéshez tartozó régióban 10%-os a megkívánt mérési pontosság, akkor a detektorra megkövetelt dinamikatartomány 100.

A gyakorlatban használt lineáris leképező rendszerekben az elérhető dinamikatartomány úgy is definiálható, hogy a kimenet válaszát vonatkoztatjuk a bemeneten megfigyelhető röntgenexpozícióra:

$$\text{Dinamikatartomány} = \frac{X_{\max}}{X_{\text{zaj}}} \tag{7.5}$$

ahol $X_{\max}$ a detektorból a telítés előtti maximális jelet kiváltó röntgenexpozíció (azon pont, amelyen túl az érzékelő kimenet már nem reagál érzékenyen a bemeneti jel további növekedésére), X_{zaj} pedig a detektor sötétzajának négyzetes középértéke (röntgenexpozíció nélkül).

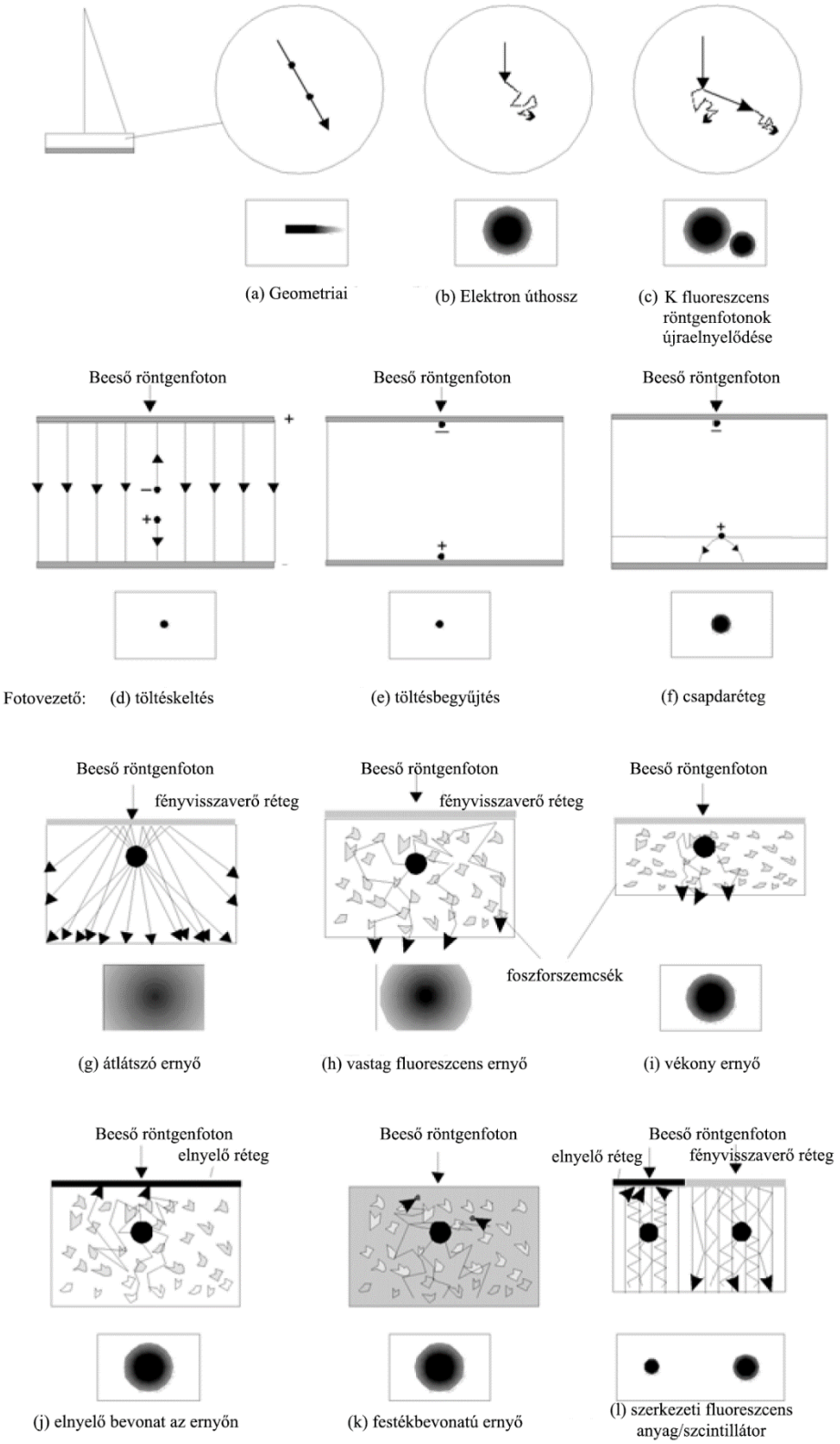
A röntgensugárzás exponenciálisan gyengül; így a nyaláb intenzitását egy további tizedelőréteg-vastagságnyi szövet 10-ed résznyire gyengíti, míg ugyanezen

tizedelőréteg-vastagságnyi szövet hiánya a röntgenexpozíciót tízszeresére növeli. Tehát ha egy homogén fantom besugárzásával meghatározunk egy $X_{\text{átlag}}$ átlagos expozíciót, az átlagos érték feletti és az alatti szorzótényezőket keresünk; így $X_{\text{átlag}}$ inkább geometriai, mint számtani átlag. 100-as dinamikatartomány esetén a helyes tartomány a geometriai átlagos expozíciót szolgáltató $10X_{\text{átlag}}$ és $0{,}1X_{\text{átlag}}$, nem pedig a számtani átlag alapján nyert ~$2X_{\text{átlag}}$ és $0{,}02X_{\text{átlag}}$.

7.2.4. Képfelvevő elmosódása

A radiológiában a térbeli felbontást a detektor jellemzői, valamint attól független tényezők együttesen határozzák meg. Utóbbiak közé tartozik az életlenséget (elmosódást) okozó geometriai hatások, úgymint: (i) félárnyék (részleges röntgen árnyék), amely a röntgenforrás valós mérete, valamint a vizsgált anatómiai struktúra és a képfelvevő közötti nagyítás (lásd 6.2.3.4. szakasz) miatt keletkezik, (ii) mozgási elmosódás, ami a páciens detektorhoz, valamint a röntgensugárnyaláb fókuszához viszonyított relatív elmozdulásának az eredménye. A képalkotó rendszer átfogó tervezése során fontos, hogy az érzékelő pixelmérete és a mintavételi lépésköz megválasztásánál ezeket az elmosódást eredményező forrásokat figyelembe vegyék. Amennyiben például az MTF-et a fókusz véges méretéből adódó életlenség korlátozza, kevés javulást hoz a rendszerben, ha azt jóval kisebb méretű képérzékelő elemekkel tervezik.

A 7.4. ábra összegzi az érzékelő miatti elmosódás kialakulásában szerepet játszó jelentősebb tényezőket. Ezek magukba foglalják a minden anyagnál előforduló jelenségeket: (i) a röntgensugarak ferde beesése miatti geometriai elmosódást, ez különösen a középnyalábtól (amely a detektort merőlegesen éri) távolabb jelentős, (ii) az elsődleges elektron hatótávolsága miatti elmosódás — az elsődleges elektron energiáját kicsi, ~100–200 eV lépésekben adja le, de ez elegendő arra, hogy az elektron bármilyen szög alatt szóródjon, így pályája véletlen bolyongás és kiindulópontjától (a kölcsönhatás helyétől) nem távolodik el nagyon, az eltávolodása az elnyelő közeg tulajdonságaitól függ, 10 keV-es elektronok esetén ~1 μm, 100 keV-es elektronok esetén pedig ~50–100 μm; (iii) a K fluoreszcens röntgenfotonok újraelnyelődése miatti elmosódás. Ez az újraelnyelődés az elsődleges fotoelektromos kölcsönhatástól valamely távolságra történik, hiszen az anyagok elnyelése a saját K fluoreszcens fotonokra viszonylag kicsi, mivel a K-abszorpciós él alatti energiák alatt minimumuk van. Ráadásul a direkt és indirekt konverziójú érzékelők anyagi minőségétől függő sajátos hatások is fellépnek, amelyeket a 7.4(d)–(f) és (g)–(l) ábrák szemléltetnek. Digitális rendszerekben ezen kívül figyelembe kell venni a detektorelem (del) felületének méretéből és a mintavételi lépésközből adódó hatásokat is.



7.4. ÁBRA. Rétegdetektorok felbontóképesség-csökkenésének mechanizmusai. Képek: (a)–(c) minden képfelvevőre általánosan érvényes, (d)–(f) direkt konverziójú (fotovezető) rétegdetektorra, (g)–(l) indirekt konverziójú típusokra — szemcsés fluoreszcens ernyőkre és strukturált fluoreszcens ernyőkre (szcintillátorokra) jellemző.

7.2.5. Állandó mintázatú zaj

Fontos, hogy a röntgenfelvételezésben használt képalkotó rendszer bizonyos sajátságokban egységes legyen, például az érzékenysége a kép teljes felületén azonos. Ha ez nem teljesül, a kép értelmezését megzavaró mintázatok alakulnak ki. Ezt nevezik állandó mintázatú zajnak. Analóg képalkotó rendszerekben nagy figyelmet kell fordítani a detektorok tervezésére és gyártására, hogy azok egységes, egyenletes választ biztosíthassanak. A digitális rendszerek gyakran hagyatkozhatnak az utófeldolgozásra, hogy a képfelvevő egyenetlenségének gyártási korlátait enyhítsék.

Lineáris képalkotó rendszerben az állandó mintázatú zaj, amely a pixelről pixelre változó erősítés vagy eltolódás (gyakran az adott érzékelő sötétárama) miatt alakul ki, elvileg korrigálható és teljesen megszüntethető. Az eljárás során a páciensekről készült felvételeket korrigálni kell a sötétmezős (besugározatlan) és a fénylő mezős (egyenletesen besugarazott) felvételekre egyaránt.

7.3. FILM-FÓLIÁS RENDSZEREK

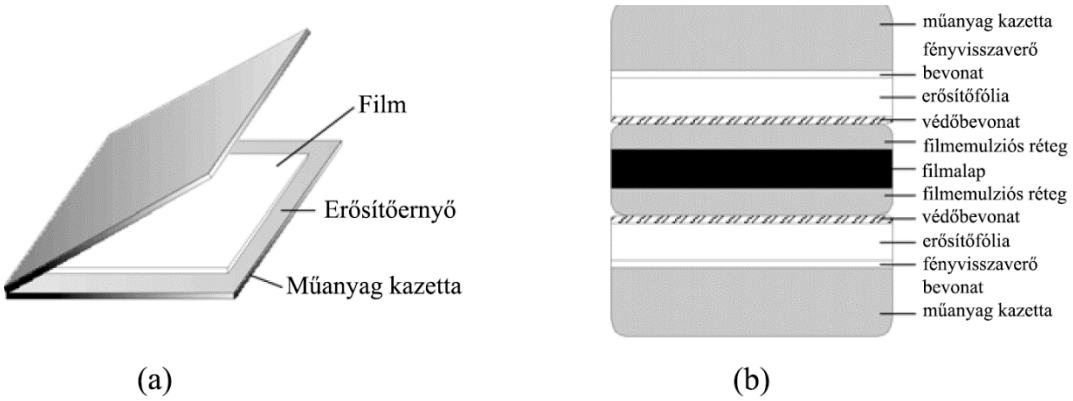
Film-fóliás képfelvevővel végzett röntgenkép-alkotáshoz a radiográfus a filmet betölti egy kazettába, amelyet elvisz a vizsgálóhelyiségbe, behelyezi a kazettát a vizsgálóasztalba, beállítja a pácienst, elvégzi a röntgenexpozíciót, visszaviszi a kazettát a filmfeldolgozóba előhíváshoz, megvárja míg a felvétel előhívása lezajlik, majd végül leellenőrzi, hogy a filmen megjelennek-e nyilvánvaló hibák, így biztosítva, hogy a film alkalmas az orvosi diagnózis felállítására, mielőtt visszatér a vizsgálóhelyiségbe.

7.3.1. Rendszerek

7.3.1.1. Film-fólia kombinációk és kazetták

A film-fólia kombináció áll erősítőernyő(k)ből és filmből, amelyek együttesét úgy tervezték, hogy kazettába zárva működjenek. A kazetta kinyitható (sötét környezetben), hogy a filmet behelyezhessék. Mikor a kazettát bezárják, a film szoros kontaktusba kerül az erősítőernyővel, vagy gyakrabban erősítőernyő párokkal, amelyek a film felé néznek, amint az a 7.5. ábrán látható.

A kazettára eső röntgensugarak előbb a kazettán hatolnak át az erősítőernyő elérése előtt. Mikor kölcsönhatásba lépnek az erősítőernyővel, az energia egy része fénnyé alakul, amely az erősítőernyő belsejéből a felszínére jut, ahol a film optikailag érzékeny, emulziónak nevezett részére jut, és átadja a hordozott információt a filmen kialakuló látens képnek. A filmet ezután eltávolítják a kazettából és előhívják, így a látens kép átalakul állandó képpé a film emulziós rétegében elhelyezkedő ezüst révén.



7.5. ÁBRA. Film-fóliás képfelvevő: (a) a nyitott kazetta a film helyzetét és az erősítőernyők pozícióját mutatja be, (b) az általános röntgenfelvételezésnél használt, két erősítőernyős képfelvevő keresztmetszeti képe, amelyben a film két erősítőernyő között szendvicselve helyezkedik el.

A 7.5(a) ábra egy nyitott kazettába helyezett filmet mutat be. A legtöbb esetben, amint azt a 7.5(b) ábra szemlélteti, a kettős emulziójú, antihalációs réteggel ellátott filmet két oldalról egy-egy afelé néző erősítőernyő fogja közre. A röntgenexpozíció során az antihalációs réteg átlátszatlan, így meggátolja, hogy fény hatoljon az egyik emulzióból a másikba, megakadályozva az emulziók közötti áthallást, így az elmosódást. A film előhívásakor az átlátszatlan antihalációs réteget eltávolítják, ezért a film átlátszóvá válik a későbbi leletezéshez. A legjobb felbontás érdekében (például mammográfiához), a kazetta hátuljában elhelyezett egyetlen erősítőernyőt és azzal érintkező, egyetlen emulziójú filmet használnak (lásd 9.4.1. szakasz).

Filmemulziókat közvetlen detektorként is lehet röntgenleképezéshez használni. A legkorábbi röntgenképalkotás önálló filmek alkalmazásával történt. Valójában mammográfiás célra az 1960-as évekig ilyen módon használtak filmeket. Az erősítőernyő nélküli filmek egyetlen klinikai felhasználása az intraorális filmekkel végzett fogászati felvételezésnél maradt meg. Ugyanakkor meg kell jegyezni, hogy az ilyen filmek röntgensugár-gyengítő képessége viszonylag szerény (~1–5%). Ennek megfelelően napjainkban már minden filmes diagnosztikai röntgenfelvételt erősítőernyő(k) segítségével hoznak létre.

7.3.2. Erősítőfólia

7.3.2.1. Az erősítőfólia szerkezete

Az erősítőfólia szerkezetét a 7.5(b) ábra mutatja be. A polimer kötőanyaggal kombinált fluoreszcens szemcséket egy hordozóra vagy alaprétegre viszik fel. A keverékben levő kötőanyag és fluoreszcens anyag térfogatának aránya határozza meg a légzsebek vagy üregek és a fluoreszcens réteg térfogatarányát. A kötőanyag jellemzően nitrocellulóz, poliészter, akril vagy poliuretán, a műanyag hordozó vagy alapréteg szintén polimer, például 200–400 μm vastag polietilén-tereftalát. Fekete

vagy fehér alapréteg használatával megváltoztatható az erősítőernyővel érintkező felület fényvisszaverő és fényelnyelő képessége. A legtöbb erősítőernyőnél a fluoreszcens szemcsék jellemző mérete 3–8 μm. Az erősítőernyő szerkezetének kialakításakor általában egy nagyon vékony, átlátszó külső védőréteggel burkolják azt.

7.3.2.2. Fluoreszcens anyag

A film-fóliás rendszerek első lépésben fluoreszcens anyagot alkalmaznak a röntgensugarak érzékeléséhez és fény keltéséhez. Amint a 7.2(b) ábra szemlélteti, a fluoreszcens anyag úgy működik, hogy a valencia sávból elektronok kerülnek a vezetési sávba gerjesztéssel, így abban szabadon mozgó EHP-k keletkeznek. Ezek közül néhány rekombinálódik anélkül, hogy bármely energia kisugárzása megtörténne. Az aktivált fluoreszcens anyagban azonban a legtöbb (>90%) EHP egy aktív centrumnál rekombinálódik (amelyet az aktivátoroknak nevezett atomi szennyezők hoznak létre) és eközben fényt bocsát ki. A kibocsátott fény színét az aktivátor optikai átmenetei határozzák meg. Ha az aktivátort megváltoztatjuk, a fény színe megváltoztatható. Mivel a látható fotonok kis energiát hordoznak (~2-3 eV), egyetlen röntgenfoton elnyeléséből sok látható foton keletkezhet, ami jelentős kvantumerősítéshez vezet.

E kvantumerősítés a fluoreszcens anyag konverziós erősítése. A kezdetben használt erősítőernyők anyaga 1970-ig kalcium-volframát ($CaWO_4$) volt, amely a természetben aktivált formában létezik, ezért nem túl hatékony, kibocsátott fénye a kék és UV tartományba esik. Újabban az aktivátor helyén meghatározott fénykibocsátó centrumokkal rendelkező ritkaföldfém fluoreszcens anyagok térnyerése nyomán a leggyakrabban használt gadolínium-oxiszulfid is megjelent (Gd_2O_2S:Tb, amelyben a Tb nyomnyi mennyiségű, 0,1–1%-nyi aktivátor). A Gd_2O_2S:Tb fluoreszcens anyagban az 50 keV-nyi energiájú röntgenfoton megfelel ~20 000 zöld fénykvantum keletkezésének (E = 2,4 eV), azonban a veszteségek miatt a gyakorlatban jellemzően csak 1800 keletkezik. A ritkaföldfém fluoreszcens anyagok zöld emissziója megkövetelte a hagyományosan alkalmazott filmtől való eltérést két ok miatt. Egyrészt, a szokványosan használt film kizárólag a kék fényre érzékeny, ezért további érzékenyítést követelt meg a zöldérzékenység; amit ortokromatikus filmnek neveztek. Másrészt, a zöld fény áthatolóképessége nagyobb, mint a kék fénynek, ezért az emulziók képei közötti áthallás csökkentésére antihalációs rétegre van szükség.

7.3.2.3. Vastagság

A röntgenfelvételezésben használt film vastagságának megválasztásakor egyensúlyt kell teremteni (i) a vastagabb erősítőernyővel javuló A_Q növekedése és (ii) a fény hatékony kilépése, valamint ami gyakran még fontosabb, a fény szétterülése

miatti elmosódás között, amelyek szempontjából viszont a vékony erősítőernyő az előnyösebb. Az éles röntgenkép létrehozásához az átlátszó fluoreszcens ernyő nem lenne előnyös, mivel a fény nagy távolságokat tehetne meg a fluoreszcens közegben, és túlzott elmosódást okozhatna, amint azt a 7.4(g) ábra szemlélteti. E helyett a röntgen erősítőernyők jelentősen szóróak, homályosra (turbid) tervezik őket. Ezt úgy érik el, hogy nagy törésmutatójú fluoreszcens szemcséket oszlatnak el kis törésmutatójú kötőanyagban. Amint egy foton kilép egy fluoreszcens szemcséből, jellemzően visszaverődik a szomszédos szemcséről, ahelyett, hogy áthaladna azon. Így a fény oldalirányú terjedését a diffúzió (többszörös szóródás) korlátozza, ami segít megőrizni a fluoreszcens réteg jó térbeli felbontását. A 7.4(h) és (i) ábrarészek vázlatosan szemléltetik a fluoreszcens réteg vastagságának hatását a homályos erősítőernyő térbeli felbontására.

Az erősítőernyőben jelen lévő fluoreszcens anyag mennyiségét a kötőanyag jelenléte miatt általában az erősítőernyő telítéseként vagy felületi sűrűségeként adják meg, ami a fluoreszcens anyag tömege az erősítőernyő egységnyi felületére vetítve. A Gd_2O_2S fluoreszcens ernyőknél vagy ernyőpároknál a felhasználási területtől függően ennek mértéke 20 és 200 mg/cm^2 közötti.

7.3.2.4. Optikai kialakítás

Az erősítőernyők lehetséges optikai kialakításait a 7.4(g)–7.4(k) ábrák szemléltetik, és mutatják be a kialakítás és a felbontás összefüggését. A röntgensugarak elnyeléséhez nem túl hatékonyak a film-fólia kombinációk, mert ilyen esetekben a felbontás és a kvantumdetektálási hatásfok között komoly kompromisszumot kell kötni. Amennyiben elfogadhatóak a viszonylag elmosódott képek is, úgy használható olyan vastagságú ernyő, amely hatékonyan nyeli el a röntgensugárzást. A nagyfelbontású erősítőernyő-film kombinációk a röntgensugarak legfeljebb ~10-20%-át nyelik el, míg az általános célú erősítőernyők ~30-40%-ot is elnyelhetnek. Tekintettel arra, hogy a röntgensugarak áthaladnak a filmen is, valamilyen mértékű feketedés a filmemulzió és a röntgensugárzás közvetlen kölcsönhatásakor is kialakul. Ez azonban általában kismértékű, ezért elhanyagolható.

A fluoreszcens ernyő optikai kialakítása alapvetően meghatározza a képalkotási képességét. A képminőségre jelentős hatású tényezők a fluoreszcens szemcseméret, a méreteloszlás, a teljes elnyelő és felületi visszaverő képesség, valamint a szórás növelése céljából szándékosan bevitt apró buborékok. A védőbevonat rétegvastagsága szintén befolyásolhatja az erősítőernyő térbeli felbontását. Az erősítőernyő képalkotó képességeinek megváltoztatására optikai hatások alkalmazhatóak. A 7.4(j) ábra példaként bemutatja, hogy egy fényelnyelő hátoldal úgy csökkenti az elmosódást, hogy a nagy hatótávolságú fotonokat kedvező mértékben elnyeli, azonban a teljes konverziós hatásfok ezzel csökken. Fényvisszaverő hátlap esetén a fény nagy része az erősítőernyő elülső részén távozik, és a detektáláshoz rendelkezésre áll. A felbontás

javítása céljából fényelnyelő festék is hozzáadható az erősítőernyőhöz, amint azt a 7.4(k) ábra bemutatja. Ez hatásában hasonló, de nem azonos egy elnyelő hátlappal.

7.3.3. Fotográfiai film és a filmelőhívás folyamata

A fotográfiai film egy sajátos, kevés fotonra is nagy érzékenységű anyag. Normális környezeti hőmérsékletek mellett képes a másodperc törtrésze alatt exponálva is képes látens képet rögzíteni, megőrizni e látens képet hónapokon át, majd lényegében információveszteség nélkül előhívható. A film megjelenítő és archiváló médiumként is használható.

7.3.3.1. Filmszerkezet

A fényképészeti eljárások egy filmalapra felvitt, vékony (emulziónak nevezett), zselatinba ágyazott ezüst-halogenid kristályokat (szemcséknek nevezett) tartalmazó réteget használnak, amint a 7.5(b) ábra bemutatja. A szemcsék elsősorban ezüst-bromidot tartalmaznak (~95%), míg a fennmaradó ~5% ezüst-jodid és néha nyomnyi mennyiségű ezüst-klorid. A felhasználástól függ a szemcsék (mikrométeres) mérete és alakja (köbös vagy táblás, azaz lapos). A filmalap vastagsága szabványosított, körülbelül 180 μm, hogy az automata filmfeldolgozó berendezések szerkezetein zökkenőmentesen legyen továbbítható; az emulzió jellemzően 3–5 μm vastag, és elhelyezkedhet a filmnek az egyik (egyoldalas) vagy mindkét oldalán (kétoldalas). A gyártási eljárás során a szemcsék érzékenyítését cseppecskékként felvitt kénvegyületek reakcióival végzik.

7.3.3.2. A filmelőhívás folyamata

Az exponálatlan film hosszú ideig tárolható, amit az magyaráz, hogy a stabil látens kép létrehozásához egynél több látható foton kell, hogy jusson az egyes ezüst-halogenid kristályszemcsékre. Egyetlen látható foton egyetlen elektront hoz létre, amely rövid időre (körülbelül egy másodpercre) csapdába esik a szemcse egy adott pontján, az úgynevezett érzékeny foltban. Ha ez a szemcse nem nyel el több fotont, akkor az elektron kiszabadul a szemcséből. Ha azonban néhány további elektron (a pontos számuk különböző tényezőktől függ) is csapdába esik ugyanott, az elektronok stabilizálják egymást az érzékeny pontban, és létrejön egy látens kép (az optikai kép kvázi-permanens prekurzora). A többelektronos folyamat megértése alapvető nemcsak a hosszú eltarthatóság, valamint a film fényre adott nem-lineáris válasza miatt, hanem a további, későbbiekben ismertetett tulajdonságai miatt is, úgymint a reciprocitási hiba.

7.3.3.3. A látens kép előhívása

A film fénnyel való exponálása után az egyes filmszemcsék érzékeny foltjainál kialakul a látens kép. A filmfeldolgozás a látens képet egy megtekinthető, állandó képpé alakítja. A filmfeldolgozás három fázisra osztható: előhívás, rögzítés (fixálás) és mosás. Ezeket a folyamatokat a szemcsék rugalmas hordozóra felvitt, vékony, vízáteresztő zselatinrétegben való rögzítése segíti elő. A filmet egy vegyi oldatba merítve a vegyszerek úgy jutnak el a kristályokhoz, hogy nem zavarják meg azok helyzetét. Az előhívás során az érzékenyített, átlátszó ezüst-halogenid kristály fémes ezüst folttá alakul, amely fényt nyel el, ezért átlátszatlan. Mivel ezek a szemcsék nagyon kicsik (<1 μm), a fényelnyelés dominál a fényvisszaverődéssel szemben a többszörös szórás miatt, így a szemcsék ugyanúgy feketének tűnnek, mint bármely finomszemcsésre porított fém. A filmes detektálás egyedülálló érzékenységének az az alapja, hogy a rendszer erősítése rendkívül nagy ($>10^8$), az elnyelt látható fotononként fémes ezüstté alakított ezüst-halogenid molekulák számát tekintve.

7.3.3.4. A kép fixálása

A látens kép előhívása után az exponálatlan, és ezért előhívatlan, átlátszó ezüst-halogenid kristályok a zselatinrétegen belül maradnak. Így az emulzió még mindig fényérzékeny marad, és az esetleges további expozíció a szemcséket tovább érzékenyítené, ami miatt önelőhívás történne és a kép megváltozna. A fixálás során vegyi úton feloldják az előhívatlan ezüst-halogenid kristályokat és eltávolítják, ezzel rögzítve a képet.

7.3.3.5. Mosás – archiválható film

A fixálást követő lépés a vizes mosás, amelynek során az előhívó vegyszereket és a maradék oldott ezüst-halogenidet eltávolítják, így csak a tiszta, zselatinba ágyazott, oldhatatlan ezüst szemcsék maradnak meg. A mosás utáni szárítás eltávolítja a zselatinból a felesleges vizes oldószert, és egy tartósan archiválható tárgyat kapunk, amely fényképészeti filmként ismert.

7.3.3.6. Automatizált filmelőhívó felépítése

Napi néhány kép előhívását manuálisan is meg lehet oldani vegyszeroldatokkal teli tálcák, vagy több kép esetén mélyebb edények felhasználásával, de ezek nagyon munkaigényes folyamatok, amelyeket nehéz irányítani. Ezért automatizált előhívó rendszereket használnak, amelyek sokkal gyorsabban működnek (jellemzően 90 s az exponált film behelyezésétől a megszárított kép kiadásáig), segítségükkel fenntartható az egyenletes képminőség, nemcsak az érzékeny pont megőrzése, de a teljes jelleggörbe állandósága miatt (lásd 7.3.4.3. szakasz).

Az alapelv, hogy állandó hőmérsékletű, mély feldolgozótartályokat és a tartályokba merített görgőket alkalmazzanak a film mozgatására és az egyenletes feldolgozási feltételek biztosítására. További kulcsfontosságú folyamat a szárítás fázisa, ami biztosítja, hogy a filmet azonnal meg lehet nézni, amint kikerül a feldolgozóból. A gyakorlatban a legegyszerűbb megoldás az, ha a feldolgozót a sötétkamra falába építik be, és a filmet a kazettából a sötétszobai technikus veszi ki, a kész felvétel pedig a sötétkamrán kívül egy tálcára kerül. A kazetta egy reteszelt átadón át kerül a sötétkamrába, amely egyúttal fényzárást is biztosít, és lehetővé teszi a sötétszobai technikusok számára, hogy a szemük sötéthez szokott maradjon, így csökken a véletlen expozíció kockázata is. Jobban felszerelt osztályokon a sötétkamra teljesen kiiktatható, és a filmnek a kazettából való eltávolítását, valamint a kazetta újratöltését egy automatizált rendszer végezheti. Az automata filmfeldolgozók okozta műtermékek közé tartozik a nem kívánatos szennyezők felhordása, ami foltokat eredményez az előhívott filmeken, valamint a filmen megjelenő, periodikus intenzitásváltozások (görgőnyomok), amelyek elsősorban a tartályokon belüli sebességkülönbségek miatt keletkeznek, továbbá azon okból, hogy a görgők gyártási és karbantartási nehézségei miatt nem lehetnek tökéletesen lekerekítettek és simák. Némely száraz környezetben kialakulhatnak elektrosztatikus kisülések, amelyek jellegzetes műtermékek megjelenéséhez vezetnek.

7.3.4. A filmfelvételek szürkeskála-jellemzői

7.3.4.1. Optikai denzitás

A film röntgenfelvétele a beeső röntgensugárzás mintázatáról kialakuló kép, amelyben az előhívott szemcsék számának eloszlása összefügg az érzékelőre beeső röntgenfotonok számának eloszlásával. A képet egy filmnézőn vizsgálva (megvilágító forrás), az előhívott szemcsék csökkentik a film fényáteresztését, így a megtekintett kép negatív. A filmen keresztüli fényáteresztés, pontosabban annak inverze, az intenzitás csökkenése az így definiált optikai denzitásként (OD) fejezhető ki:

$$\mathrm{OD} = \lg \frac{I_\mathrm{I}}{I_\mathrm{T}} \tag{7.6}$$

ahol I_T a filmen keresztül áteresztett fény intenzitása, I_I a filmre beeső fény intenzitása, lg pedig a tízes alapú logaritmust jelöli. Ennek értelmében $I_\mathrm{I}/I_\mathrm{T} = 10$ éppen OD = 1. Két, egymás után elhelyezett elnyelő eredő áteresztése multiplikatív, így a logaritmusuk (az optikai denzitás) additív, tehát két egymásra helyezett, egyenként OD = 1 filmnek OD = 2 az összesített optikai denzitása.

Tisztán történelmi okok és a fényképészeti eljárás természete magyarázzák, hogy a filmek negatív képeket jelenítenek meg, de a digitális rendszerekben, ahol szabad lenne ennek megváltoztatása, is hasonlóan jelenítik meg a felvételeket. Ez nem

véletlen, mivel a röntgenfilm megjelenítését az évek során hosszan alakították, hogy az a legmegfelelőbb legyen az emberi megfigyelő számára.

7.3.4.2. Denzitometria, szenzitometria

A film-fóliás rendszert alkalmazó radiológiai osztályokon a filmfeldolgozó rendszerek instabilitása a leginkább problematikus szempont. Alapvető feladat a film minőség-ellenőrzése (lásd 19. fejezet), hogy a filmfeldolgozás reggeltől-estig, napról-napra és különböző feldolgozó rendszerek alkalmazásakor azonos minőségű felvételeket eredményezzen. Ennek biztosításához naponta kell ellenőrizni a feldolgozóegységet a sztenderd filmtételből származó, rendszeresített szenzitometriás lépcsővel és szenzitométerrel, illetve el kell végezni az előhívott film denzitometriai vizsgálatát. Az ellenőrzéshez elengedhetetlen a vizsgálatok következetes elvégzése naponta azonos időpontban, beleértve az oldatok hőmérsékletének mérését, és a vegyi tisztaságuk fenntartását. Az is fontos, hogy előre lefektessenek számszerű beavatkozási szinteket, és bármely eltérés esetén a szükséges helyesbítő intézkedéseket meghozzák.

7.3.4.3. Hurter-Driffield görbe

Karakterisztikus görbének vagy H&D görbének nevezzük a görbét bevezető Hurter és Driffield nevei után azt a görbét, amely a film OD-át az expozíció logaritmusával hozza összefüggésbe. A 7.6. ábra egy film-fóliás képfelvevő H&D görbéjét mutatja be. A görbe alakja a következőképpen magyarázható. A fényképészetben használt filmeken exponálás nélkül is van némi optikai denzitás, az úgynevezett alapfátyol és köd (másutt ezek együttesére utalnak alapfátyolként). Az alapfátyol a filmhordozó vagy filmalap áteresztése. A köd elsősorban az emulzióban lévő exponálatlan, spontán előhívott szemcsék miatt alakul ki. Friss filmek esetén az alapfátyol és köd együttesen ~0,3 OD vagy kevesebb. Kis fénymennyiség nehezen hoz létre bármilyen előhívható képet az egyelektronos gerjesztések metastabilitása miatt. Így kis mennyiségű fény a film kismértékű feketedését okozza. Amikor elegendő fény éri a filmet, a film előhívhatóvá válik (könyök), majd gyorsabban változik, és megjelenik a görbe megközelítőleg egyenes szakasza. A görbe grádiense vagy gammája (azaz meredeksége) valójában folytonosan változik az OD-sal. Amint a fény elégséges ahhoz, hogy a szemcsék nagy része előhívhatóvá váljon, megkezdődik a szaturáció (telítődés), ami a görbe vállát, azaz a magas expozíció mellett kialakuló ellaposodását eredményezi. A jelleggörbe sokféleképpen módosítható. A film tervezője a szemcsék, a méreteloszlásuk és a szemcse kitöltöttség megváltoztatásával módosíthatja a görbe meredekségét és/vagy érzékenységét, lehetővé téve a jó illeszkedést a különböző felhasználásokhoz. A film latitüdje (tágassága) az expozíció azon tartománya, amelynél az OD érzékenyen változik. A gyakorlatban a latitüdöt a könyök vége és a váll eleje között mérik. Kívánatos, hogy a gamma a lehető legnagyobb legyen, hogy az alacsonykontrasztú részletek is jól

megjeleníthetők legyenek, egyidejűleg maximális legyen a film latitüdje is. Ezen egymásnak ellentmondó követelmények kielégítése a filmtervezés művészete. A röntgenfelvételezésben a gamma jellemző értéke a 2–3 tartományba esik.

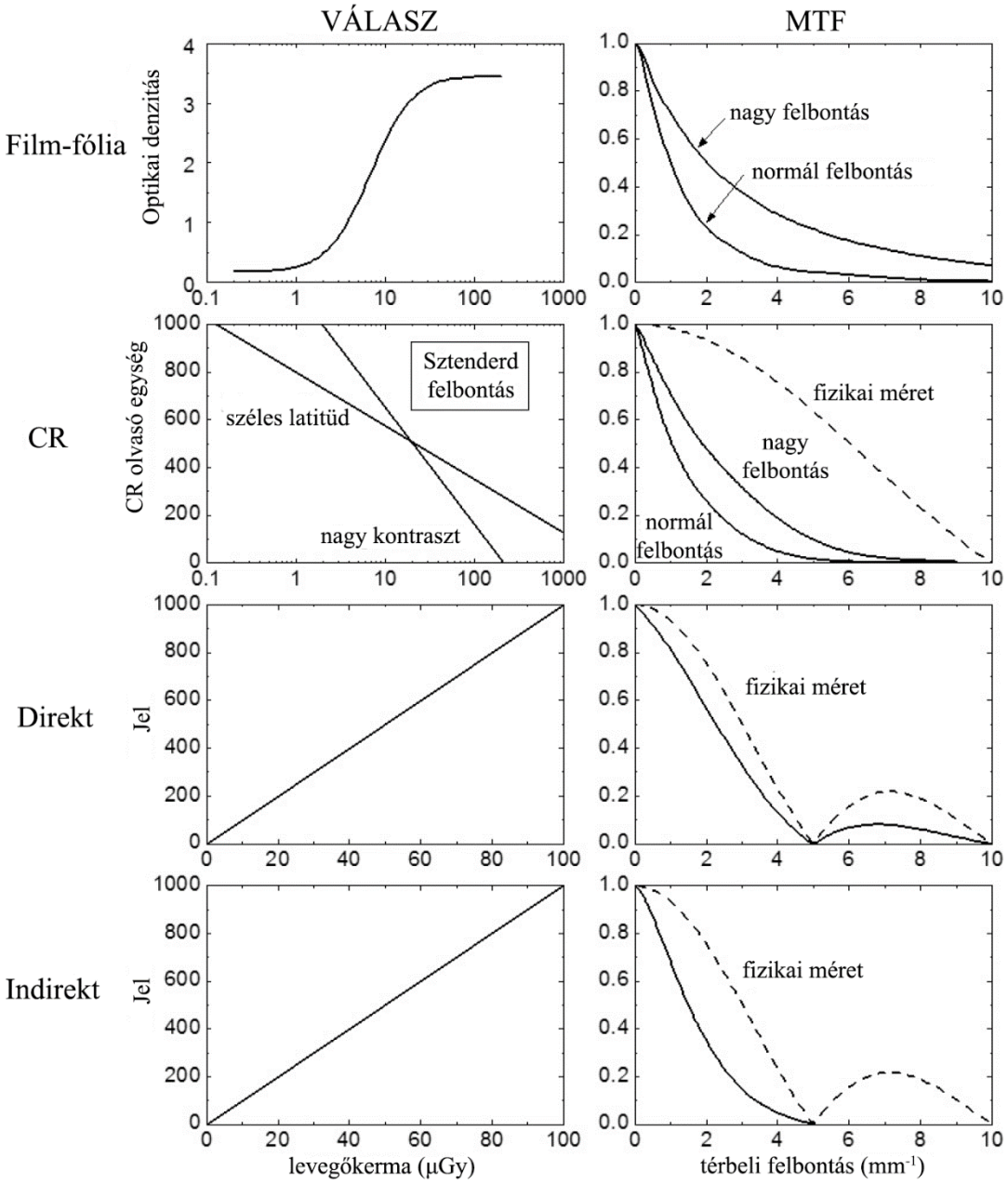
Ha filmek besugárzására közvetlenül használnak röntgensugárzást (erősítőfólia nélkül azonos feketedéshez 20–100-szor nagyobb besugárzás kell), az emulzióban lévő ezüstszemcsékkel kölcsönható röntgenfoton elegendő energiát adhat le egy elsődleges elektron létrehozásához, amely energiáját a közvetlen környezetében adhatja le. Ez elegendő elektront hozhat létre az elsődleges kölcsönhatás közelében lévő 10-100 szemcse mindegyikében, így olyan érzékenyítés jön létre, hogy a szemcsék mindegyike előhívható. Az optikai H&D válaszgörbe ilyen módon megkerülhető, és a röntgensugárzás elnyelésére adott kezdeti válasz az expozícióval lineárisan változik. Ezen túlmenően csekély a kockázata a kép fakulásának vagy a reciprocitási hibának, ami miatt ezt hasznosíthatják képalkotó dózismérőként.

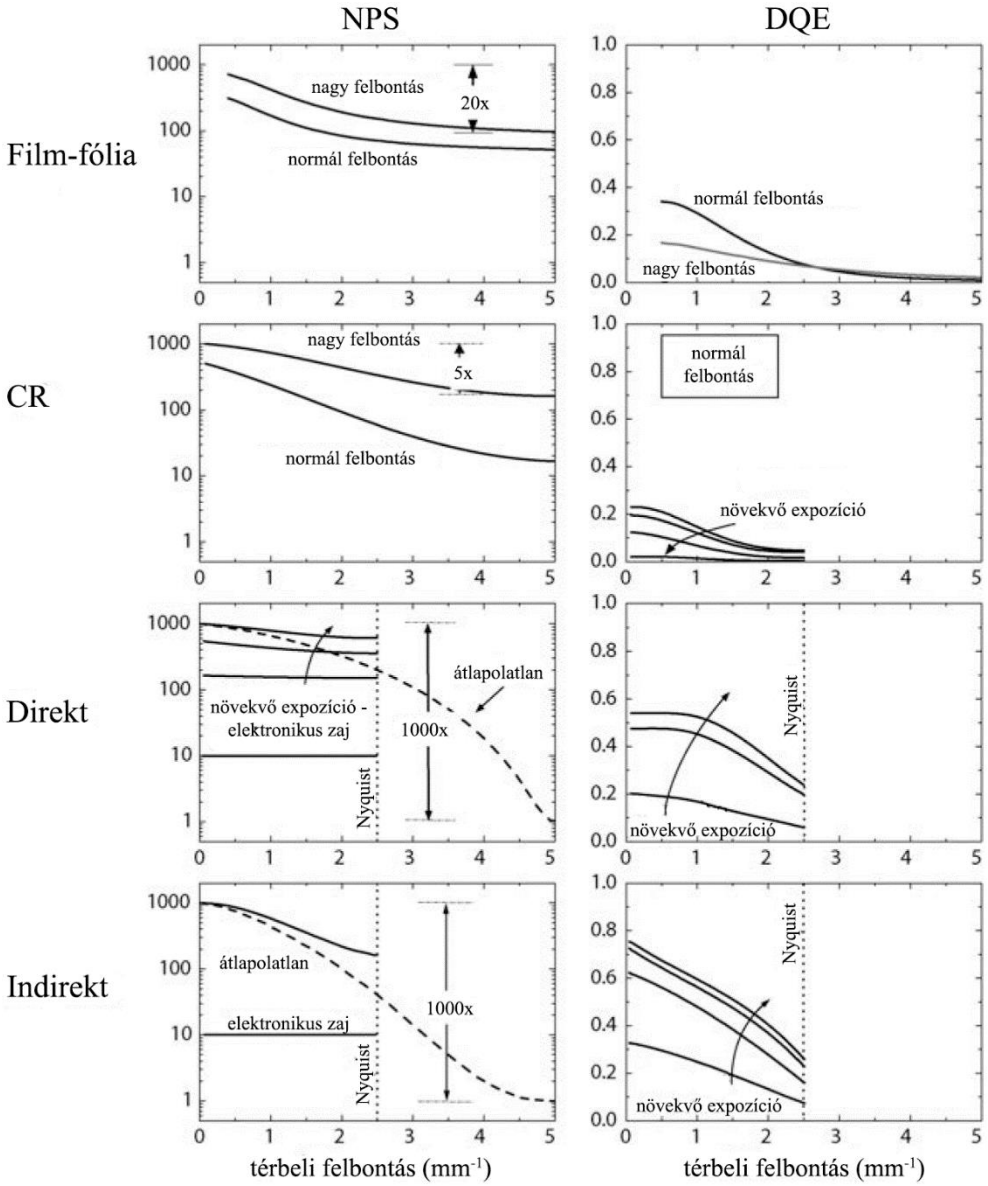
7.3.5. Reciprocitás

Egy képfelvevő reciprocitást mutat, ha egy adott mértékű expozíció mellett mindig ugyanazt a választ produkálja az expozíciós időtől függetlenül. A fényképezőgépekben általánosan használt expozíciós tartományban, azaz ~0,001 és 0,1 s között a filmek reciprocitása kifejezetten jó. Ez lefedi az orvosi röntgenfelvételezésben előforduló legtöbb expozíciós időt is. Ugyanakkor a hagyományos, filmes rétegfelvételezésnél és a mammográfiában használt nagyon hosszú, 2–5 s-os expozíciós időknél jelentős reciprocitási hiba léphet fel. A reciprocitási hiba oka magából a fotográfiai folyamatból ered, mert a fotográfiai szemcséket úgy tervezik, hogy csak akkor érzékenyüljenek, ha rövid idő alatt esik rájuk elégséges fény. Ez a tulajdonság megóvja a filmeket attól, hogy sötétben ködösödjenek, de mellékhatása, hogy hosszú expozíciós idők esetén reciprocitási hiba lép fel. Ez úgy jelentkezik, hogy a rövid expozíciós időből a reciprocitás elve szerint számítottnál hosszabb expozíciós időre van szükség, ha az expozíció elnyúlik. Ez az időbeli növekmény a 2–5 s-os expozíciók esetén 30-40%-os nagyságrendű lehet.

7.3.6. A film-fólia képalkotás jellemzői

A film-fóliás rendszerek esetében összefüggés van az érzékenység (az expozíció és a film emiatti feketedésének összefüggése) és a nyaláb sugárminősége között, amit általában a generátor beállításait „ismerő” expozíciós időzítő korrigál. Ez az összefüggés nem egyértelmű a jól kalibrált rendszereknél. Például egy Gd_2O_2S erősítőfólia esetében, amelynek K-éle ~50 keV-nél van és elnyelése ~40%-nyi az „optimális” pontjában, 80 kV-nál a szokásos szűréssel, érzékenysége itt az elérhető legnagyobb. A kV növelésével az érzékenység kicsit csökken, alacsonyabb kV-oknál e csökkenés jelentősebb. A legtöbb film-fólia kombinációnál hasonló eredmények tapasztalhatók, azzal, hogy az elsődleges röntgenelnyelő K-abszorpciós élétől függ az optimum érzékenységük.


VÁLASZ
MTF
Film-fólia
CR
Direkt
Indirekt
Optikai denzitás
CR olvasó egység
Jel
Jel
Sztenderd felbontás
széles latitüd
nagy kontraszt
nagy felbontás
normál felbontás
fizikai méret
nagy felbontás
normál felbontás
fizikai méret
fizikai méret
levegőkerma (μGy)
térbeli felbontás (mm-1)



7.6. ÁBRA. Jelleggörbék, MTF, zajteljesítmény-spektrum (NPS) és DQE filmekre, CR felvételezőre, direkt konverziós síkképreceptoros és indirekt konverziós síkképreceptoros rendszerekre.

A film-fóliás kazetták tervezésekor elsősorban az erősítőfólia és a film közötti kiváló kontaktust kell kiemelni, hogy a fényveszteséget és az elmosódást el lehessen kerülni, mindemellett pedig a kazetta elülső felületét úgy kell kialakítani, hogy azon a röntgensugarak könnyen áthatolhassanak és közben ne szóródjanak. A kazetta hátsó fele gyakran ólmozott, amely a külső tárgyakról származó visszaszórást csökkenti, így annak hozzáadódása nem okoz elmosódást az erősítőernyőn kialakuló képen. A film szemcsénként 3–10 fotont igényel az előhívható szemcséhez, ami a fényre néhány százaléknyi effektív DQE-nek felel meg (lásd 4.6.2. szakasz). Szerencsére az egy röntgenfoton teljes elnyelésével képződő látható fotonok számában kifejezett fóliaerősítés 800 (mammográfiára ~20 keV körül) vagy akár 2000 (diagnosztikai energiákra ~50 keV körül) nagyságrendű. Így a röntgensugarak effektív kvantumerősítése az előhívható szemcsék számában kifejezve, 800–2000 × 1–2%, azaz 8–16 szemcse mammográfiánál, az általános felvételezésnél pedig 20–40 szemcse. A film-fóliák kvantum-számfejtési diagramját hasonló információk alapján határozták meg (7.3. ábra).

Az erősítőernyővel kölcsönható minden egyes röntgenfoton sok látható fotont kelt, de mivel az erősítőernyő elmosásához képest (~100-500 μm) a filmszemcse mérete kicsi (<1 μm), az ugyanazon röntgenfoton által keltett fényfotonok közül csak egy vagy legfeljebb néhány lép kölcsönhatásba egy-egy adott szemcsével. Ilyen módon az egyes röntgen-kölcsönhatások és az egyes egyedi szemcsék között lényegében nincs korreláció, ezért a film-fóliás rendszerek röntgensugárzásra adott válaszgörbéjének alakja ugyanolyan, mint amilyen a fénnyel való megvilágítással (a fluoreszcens emisszióhoz színben illesztett szenzitométerrel mért, optikai H&D görbe). Ez meghatározó a film-szenzitometria radiográfiára történő validálása során.

A fluoreszcens ernyő belépőfelülettől vett mélységével exponenciálisan változik a röntgenfotonok kölcsönhatásának valószínűsége, ennek megfelelően a kölcsönhatásba lépő röntgenkvantumok és látható fény mennyisége a felszín közelében arányosan nagyobb. Ezért a legjobb felbontású film-fóliás rendszereknél általában úgy helyezik el, hogy a röntgensugarak előbb a filmen haladjanak át, mielőtt elérnék az ernyőt. Ez a hátsóernyős elrendezés javítja a térbeli felbontást az alternatív, elülsőernyős elrendezéshez képest. (Megjegyzendő, hogy az aktív mátrix gyártásánál jelenleg használt, szabványos üveg hordozó ~0,7 mm vastagsága és annak jelentős röntgenelnyelése miatt a síkképreceptoros rendszerek mindegyikét elülsőernyősre alakítják.) A legnagyobb felbontási igényeket kivéve kettős ernyőjű elrendezéseket alkalmaznak, mivel ezekkel kedvezőbb kompromisszumok érhetők el a nagy kvantumdetektálási hatásfok és a nagy felbontás között. Az erősítőernyők nevezéktana mindig a jobb tulajdonságot emeli ki. A nagy felbontású és alacsony A_Q-val bíró ernyő megnevezése nagy felbontású ernyő; az alacsony felbontású ernyő megnevezése pedig magas A_Q-jú (erősítésű).

7.3.6.1. MTF, NPS és DQE film-fóliás rendszereknél

A film-fólia MTF-je elsősorban a felhasználási igényektől függ. Kiváló lehet, különösen, ha kizárólag a határfelbontás alapján határozzák meg (ez általában az az *f* frekvencia, amelynél az MTF(*f*) 4% -ra csökken). Az MTF az erősítőfólia vastagsága és kitöltése (felületi sűrűsége) szerint jelentősen változik.

A 7.6. ábra az MTF *f* térbeli frekvenciával való változását mutatja be, különböző alkalmazásoknál, kettős ernyőjű rendszerek esetére (Lanex Fine nagy felbontáshoz – csontra – és a Lanex Regular általános röntgenfelvételezéshez), és ennek megfelelően különböző erősítőernyő-vastagságokra és optikai kialakításokra. A digitális rendszerek csak a közelmúlt óta tudják megközelíteni a teljesítőképességüket. Sokáig vitatott volt, hogy vajon a mammográfiában szükséges-e a kizárólag film-fóliákkal elérhető nagyfrekvenciás információ. A válasz megfogalmazásához tekintetbe kell venni a film-fóliára vonatkozó NPS-t, amelyet szintén a 7.6. ábra szemléltet és bemutatja, hogy a zaj magas térbeli frekvenciákon egy aszimptotát ér el, ahol csak fehérzaj jelenik meg, a kvantumzaj elhanyagolható, mivel az erősítőernyők MTF-je e frekvenciákon elhanyagolható. Látható, hogy ez körülbelül 20-szor kisebb, mint a nulla térbeli frekvenciára extrapolált zajteljesítmény.

Ez az eredmény előrejelezhető lett volna a kvantum-számfejtési diagram (7.3. ábra) alapján is, amely azt mutatja, hogy a másodlagos kvantumakna 20 ezüstszemcse egyetlen elnyelt röntgenfotonra. A film-fólia DQE-jére nézve komoly következmény, amint azt a 7.6 ábra is mutatja, hogy az az *f* függvényében rendkívül hirtelen lecsökken, és a normál, valamint nagyfelbontású filmekre f = 2,5 mm^{-1} felett lényegében elhanyagolható értéket vesz fel egyaránt, annak ellenére, hogy a film-fólia MTF értéke még f = 10 mm^{-1}-nél is számottevő.

7.4. DIGITÁLIS KÉPFELVEVŐK

7.4.1. Digitális képalkotó rendszerek

Egy digitális képalkotó rendszerben a képalkotás valamely fokozatában a beeső röntgenképet térbeli és intenzitás szerinti dimenzióiban egyaránt mintavételezni kell. A térbeli dimenzióban a mintákat az érzékelő elemek vagy del-ek intenzitásának átlagaként kapjuk. Ezek általában négyzet alakúak, és az érzékelő síkjában egymástól egyenlő távolságra helyezkednek el. A pixel a kép ennek megfelelő elemi területe. Az intenzitás dimenziójában a jelet véges számú szint valamelyikén digitalizálják, amit bináris jelöléssel bitekként fejeznek ki. A képminőség romlásának elkerülésére, fontos, hogy a del mérete és az *n* bitmélység (az *n* értéke 2^n szerint adott) megfeleljen a képalkotási feladat követelményeinek. A mátrix mérete vagy a tömb lefedettsége az alkalmazástól, a leképezendő testrész méretétől és a nagyítástól függ.

A del aktív részének felső határa egységnyi, de a csökkent kitöltési tényező miatt gyakran lehet ennél kisebb is. Minden del aktív részének lineáris mérete egy

apertúrát határoz meg. Az apertúra az érzékelő térbeli frekvencia-válaszát szabja meg. Ha az apertúra négyzetes d lineáris mérettel, akkor az érzékelő MTF-je arányos az egyenértékű analóg érzékelő saját MTF-jének $|\mathrm{sinc}(\pi fd)|$-szeresével, ahol f az x- vagy y-irányú térbeli frekvencia, és az MTF első nullpontja $f = 1/d$ frekvenciánál lesz, az érzékelő síkjára kifejezve.

Például egy d = 200 µm-es érzékelő MTF-jének az első zérushelye $f = 5$ ciklus/mm-nél lesz. Meglehetősen fontos az érzékelő p mintavételi intervalluma is, azaz az érzékelő síkjában a szomszédos pontok közötti eltolás (pitch, pixeltávolság). A mintavételi elmélet szerint a tárgyban csak az $<1/2p$ frekvenciák (a Nyquist-frekvencia, f_N) képezhetők le hűen. Ha tehát a minta magasabb frekvenciákat tartalmaz, akkor az úgynevezett átlapolódás jelensége lép fel, amikor is a kép f_N -en túli frekvenciaspektruma az f_N körül tükröződik vagy "harmonikaszerűen" behajlik, és hozzáadódik a spektrum alacsonyabb frekvenciákat tartalmazó részéhez, növelve ezzel a kép f_N alatti látszólagos spektrális tartalmát (lásd 4.2.3. szakasz).

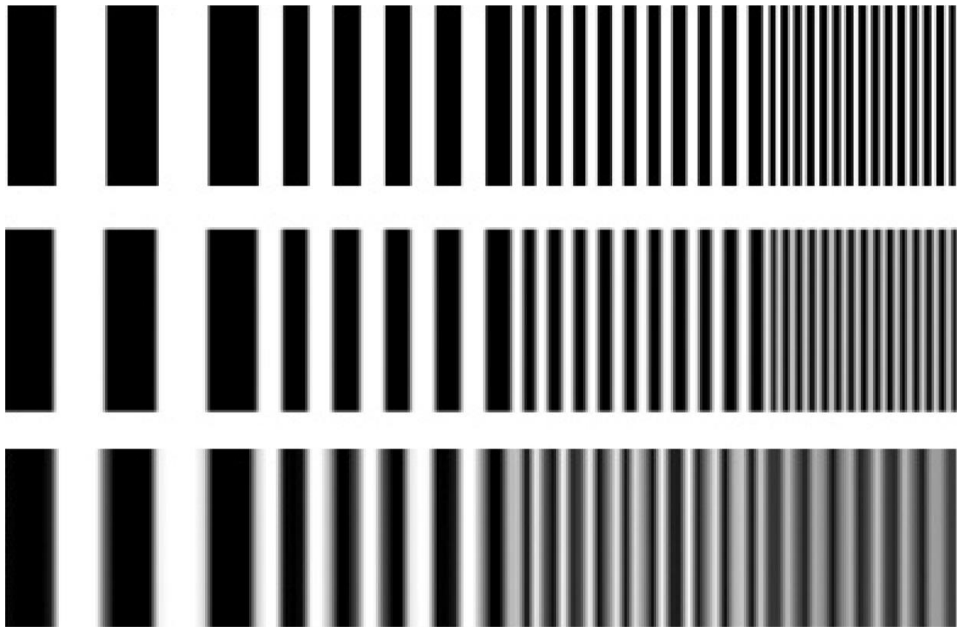
Fontos megérteni, hogy a jel és a zaj egyaránt mutathatja átlapolás hatását. Egyetlen képfelvétel során egy diszkrét elemekből álló érzékelőben $p = d$ a legkisebb lehetséges mintavételi intervallum. Még ebben a legkedvezőbb esetben is $f_N = 1/2d$, míg az apertúraválasz csak $2f_N$- nél csökken nullára. Ha a del mérete kisebb, mint a mintavételi intervallum, akkor a nulla érték $>2f_N$-nél tovább növeli az átlapolódást.

A 7.7. ábra egy vonalpármintázat röntgenfelvételén mutatja be az átlapolódás jelenségét. A kép mintavételezését megelőzően a sávszélesség csökkentésével elkerülhető az átlapolódás hatása, azaz a nagyobb frekvenciák olyan csökkentésével, hogy f_N frekvencián felül ne legyen számottevő képi tartalom. Ez megvalósítható egyéb, a detektorhoz kapcsolódó elmosó hatással. Ezek az hatások különböző módon befolyásolják a zajt és a jelet, és nem feltétlenül csökkentik azonos mértékben a zaj és jel átlapolódását.

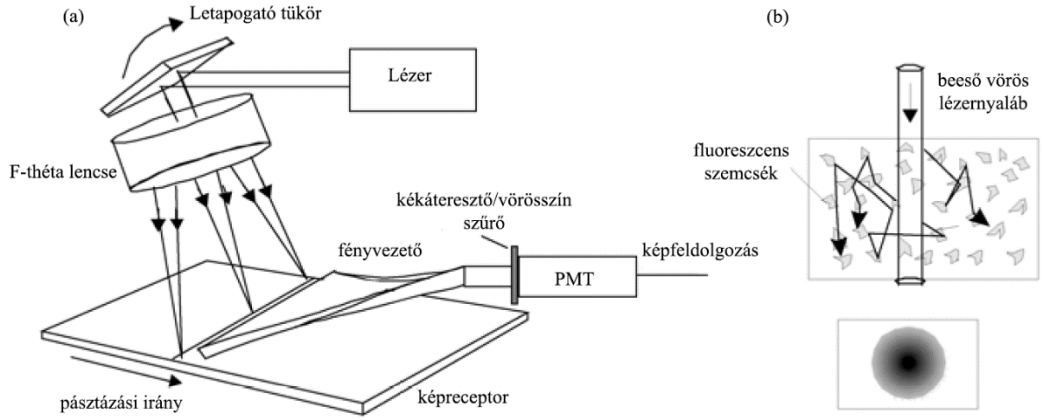
7.4.2. Foszforlemezes röntgenfelvételezés

A 7.8. ábra egy foszforlemezes röntgenfelvételező (CR, számítógépes radiográfia) kialakítását mutatja be, amelyen egy képfelvevő lemezt (egy fotostimulálható, fluoreszcens – foszfornak is nevezett – anyagból készült lemezt) helyeznek el egy fényzáró kazettában és arra röntgenfelvételt készítenek egy páciensről. Ez digitális képet alkot egy rendszerben, mely az exponált lemezt kiemeli a kazettából, a környezeti fénytől óvva azt, kiolvassa, majd letörli a képet és visszahelyezi a kazettába, és átadja a felhasználónak újrafelhasználásra. A CR az olyan rendszerekhez sorolható, amelyeket újrafelhasználható lemeztechnológiának is lehetne nevezni, és közvetlenül a film-fóliát hivatott leváltani. Az újrafelhasználható képalkotó lemezek közt jelenleg nincs ezzel a technológiával konkuráló másik, annak ellenére, hogy a CR képminősége rosszabb, mint a digitális röntgenfelvételezőké

(DR) (lásd 7.4.3. szakasz), és hosszabb expozíciót igényel az elfogadható képek megalkotásához.



7.7. ÁBRA. Vonalpármintázat felvételén jelentkező átlapolás. Fent: eredeti. Középen: a pixeltávolság elegendően kicsi, és minden vonalpármintázat az elmosódás ellenére felbontható. Alul: a pixeltávolság túl nagy ahhoz, hogy a finomabb vonalpármintázat felbontható legyen, és átlapolás jelentkezik.



7.8. ÁBRA. CR rendszer, melynek alapja a kazettába helyezett, újrafelhasználható, fotostimulálható foszforlemez alkalmazása. (a) A lemez lézeres letapogatóval történő kiolvasása, amely során egy fotoelektron-sokszorozó érzékeli a fotostimulált, fényvezetővel összegyűjtött fényt. (b) A fényelmosódás meghatározó forrása a CR technológiában; a fluoreszcens szemcsékből kilépő fény nem járul hozzá a felbontás romlásához, amint azt a 7.4. ábra mutatja, hanem sokkal inkább a beeső gerjesztő fény szóródással való szétterülése okozza az elmosódást.

7.4.2.1. A látens kép keletkezésének módja

A CR képfelvevőben található fotostimulálható foszforlemez nagyon hasonló a hagyományos röntgen-erősítőernyőhöz, kivéve, hogy olyan fluoreszcens anyagot tartalmaz, amelyben a gerjesztett elektronok számára csapdák találhatók, ahogyan azt a 7.2. ábra sávszerkezeti diagramja bemutatja. A legtöbb fotostimulálható anyag bárium-fluorohalogenid, jellemzően BaFBr:Eu. Ezek röntgenelnyelési mechanizmusa megegyezik a hagyományos fluoreszcens anyagokéval. A fotostimulálható anyagok azonban különböznek annyiban, hogy nem a beeső sugárzás hatására azonnal kibocsátott fény képezi a hasznos optikai jelet, mint a hagyományos film-fóliás rendszerekben, hanem az ezt követő stimulált fénykibocsátás, amint az EHP-k kilépnek a csapdákból. A röntgensugarak kezdeti kölcsönhatása a fluoreszcens kristállyal EHP-k keletkezését eredményezi. Ezen elektronok egy része közreműködik abban, hogy kék/zöld fény jelenjen meg a foszforban a szokásos módon, de a képalkotáshoz nem ezt használják fel. Ehelyett az anyagot úgy alakítják ki, hogy abban metastabil EHP-csapdák legyenek, amelyek a csapdázott elektronok és lyukak eloszlása formájában egy látens képet rögzítenek. A foszfor vörös fénnyel való stimulálásával az EHP-k kiszabadulnak a csapdákból, és szabadon mozoghatnak a valenciasávban (lyukak), valamint a vezetési sávban (elektronok). E mozgékony EHP-k ezután rövidebb hullámhosszú (kék) fény kibocsátását okozzák. A CR lemezeket kazettában exponálják önállóan. Ez az elrendezés csökkenti az elnyelés hatékonyságát a kettős ernyőjű elrendezéssel szemben, és ez a CR egyik alapvető hátránya a film-fóliás képfelvevőkhöz képest.

7.4.2.2. Képkiolvasás

A 7.8(a) ábrán bemutatott fotostimulálható lemezek vörös lézersugárral működő, pásztázó lézer-letapogató rendszert használnak a lemez pontonkénti gerjesztésére, amely az adott pont korábbi röntgenexpozíciójával arányos intenzitású, fotostimulált (általában kék) fényt bocsát ki. Gyakorlatilag a lézer intenzitásától függően a fotostimulálható foszforlemez kiolvasása a tárolt jelnek csak egy töredékét adja vissza. A kék fényt egy fényvezető gyűjti össze, mely a rendszer kritikus összetevője, hogy elkerülhető legyen a másodlagos kvantumakna, azaz az összegyűjtött fényt fotoelektron-sokszorozóba vezeti, amely érzékeli és felerősíti a jelet. Meg kell jegyezni, hogy a film-fóliával szemben, a kék fény szóródása nem rontja a képfelbontást, mint a vörös fény fotocentrumok felé vezető úton való szóródása (lásd 7.8(b) ábra). A kiolvasás után a képfelvevő lemezt erős fénnyel világítják meg, hogy az esetlegesen visszamaradt képet eltüntessék, és ezután a lemez újrafelhasználható. A fotostimulálható foszforos rendszerek előnye, hogy azok digitálisak és igen széles a dinamikatartományuk.

A pásztázó lézer-letapogató kiolvasóval nyert CR képnek a 7.3. ábrán látható kvantum-számfejtési diagramja azt mutatja, hogy a beeső és elnyelt röntgensugár

eredetileg több kvantumnak felelt meg, azonban a fokozatok láncolatában van egy kritikus állomás, amelyben a fotoelektron-sokszorozóhoz csupán körülbelül öt elektron tartozik. Ez nem elégséges ahhoz, hogy a rendszerből származó egyéb zaj elhanyagolható legyen, ha a viszonylag gyenge MTF-et is figyelembe vesszük. Ez látható a CR-re vonatkozó NPS görbén, a 7.6. ábrán.

7.4.2.3. Képi jellemzők

A fotolumineszcenciát eredményező fizikai jelenségek feltételezhetően lineárisak, amit az orvosi képalkotás expozíciós tartományában a 7.6. ábra igazol. A diagnosztikai radiológia szempontjából számottevő négy nagyságrenden belül a jel expozíciótól függő változása gyakorlatilag lineáris. A legtöbb CR kiolvasó esetén a fotoelektron-sokszorozó jeleit logaritmikusan dolgozzák fel, mielőtt az a 7.6. ábrán bemutatott kimenetre kerül. Úgy tűnik első ránézésre, hogy a CR jelleggörbéje gyökeresen különbözik minden más képalkotó rendszerétől. Ez azért van így, mert a film-fólia és a CR rendszereket arra tervezték, hogy röntgenfelvételeket készítsenek, ahol hagyományosan negatív képekkel dolgoznak (amit időnként fehércsontnak is neveznek). A H&D görbe hagyományos megjelenítése ezt elrejti. Az alkalmazásoktól és a használt lemeztípusoktól függően a kapcsolat változó, de a különböző beállítások mellett következetes. Különböző latitüd és érzékenységi pontok felvételével imitálhatóak a film-fóliás rendszerek tulajdonságai.

A 7.6. ábra szemlélteti a nagy és a normál felbontású képfelvevő lemezek MTF görbéit. Látható, hogy ezek a megfelelő film-fóliás rendszerek görbéihez hasonlóak, amelyek szintén a 7.6. ábrán láthatók. Ez nem meglepő, mivel előbbiek az erősítőernyős rendszerekhez hasonló elveken alapszanak, és a gyártók a vastagság megváltoztatásával bármilyen felbontást egyszerűen tudnak biztosítani. Az egyenértékűség valójában csak a DQE összehasonlításával vizsgálható.

Normál felbontású CR lemez általános képminőségét a 7.6. ábrán bemutatott DQE alapján lehet értékelni. Érdekes, hogy a film-fóliás rendszerek jellemzői mennyire közel esnek a CR-ekéhez. Ez összefügg a CR NPS-ében nyilvánvaló magas szintű másodlagos kvantumzajjal, amely rosszabb, mint a film-fóliás rendszerek esetén. Ez nem meglepő, ha a két modalitás 7.3. ábrán bemutatott kvantum-számfejtési diagramjait összehasonlítjuk, hiszen abból kiderül, hogy röntgenfotononként mindkettő esetén 5-20 kvantumnyi másodlagos kvantumakna van jelen.

Minden foszforlemez hasonló módon készül, de a legnagyobb erőfeszítések ellenére sem lehet a tulajdonságaikat teljesen megegyezően kialakítani. Ezért a kvantumzajhoz hasonlóan a teljesen egyenletes expozícióból származó kép is tartalmaz zajt az egyenetlen és szemcsézett struktúra miatt is. Hogyan nyilvánul ez meg a képeken? Tegyük fel, hogy 1%-os eltérés van a lemezek effektív vastagságában, ami minden képen 1%-nyi effektív jel-zaj viszonyt (SNR)

eredményezne. Másrészről az SNR a sörétzaj miatt az expozíció négyzetgyökével csökken. Ez ahhoz a meglepő következményhez vezet, hogy nagy expozíciók esetén a szerkezeti zaj lesz a leginkább meghatározó. Ezt kísérletesen a 7.6. ábra mutatja be, ahol a DQE csökken az expozíció növekedésével. Ugyanez a hatás a film-fóliás rendszerekben is jelentkezik, bár itt az erősítőfólia egyenletességének és a film szemcsézettségének eltérései egyaránt szerepet játszanak. A film-fóliás rendszerek esetében a szerkezeti zajt nem lehet korrigálni, de a CR esetében ez talán megoldható lenne, ha a képalkotó lemezt a kiolvasóban mindig pontosan ugyanúgy helyeznék el. Erre erőfeszítések nem történtek, és valószínűleg szükségtelenek is, mivel a DQE szerkezeti zaj miatti vesztesége viszonylag magas expozíciók mellett következik be, ami általában kívül esik a klinikailag érdekes tartományon.

7.4.3. Digitális röntgenfelvételezés

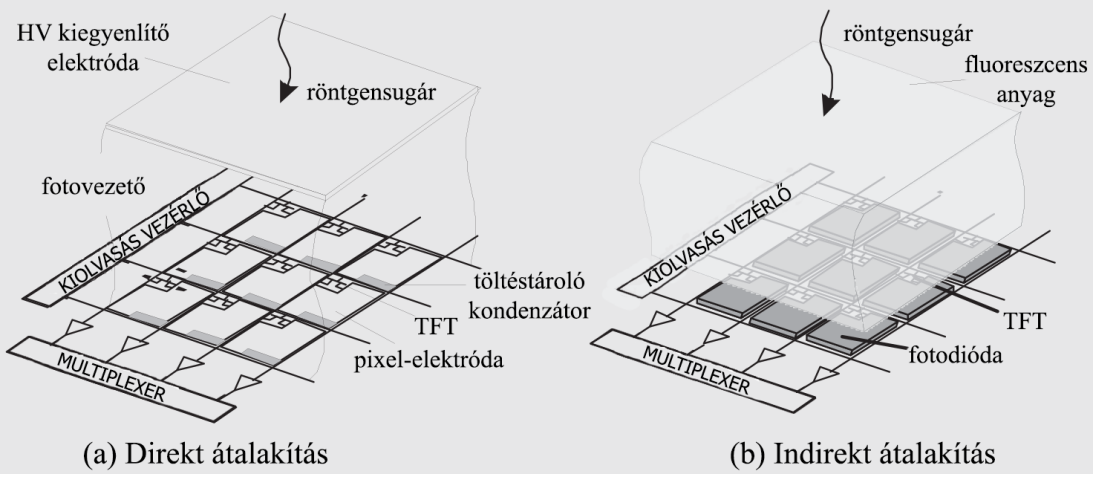
Az orvosi röntgensugárzás alkalmazásainál a kulcsfontosságú, előrelépést lehetővé tevő digitális technológia a síkképreceptoros aktív mátrix tömb kifejlesztése volt, melyet eredetileg hordozható számítógépek kijelzőihez dolgoztak ki. Az egyedi technológia, mely az aktív mátrix síkképmegjelenítő alapját adja, a nagyfelületű integrált áramkör, amelyet aktív mátrix tömbnek neveznek, mivel egy aktív kapcsolót alkalmaz – a vékonyréteg-tranzisztort.

Az aktív mátrix tömbök a kiolvasó rendszerek egy, önkiolvasónak nevezett fontos csoportjára jelentenek példát. Az önkiolvasó struktúra úgy is meghatározható, hogy egy bizonyos rétegben képet hoznak létre, amelynek kiolvasása ugyanabban a rétegben történik. Az ilyen struktúrák előnye, hogy a harmadik dimenzióban vékonyak. Félvezetőként az aktív mátrix tömbök hidrogénezett amorf szilíciumot használnak, amelyet vékony (~0,7 mm) üveg hordozóra visznek fel, így lehetővé téve a nagyfelületű gyártást. A gyártási eljárás jelenlegi léptéke lehetővé teszi, hogy a hordozó mérete az egyik irányban meghaladja a több métert, így egyetlen hordozón nagy mennyiségű érzékelőt alakíthatnak ki, ami megkönnyíti a monolitikus eszközök tömeggyártását. Bár már régóta ígérik, még nem megvalósítható, hogy minden kiolvasó alkatrész az üveg hordozóra kerüljön; a kapumeghajtók, kiolvasó erősítők és az analóg-digitális átalakítók például még mindig külön készülnek és úgy kötik hozzá a hordozóhoz. Az üvegre vitt teljes képalkotó rendszer ma még nem elérhető. Az önleolvasó érzékelő rendszerek másik nagy csoportját – a töltéscsatolt eszközöket (CCD-k) és a komplementer fém-oxid félvezető érzékelőket (CMOS) – bár széles körben elterjedtek fókuszálást alkalmazó optikai rendszerekben, például a röntgenképerősítőkben (XRII), szilícium egykristályból kell készíteni. A CMOS legújabb fejlesztései lehetővé teszik a nagy felületű (ostyaméretű) eszközök gazdaságos gyártását, amelyek az átvilágítók felhasználásánál váltanak fel néhány XRII/kamera rendszert.

Az aktív mátrix technológia lehetővé teszi a félvezetők nagy felületű hordozórétegre (szubsztrátra) történő, jól irányítható hozzáadását olyan módon, hogy a létrehozott szerkezetek fizikai és elektromos tulajdonságai módosíthatók és számos különböző felhasználáshoz igazíthatók. A hagyományos röntgenérzékelő anyagoknak, mint például a fluoreszcens anyagoknak vagy fotovezetőknek a nagy felületű, aktív mátrixos kiolvasó struktúrával való összekapcsolása szolgáltatja az alapot a síkképreceptoros röntgenképalkotókhoz.

A 7.9. ábra egy pixelcsoport elrendezését mutatja egy aktív mátrix tömbön. Egy adott sor mentén az összes kapcsoló egy kontrol-vezetékkel (kapuvezeték) van összekötve. Ez lehetővé teszi, hogy egy külön áramkör egyetlen vezérlőfeszültséggel megváltoztassa a sor mentén lévő összes kapcsolóelem állapotát. Külön kapuvezetékre van szükség minden egyes pixelsorhoz. Egy kiválasztott oszlop mentén levő pixelek jelkimenetei egyetlen adatvezetékre vannak kötve, amelynek saját kiolvasó erősítője van. Ez a konfiguráció lehetővé teszi, hogy a képfelvevő eszköz vízszintes sorait egyenként olvassák ki. A számos modern CCD-ben alkalmazott töltésátviteles kiolvasással ellentétben az aktív mátrix tömbös rendszerben a jeltovábbítás nem szomszédosan, pixelről pixelre történik, hanem a pixel elemről az adatvezetéken át közvetlenül a kiolvasó erősítőre; ez hasonló a komplementer fém-oxid félvezetős képalkotó eszközökben alkalmazott megoldáshoz.

Különbséget kell tenni a fotovezetőt alkalmazó síkképreceptoros röntgenképalkotó berendezések, amelyek röntgenkvantumok érzékelésekor elektromos töltést hoznak létre (direkt vagy közvetlen átalakítás), és azok között, amelyek fluoreszcens anyagot alkalmaznak, hogy a röntgenfotonok érzékeléséhez látható fényt állítsanak elő (indirekt vagy közvetett átalakítás).



7.9. ÁBRA. Nagyfelületű aktív mátrix tömb működése, amely alkalmazható (a) direkt konverziós (fotovezető réteget tartalmazó) rendszerekben, és (b) indirekt konverziós (fluoreszcens réteget alkalmazó) rendszerekben attól függően, hogy az aktív mátrix tömb pixelelektródás vagy fotodiódás. Mindkettő hidrogénezett, amorf szilícium (a-Si:H) félvezető vékonyréteg-tranzisztorokat alkalmaz.

A direkt konverziós megoldásnál, amint a 7.9(a) ábra bemutatja, a fotovezetőt közvetlenül az aktív mátrix tömbre gőzölik. A fotovezető rétegben felszabaduló töltést a nagy alkalmazott térerősség gyűjti ki, amely eljuttatja az elektronokat és a lyukakat a megfelelő elektródákhoz. A felső, folytonosan előfeszített elektródához érkező töltéseket az előfeszítő tápegység semlegesíti, pótolva az egyébként bekövetkező térgyengülést. A kiolvasó pixelelektródáira érkező töltést a kiolvasásig a pixel kondenzátora tárolja ideiglenesen. A különböző pixelekről érkező jel-töltés mértéke felel meg a beeső röntgennyaláb intenzitás változásaiban hordott képi információnak.

A 7.9(b) ábrán bemutatott indirekt konverziós megközelítésben egy foszforréteg (pl. egy strukturált szcintillátor, mint a CsI:Tl) kerül egy aktív mátrix tömbbel szoros érintkezésbe. A szcintillátor egy meghatározott helyéről kibocsátott fény intenzitása az érzékelő felszínének megfelelő pontjára érkező röntgennyaláb intenzitásával arányos. Az aktív mátrix minden egyes pixeléhez tartozik egy-egy fényérzékeny elem, amelyben elektromos töltés jön létre, és ennek nagysága arányos a foszfor által a pixelhez közeli régióból kibocsátott fény intenzitásával. Ez a töltés az aktív mátrix tömb kiolvasásáig a pixelben tárolódik.

A direkt konverziónak elméletileg két előnye is van az indirekt konverzióval szemben: (i) direkt konverzió esetén a kevesebb konverziós lépés miatt az aktív mátrixon a röntgensugárzás energiájának EHP-kat keltő konverziója jelentősen nagyobb hatásfokkal történik (~8000 direkt az 1000–2000 indirekttel szemben), és (ii) sokkal jobb a felbontás a töltés (közvetlen) vagy foton (közvetett) kigyűjtése során az elmosódás elkerülése miatt. Az e célra szánt fényvezetők közé tartozik a HgI_2, a CdTe és a PbO. Jelenleg azonban gyakorlatilag csak egyetlen fotovezető, az a-Se létezik; ennek konverziós hatásfoka a foszforokéhoz hasonló, vastagságát technikai nehézségek korlátozzák, ezért főleg a mammográfiában használják, ahol alacsony rendszáma ideálisan illeszkedik az elnyelési követelményekhez, és így nagy felbontás érhető el (lásd 9.4.2. szakasz). Jelenleg tehát általános digitális röntgenfelvételezésre (azaz a diagnosztikai, 40–150 keV röntgenenergia-tartományban) az indirekt konverziós megközelítés a domináns a rendelkezésre álló foszforok az a-Se-nél nagyobb fajlagos elnyelőképessége miatt. A mammográfiában azonban az a-Se fölénnyel bír, mert az itt szükséges alacsonyenergiájú röntgensugárzás mellett a foszforokénál nagyobb a kvantumdetektálási hatásfoka, ami egyúttal a felbontást is növeli.

A szemcsézett fluoreszcens ernyők tervezésénél az egyik fő probléma a térbeli felbontás és a röntgensugár érzékelésének hatékonysága közötti kompromisszum. Ha a foszfor vastagságát a nagyobb detektálási hatékonyság céljából növeljük, a kibocsátott fény a keletkezés helyétől messzebbre is szétterjedhet, mielőtt kilépne az ernyőből. Ezt az ellentmondást enyhíti a strukturált foszforok, mint a CsI alkalmazása. Megfelelő módon gőzölve, a CsI tűszerű, szorosan egymáshoz illeszkedő kristályok formájában rakódik le (lásd még 8.2.1. szakasz). Így jobb felbontás érhető el, mint fluoreszcens ernyővel. Még tovább növelhető a felbontás a kristályszerkezet hősokkos

kezelésével, vékony, oszlopszerű struktúrákra való tördelésével. Ez azzal a hátránnyal jár, hogy lecsökken a strukturált réteg effektív sűrűsége az eredeti CsI-kristály kb. 80-90%-áéra. A 7.4(l) ábra mutatja be ezt az oszlopos szerkezetet. Ezt azzal a reménnyel készítették, hogy az oszlopok üvegszálas fényvezetőként működnek a CsI (n = 1,78) és az oszlopok közötti rést kitöltő semleges gáz vagy levegő (n ~ 1) törésmutatói (n) közötti különbség miatt.

Egy beeső röntgenfoton elnyelése által kiváltott látható foton ebben a modellben az oszlopszerű szerkezet valamelyik vége felé terelődik, ha a kibocsátása olyan szög alatt történik, amelyen belül a teljes visszaverődés feltételei teljesülnek. Az elméleti számítások szerint a fény 83%-a teljes visszaverődésen megy keresztül a tökéletesen homogén, oszlopos szerkezetben, ha a fénykibocsátás izotróp. A maradék ~17% az oszlopok között szóródik, és rontja a térbeli felbontást. A CsI-ból készített valódi rétegek fénygyűjtő képessége némileg rosszabb, ami az oszlopok felületének elkerülhetetlen egyenetlenségének, a rétegen belüli oszlopok felületei közötti elkerülhetetlen érintkezéseknek és a töredezettség miatt kialakuló hibáknak köszönhető.

Ráadásul a gyakorlatban a rétegek gyártása során keletkező kezdeti réteg nem oszlopos, ez az oszlopos szerkezet csak egy bizonyos magasságon (~50 μm) túl alakul ki. Adott vastagság mellett az ilyen szerkezetű ernyők felbontása jelentősen meghaladja a szemcsézett szerkezetek felbontását. Ökölszabályként kijelenthető, hogy kétszer jobb felbontással rendelkeznek, mint egy azonos fizikai vastagságú és optikai kialakítású (például fényvisszaverő hátoldallal vagy anélkül) szemcsézett szerkezetű fluoreszcens ernyő. Ez felel a strukturált foszforréteg kitöltöttségének 3-4-szeres mértékéért, ha a térkitöltést és a rendszámot vesszük figyelembe.

A foszforréteg fénygyűjtő-képességének növelése céljából a CsI-nak a röntgensugárzást fogadó felületére egy fényvisszaverő réteget is lehet helyezni, amely az ebbe az irányba kibocsátott látható fotonokat a kilépő felület felé veri vissza. Ez jelentősen megnöveli a réteg fénykibocsátását, de a kisebb térbeli felbontás árán.

7.4.3.1. DR rendszerek MTF-e, NPS-e, és DQE-je

A direkt és az indirekt rendszerek MTF-görbéi jellemző minőségi különbséget mutatnak. Minden rendszer teljes MTF-je a röntgensugárzást detektáló közeg MTF-ének és a del apertúra függvénynek a szorzata, amely egyenletes válasz esetén a sinc függvény. A fotovezető saját térbeli felbontása rendkívül nagy, ami azt jelenti, hogy direkt konverziós érzékelő esetén a rendszer MTF-je minden szándék és cél szerint a sinc függvény lesz, mert minden más összetevő értéke egyhez közeli.

Egy olyan rendszernél, amely röntgensugarak érzékelésére fluoreszcens anyagot használ, utóbbi térbeli válasza sokkal rosszabb, mint a sinc függvény. E kombináció MTF-je ekkor gyakorlatilag megegyezik a foszfor MTF-jével. Más szavakkal, az a-Se rendszer esetében az apertúrafüggvény határozza meg az

előmintavételi MTF-et, míg a foszforalapú rendszer (akár oszlopos CsI) esetében a foszfor miatti elmosódás dominál és határozza meg a teljes MTF-et. Továbbá, a gyakorlatban használt orvosi rendszerekben megszokott paraméterek mellett az MTF a direkt rendszerekre az f_N-nél ~60%, az indirekt rendszerek esetében pedig 10%-hoz közeli érték. Ebből az következik általában, hogy a zaj átlapolása igen jelentős a direkt rendszerekben és majdnem teljes mértékben elhanyagolható az indirekt rendszerek esetében.

A rendszertervező által megengedett átlapolás mértékét az előmintavételi MTF kiértékeléséből, valamint az f_N feletti terület és az az alatti terület összehasonlításából lehet megállapítani. Példaként lásd a 7.6. ábrán 200 μm-es pixeleket és 200 μm-es mintavételi távolságokat használó, jól illesztett rendszerek MTF-jét direkt és indirekt konverziós rendszerekre, azonos beeső energiák mellett.

Direkt és indirekt konverziós érzékelők NPS görbéi közötti szembetűnő különbségeket mutat be a 7.6. ábra. A direkt érzékelő NPS-e szinte fehér (azaz független a térbeli frekvenciától), köszönhetően a mintavételezést megelőző minimális térbeli szűrésnek, valamint az f_N feletti frekvenciák miatti átlapolásnak. Ezzel szemben a növekvő frekvenciák mellett jelentős csökkenés látható az indirekt érzékelő NPS görbéjén a foszforrétegben kialakuló nagyobb előmintavételezési elmosódás miatt, amit az MTF-ek összehasonlítása is szemléltet. Magasabb frekvenciatartományban az NPS lineárisan függ az expozíciótól, de nulla expozíció mellett sem csökken nullára – ez az elektronikus zaj, amelynek nagysága pixelszinten néhányezer elektron négyzetes középértéke. Ezt a zajt a röntgenfotononkénti jellel összehasonlítva 1000-es nagyságrendű hányadost kapunk.

Végül, az MTF és az NPS kombinálásával megadható a DQE(f) (lásd 7.6. ábra). Az ábrázolt konkrét direkt konverziós érzékelőben a DQE(0) valamivel kisebb a fotovezető viszonylag kicsi röntgenelnyelő hatásfoka miatt, míg a DQE a térbeli frekvenciával csak kissé csökken, amit a nagyon magas MTF magyaráz (megközelíti az ideális sinc függvényt). Ezzel szemben, az indirekt konverziós rendszer DQE(0) értéke magasabb a nagyobb röntgenelnyelés miatt, de a DQE a térbeli frekvencia növekedésével rohamosabban csökken, a kisebb MTF miatt (ezt bizonyos mértékig kompenzálja a növekvő frekvenciával csökkenő NPS, ami az MTF zuhanása miatt következik be).

7.4.4. Egyéb rendszerek

7.4.4.1. Optikai csatolású rendszerek

Az indirekt konverziós síkképreceptoros rendszereknél egy leképező ernyőt optikailag csatolnak egy aktív mátrix tömbhöz. A korábbi rendszerek kisebb érzékelő tömböket használtak és optikai szálakkal vagy lencsékkel csatolták a képet más optikai eszközökhöz, például CCD-hez vagy videokamerához (7.10(a) és (b) ábra). Ez azonban jelentős fényveszteséggel jár, amelynek mértéke attól függ, hogy az

optika látószöge az ernyők általi fénykibocsátás tetemes térszögének mekkora hányadát teszi ki.

E módszerekkel nehéz elérni megfelelő zajtulajdonságokat. Ez azért van így, mert a képfelvevő eszközzel nem lehet hatékonyan összegyűjteni az ernyőről a fényt. Még a legjobb optikai csatolást biztosító lencserendszerrel sem lehet meghaladni a 20 %-os csatolási hatásfokot, amelyben két, hátoldalával összefordított, azonos fókusztávolságú relélencse van, és ehhez a hatásfokhoz is nagyon nagy apertúrájú lencsék kellenek (*f*/0,75).

Ez a helyzet az 1:1 képalkotás esetén. *M* kicsinyítés esetén (a képernyő oldala és a képérzékelő megfelelő méretének hányadosa) a csatolási hatásfok M^2 szerint csökken. Ennek megfelelően a gyakori 20-szoros kicsinyítés mellett a hatásfok 0,05%-ra csökken. Ilyen körülmények között egy-egy röntgenfoton kölcsönhatásából átlagosan csak ~1 fényfotont lehet begyűjteni. Ez egy komoly másodlagos kvantumakna. Ennek két következménye van, először is, hogy a röntgenfoton beérkezését nem lehet jól lokalizálni, ami miatt csökken a DQE(0), és a DQE sokkal gyorsabb csökken az *f*-fel, illetve a második következménye, hogy a nagyon kicsi erősítés miatt az erősítő zaja sokkal nagyobb expozíciós szinteknél válik dominánssá, mint egyébként.

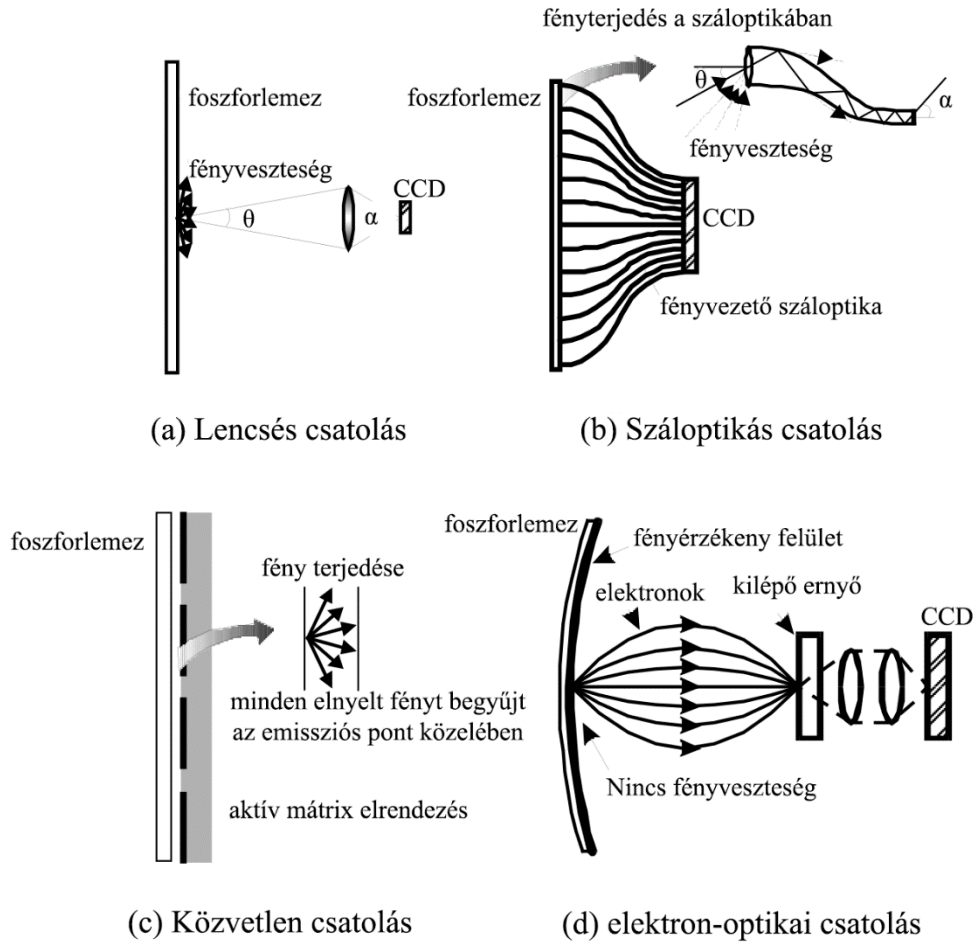
Az ilyen másodlagos kvantumaknák mellett a fény ernyőről az érzékelőre jutása lesz a képalkotóláncot korlátozó fokozat, ami lényegesen lerontja a rendszer teljesítőképességét. A száloptikai kúp alkalmazása enyhítheti, de nem szüntetheti meg a kicsinyítés miatti veszteséget, mivel a fény befogadási szögtartománya ugyanolyan mértékben csökken, mint lencsék esetében. Így a síkképérzékelő legfőbb műszaki előnye (indirekt érzékelésű konfigurációban) az, hogy a panel közvetlenül ráfektethető a fénykibocsátó ernyőfelületre, amint az a 7.10(c) ábrán látható. Ennek következtében sokkal nagyobb a kibocsátott fénygyűjtési hatásfok (~50%, de különleges elrendezések mellett megközelíti a 100%-ot), mint a kicsinyítéssel járó elrendezéseknél.

Érdekes elvégezni egy röntgenképerősítővel (7.10(d) ábra) való összehasonlítást. A sokkal nagyobb fénybegyűjtési hatásfok szempontjából kritikus, hogy a fényfotonokat elektronokká konvertáljuk a foszforral közvetlenül érintkező fotokatód segítségével, mert az elektronok pályáját el lehet téríteni, ami a fotonok esetén nem lehetséges. Ez kritikus a magasabb begyűjtési hatásfok elérésében és így a másodlagos kvantumaknák elkerülésében. Ez az oka, hogy a röntgenképerősítők a velük kapcsolatos egyéb problémák ellenére (lásd 9. fejezet) hosszú időn át fontos szerepet játszottak.

7.4.4.2. Fotonszámlálás

A fotonszámláló érzékelők és közeli rokonaik, a fotonenergia-diszkrimináns érzékelők egyenként lépnek kölcsönhatásba a beeső fotonokkal, és "visszajelzik" a

rendszernek, hogy észleltek egy fotont (egy beütés), illetve egy meghatározott energiatartományba eső fotont (energiadiszkrimináns számlálás).



7.10. ÁBRA. Optikai csatolás (a) lencsével, (b) kicsinyítő száloptikai kúppal, (c) közvetlen érintkezéssel, (d) röntgenképerősítővel és elektronoptikai kicsinyítéssel.

A képminőség szempontjából az ilyen rendszerek előnyösek lehetnek. Ennek két oka van, először is, hogy szinte teljesen kiküszöbölhető az erősítő zajának hatása. Ez azért van így, mert egy röntgenfotonból származó jel igen rövid ideig tart és így az a zaj több, mint ötszöröse lehet. Ez az előny lehetővé teszi, hogy olyan alacsony expozíciókkal dolgozzanak, amilyenek mellett más rendszerek működését elnyomná az erősítő zaja. A második ok az, hogy a jel nagyságából megbecsülhető a beeső röntgensugár energiája, és így korrekciót lehet venni a Swank-zajra, így a teljes rendszer tekintetében jobban súlyozható a nagyenergiájú (nagy áthatolóképességű, alacsony kontrasztot adó) és a kisebb energiájú (kevésbé áthatoló, magasabb kontrasztot adó) röntgenfotonok aránya. Ezzel az SNR talán kétszeresére is növelhető. Sajnos, ezek az előnyök elhalványulnak, ha figyelembe vesszük a pixelenként szükséges áramkörök nagyságrendileg 1000-100.000-szer bonyolultabb voltát. Ez a

körülmény napjainkig a felhasználhatóságot a mammográfiára korlátozta, de a mikroelektronika fejlődése a közeljövőben már lehetővé teheti az általánosabb felhasználást.

7.4.4.3. Letapogató geometriák

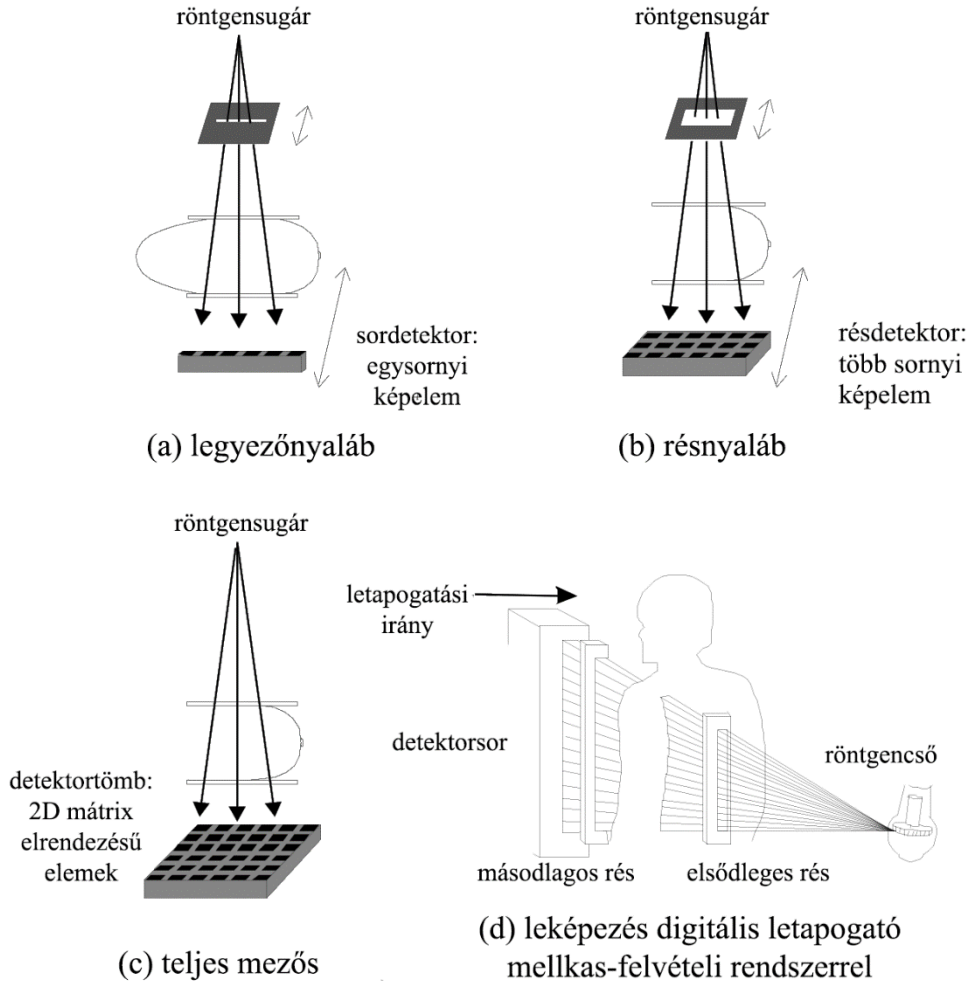
A röntgenképalkotó rendszer tervezőjének elsőként azt az alapvető kérdést kell megválaszolnia, hogy milyen leképezési geometriát használjon. A hagyományos eljárásban a teljes leképezendő területet egyidejűleg exponálják, és az érzékelést egy nagyfelületű képfelvevővel végzik, akárcsak a film-fóliás röntgenfelvételezés esetén. Más megközelítések is lehetségesek, de a legegyszerűbb, ha egy ceruzanyalábot vesznek (amit úgy érnek el, hogy a röntgencsőből kilépő, széles területen elterülő nyalábot apró lyukkal ellátott ólomárnyékolással szűkítik) és azzal pontonként letapogatják a vizsgált pácienst. A képalkotás a ceruzanyalábhoz igazított, egyetlen érzékelővel történik.

A ceruzanyaláb és a széles nyaláb közti különböző megoldások láthatók a 7.11. ábrán. Legyezőnyalábot résen átbocsátott sugárzással lehet előállítani, amelyhez egy vonaldetektort igazítanak és az a pácienst a vonaldetektorra merőleges irányban szkenneli végig. A ceruza- és legyezőnyalábos letapogatás egyaránt rendkívül rossz hatásfokkal hasznosítja a röntgensugárzást. A röntgensugárzás legnagyobb részét a kollimátorok felfogják, míg a röntgencsövet óriási hőterhelés éri a teljes letapogatás alatt. Az ilyen rendszerek hatásfoka többsoros vagy nagyobb résérzékelő alkalmazásával javítható úgy, hogy az az egyik dimenzióban a teljes képmezőn átnyúlik, a másik dimenzióban pedig a szélessége több sornyi (lásd még 6.3.5.4. szakasz). Kétféle résérzékelő létezik. Az elsőnél a rést szakaszosan mozgatják a teljes szélesség mentén, egyetlen expozíciót végezve és a többsoros detektort kiolvassák. Ezt addig ismétlik, amíg a teljes területet le nem fedik. A másik típusnál a résdetektor folytonos mozgatásával időtartománybeli integrációt végezve olvassák ki a képet soronként.

Miért használják a képek előállításához ezeket a bonyolult letapogatási módszereket, ha úgy tűnik, hogy a nyugvó képérzékelés sokkal egyszerűbb? Több megközelítést kell értékelni. Az első a szerkezet viszonylagos egyszerűsége. Személyek vizsgálatára szánt rendszerek esetén nem lehet számottevő az elpazarolt sugárzás mennyisége, ami azt jelenti, hogy nagyon pontosan kell a kibocsátott sugárnyalábot határolni. Ez a letapogatás követelményei miatt bonyolultabb. Emiatt a szkennelési követelmények bonyolódnak. A digitális röntgenfelvételező rendszerek korai szakaszában kizárólag lineáris detektortömböket tudtak előállítani, kétdimenziós tömböket nem; így az összetett mechanika elfogadható volt, nem lévén más megoldás.

A gyakorlat azonban azt mutatja, hogy ha a teljes mezős detektorok megvalósíthatóak, akkor előtérbe kerülnek. A képminőség tekintve mindkét

módszernek vannak előnyei és hátrányai, de a szórt sugárzás a legfontosabb, amit figyelembe kell venni.



7.11. ÁBRA. A ceruzanyaláb (nem illusztrált) mellett a röntgenfelvételezésnél megvalósítható további besugárzási geometriák. (a) legyezőnyaláb; (b) résnyaláb; (c) teljes sugármezős, kiterjedt nyaláb; (d) alkalmazott letapogató DR rendszer.

A szórt sugárzás csökkentésére a kisebb mezős érzékelők hatékonyabbak, mint a nagy mezősök. A legrövidebb expozíció és a röntgencső legkisebb terhelése azonban nyomós érvek a nagyobb mezős detektorok mellett, amelyek miatt utóbbiak jelentik a kívánatos megoldást, hacsak a szórás csökkentése nem a legfontosabb. A ma használatos letapogató rendszerek két csoportba sorolhatók: (i) nagyon specializált eszközök, amelyeknél elengedhetetlen a kvantitatív leképezés érdekében a szórás csökkentése, például a kettős energiájú leképezés a csontdenzitometriához, amelynél a szórás teljes és maradéktalan kiküszöbölése felülírja az egyéb szempontokat (lásd 10.4. szakasz), és (ii) a fotonszámlálást lehetővé tevő eszközök, amelyeknél a pixelenkénti számlálást megkövetelő további számlálók és diszkriminátorok műszaki követelménye a teljes mezős képalkotáshoz nem kielégíthető, de megvalósítható például néhány, élükkel illesztett szilíciumdetektorral.

7.4.5. A digitális felvételek műtermékei

Az új generációs síkképreceptoros rendszerek nyers digitális képei nem alkalmasak a közvetlen megjelenítésre. Ahhoz, hogy diagnosztikai minőségű röntgenfelvételt nyerjünk, el kell távolítani néhány műterméket.

7.4.5.1. Moiré

Különösen zavaró vizuális hatást kelt a mindenáron kerülendő Moiré-sávosodás, ami a síkképreceptor és az álló szórtsugárzás-szűrő rács periodikus mintázata miatt kialakuló interferencia. Ez a probléma kiküszöbölhető, ha Potter-Bucky rács-elrendezést alkalmazunk, és a rácsot az expozíció alatt a rácsvonalakra merőlegesen mozgatjuk.

7.4.5.2. Szellemképesedés és visszamaradó kép

Néha korrekciót kell végezni a képek áthallása és a kép visszamaradása miatt (ezek korábbi expozíciót követő, sötétmezős, expozíció nélkül észlelhető hatások) vagy szellemkép megjelenése miatt (a korábbi felvételek hatására megjelenő erősítési hiba miatt látható homogén képmezőn). E jelenségek különösen zavaróak lehetnek nagy expozíciók után, vagy ha a képalkotót vegyes üzemmódban használják (azaz a detektort úgy tervezték, hogy átvilágításhoz és felvételezéshez egyaránt alkalmas legyen), és nagy expozícióval járó röntgenfelvételezés után váltanak átvilágító üzemmódba.

7.4.6. A digitális és analóg rendszerek összehasonlítása

A röntgenfelvételező digitális rendszer előnyei az analóg rendszerrel szemben:

A képminőséggel és a dózissal kapcsolatos előnyök:

- Általában alacsonyabb dózisra van szükség;
- Nagyobb felbontás bizonyos esetekben;
- Nagyobb dinamikatartomány.

A kényelmes használattal kapcsolatos előnyök:

- Nincs szükség a kazetták kezelésére és szállítására;
- Azonnal megítélhető a felvétel minősége és a pozicionálás;
- Digitális képtovábbítás;
- Digitális archiválás, keresés képarchiváló és kommunikációs rendszerekben;

- Az egyedi kép (film) megszűnése;
- Képfeldolgozás a képi információknak a leletező számára alkalmasabb megjelenítéséhez;
- A torzítás és az árnyékolás kiküszöbölése (vö. röntgenképerősítők);
- Új, fejlettebb felhasználások lehetővé tétele (pl. digitális tomoszintézis, kúpsugaras CT, kettős energiájú képalkotás és számítógép-támogatású detektálás).

A síkképreceptoros képalkotók megjelenésével a röntgenfelvételezéshez használt érzékelők képminősége ugrásszerűen javult az elmúlt évtizedekben. Minden szempontból kielégítő rendszer ennek ellenére még mindig nincs, és a költségek is igen magasak a felváltott rendszerekéhez képest. Még sok a tennivaló ahhoz, hogy ésszerű áron legyen elérhető minden röntgenfelvételezéshez használt képalkotó detektor, aminek teljesítőképessége kizárólag kvantumlimitált.

IRODALOMJEGYZÉK

DAINTY, J.C., SHAW, R., Image Science, Principles, Analysis and Evaluation of Photographic-type Imaging Processes, Academic Press, London (1974).

ROWLANDS, J.A., Topical review: The physics of computed radiography, Phys. Med. Biol. 47 (2002) R123–R166.

ROWLANDS, J.A., YORKSTON, J., “Flat panel detectors for digital radiography”, Medical Imaging Vol. 1, Physics and Psychophysics (BEUTEL, J., KUNDEL, H.L., VAN METTER, R.L., Eds), SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (2000) 223–228.

8. fejezet

ÁTVILÁGÍTÓ RENDSZEREK

A. K. Jones
University of Texas MD Anderson
Cancer Center,
Houston, Amerikai Egyesült Államok

Fordította: Dr. Porubszky Tamás

Lektorálta: Dr. Trón Lajos

8.1. BEVEZETÉS

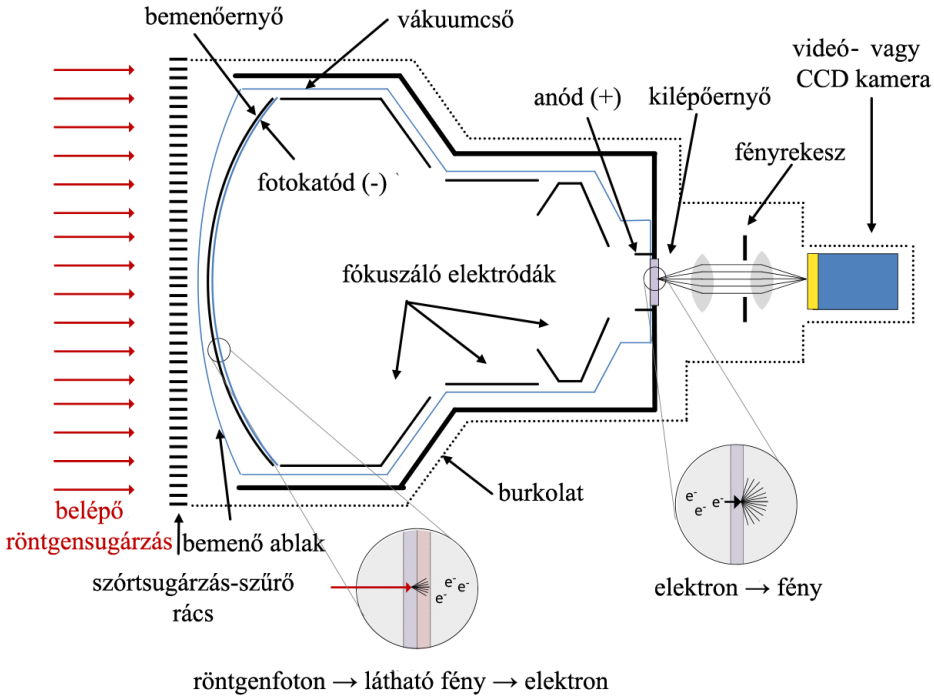
Átvilágításnak nevezik a röntgensugárnyalábbal valós idejű képek szemlélése céljából, megfelelő képreceptor segítségével a testi folyamatokról vagy eszközökről történő képalkotást. Az átvilágítási képalkotás feladja a felvételezésre jellemző nagy jel-zaj viszonyt a nagy időbeli felbontás érdekében, mivel e tényezők biztosítják, hogy elfogadható szintű páciensdózissal történjen a képalkotás.

4.2. ÁTVILÁGÍTÓ BERENDEZÉSEK

Az átvilágító rendszerek nagyrészt ugyanazt a technikát használják, mint a felvételiek, bizonyos módosításokkal és kiegészítésekkel. A rendeltetésszerű felhasználástól függően az átvilágító rendszernek szüksége lehet nagyteljesítményű generátorra és nagy hőkapacitású röntgencsőre. A fő eltérés a felvételi és az átvilágító berendezések között a képreceptorban van. A korai átvilágítók az orvos által közvetlenül szemlélt ún. átvilágítóernyőt használtak, amely hasonlít a film–fóliás röntgenfelvételezésben használatos erősítőernyőkhöz (fóliákhoz). Azonban a közvetlenül szemlélt rendszerek halvány képeket eredményeztek, amelyek megkívánták, hogy az orvos a sötétséghez adaptálja a szemét, és gyakran vezettek nagy dózisokhoz a páciens és a radiológus esetében egyaránt. A röntgenképerősítő (XRII – X-ray image intensifier) kifejlesztése mérföldkő volt a korszerű átvilágítási technika létrejöttében.

8.2.1. Az átvilágítási képalkotó lánc

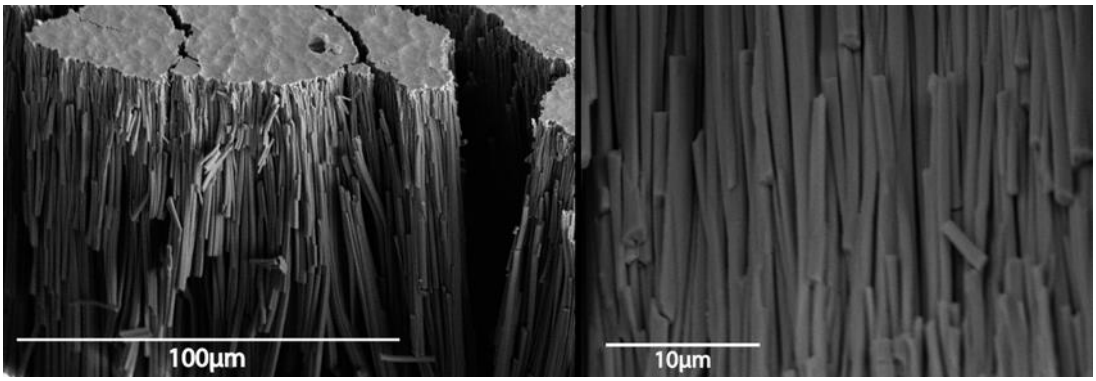
A mai átvilágító rendszerek általában tartalmaznak szórtsugárzás-szűrő rácsot, amely ilyenkor a képalkotó lánc első eleme. A fókuszált szórtsugárrács ugyanazt a célt szolgálja, mint a felvételezés esetében, nevezetesen a kontrasztot csökkentő szórt sugárzás eltávolítását a röntgensugárnyalábból (lásd 6. fejezet).



8.1. ÁBRA. Röntgenképerősítő alapvető felépítése.

A röntgenképerősítő a páciensből kilépő kis intenzitású röntgenfoton-fluenst átalakítja látható fényfotonok nagy intenzitású fluensévé, többszörös átalakító rétegek és egy vákuumcső belsejében elhelyezett elektródasor segítségével (8.1. ábra). Azok a röntgenfotonok, amelyek áthaladtak a páciensen, a szórtsugárzás-szűrő rácson és a képerősítő fém tartószerkezetén (a bemenőablak üveg is lehet), elérik a bemenőernyőt. A röntgensugárzás fénnyé alakítására a leginkább használatos bemenőernyő-anyag a céziumjodid (CsI:Tl). A kristályos CsI tűszerű szerkezete (8.2. ábra) minimalizálja a látható fény bemenőernyőn belüli oldalirányú szétterjedését (lásd 7.4.3. szakasz). A keletkező fényfotonok egy igen vékony bi- vagy multialkáli fotokatódot[1] érnek, amelyben a fotoeffektus révén elektronok szabadulnak fel, ezek kilökődnek a fotokatódból és a kimenőernyő pozitív töltésű anódja felé gyorsulnak. A kimenőernyő vékony, szemcsézett szcintillátort, rendszerint ZnCdS:Ag-t (P-20) tartalmaz, mely az elektronok energiáját látható fénnyé alakítja. Az elektronnyalábot 25 és 30 keV közötti energiára gyorsítják, és a röntgenképerősítő oldalán található elektródák segítségével az anódra fókuszálják. Átvilágításnál, 30 cm-es látómező (FOV, field of view) méret esetén a tipikus beeső levegőkerma-teljesítmény (IAKR, incident air kerma rate) a 15–40 μGy/min (8,8–22 nGy/kép) tartományba esik, és a kiválasztott impulzussűrűségtől függően változhat.

[1] A fotokatód (kb. 20 nm vastag) nagyon érzékeny a felületi szennyeződésre, ami a vákuum romlásával lassanként megjelenik. A csökkenés tipikusan 5% és 10% között van az első évben, és fokozatosan romlik évi néhány százaléknyit. E romlás független a fotokatód-áramtól és fellép, akár használják a képerősítőt, akár nem.



8.2. ÁBRA. Elektronmikroszkópos felvétel CsI:Tl szcintillátor egy lehasított darabkájáról. A szcintillátor rétegében sűrűn, 1 µm átmérőjű, oszlopos szerkezetbe rendezett kristályok láthatók. (CC BY 3.0, [8.1]).

A röntgenkép erősítése két folyamat révén zajlik. Az első az elektronikus vagy fluxuserősítés, ami az elektronok mozgási energiájának a fotokatód és a kimenőernyő (anód) közötti növekedéséből ered. Az elektronikus erősítés tipikus értéke 50.

Az erősítés második forrása a kicsinyítési erősítés. A kicsinyítést a bemenőernyőre érkező nagyméretű röntgenkép (pl. 40 cm) a kimenőernyő átmérőjére (ez jellemzően 2,5 cm) való kicsinyítése hozza létre. Például egy 40 cm-es átmérőjű FOV-ot alkalmazó röntgenképerősítő és egy 2,5 cm átmérőjű kimenőernyő esetén a kicsinyítési erősítés $40^2/2{,}5^2$ vagyis 256. A kicsinyítési erősítés csökken, ha az elektronikus nagyítás nő.

A fényerősítés (fénysűrűség-erősítés) az elektronikus erősítés és a kicsinyítési erősítés szorzata, amely a teljes rendszer erősítését jellemzi. A fényerősítés mértéke– a FOV-tól függően – 2500-tól 7000-ig terjed (lásd 7.4.4.1. szakasz).

A röntgenképerősítő erősítésének egy másik mérőszáma az ún. átalakítási tényező, amit általánosan használnak a röntgenképerősítők teljesítőképességének jellemzésére. Az átalakítási tényező a kimenőernyőn mérhető fénysűrűség (cd/m^2) és a bemenőernyőre beeső levegőkerma-teljesítmény (µGy/s) hányadosa, szabványosított mérési feltételek mellett. Új röntgenképerősítőkre az átalakítási tényező értéke 9 és 27 $cdm^{-2}\mu Gy^{-1}s$ között van. Az idő múlásával az átalakítási tényező értéke csökken, és végül egy olyan érték alá csökken, amely már a képerősítő cseréjét teszi szükségessé.

A röntgenképerősítő kimenőernyőjének optikai képét egy képernyőn jelenítik meg vagy képrögzítőre továbbítják. A legegyszerűbb esetben az optikai rendszernek három eleme van: (i) egy kollimáló objektív, amely a kimenőernyőről kilépő széttartó fénynyalábot egy közel párhuzamos fénynyalábbá alakítja, (ii) egy fényrekesz, amely a videókamerára jutó fény mennyiségét korlátozza, és (iii) egy másik objektív, amely a képet a videókamerára fókuszálja (8.1. ábra). A fényrekesz lehet fix vagy változtatható; az utóbbi általában automatikus szabályozású. Ahogy a fényképezésben is, a fényrekesz *f* lépésközökben (rekeszértékekben) állítható. Egy rekeszszámnyi

csökkenés az átbocsátott fénymennyiséget megkétszerezi, míg egy rekeszszámnyi növekedés megfelezi.

A képerősítő kimeneti képének felvételére általában videókamerát használnak. A kamera felveszi az optikai képet, átalakítja egy analóg elektromos jellé, amely megfelel valamelyik szabványosított videóformátumnak[2]. Kezdetben a videókamerák pásztázó elektronnyalábbal működtek, amely egy fotovezető céltárgyat, az ún. jellemezt végigpásztázza. Ezek a kamerák széles körben vidikon[3] kamera néven voltak ismertek. A fotovezető céltárgy (a jellemez) fajlagos ellenállása az őt elérő fény mennyiségétől függően változik, ezáltal a kimenőernyőről származó képből a vidikon kamera jellemezén egy látens kép képződik. Ahogy az elektronnyaláb gyorsan pásztáz a jellemez mentén, annak intenzitását a lemezen jelen lévő töltés modulálja. A lemezen keresztülhaladó kis áram egy nagy ellenálláson integrálódik, és feszültséggé alakul, amelyet aztán erősítenek. Így az elektronnyaláb intenzitásának modulációja egy 2D optikai képet egy analóg feszültség-jelalakká alakítja. Az e célra alkalmazott vidikon kamerákat azonban gyorsuló ütemben váltják fel a CCD (charged couple device, töltéscsatolt eszköz) kamerák.

A videókamerákat több lényeges jellemzőjük alapján választják ki, ezek közé tartoznak a késleltetés és az SNR (jel-zaj viszony). A kis SNR-ű kamerák az átvilágítási képek zajszintjét megnövelik, bár az időbeli integrálás csökkentheti ezt a hatást. A késleltetés a videókamera jelváltozására adott válaszának gyorsaságát írja le. A nagy késleltetésű kamerák az aktuális képkockából bizonyos mértékű maradék jelet adnak hozzá az utána következő képkockákhoz, és több képkockára is szükségük van a teljes jelszint eléréséhez. Mozgó tárgyak esetén a nagy késleltetés elmosódott képet okozhat, de a zajt időbeli integrálással csökkenteni lehet. Emiatt a mérsékelt késleltetésű kamerák előnyösek lehetnek, ha nem gyorsan mozgó tárgyakat kell leképezni. A legnagyobb SNR-t úgy lehet elérni, ha a kamera a saját lehetséges legnagyobb jelszintjéhez közel üzemel, és az is fontos, hogy a fényrekeszt megfelelően állítsák be.

A videókamerák analóg videójelét egy videómonitoron közvetlenül is meg lehet jeleníteni. A digitális képfeldolgozás azonban megköveteli az analóg jel digitalizálását egy analóg–digitális átalakító segítségével. Annak mértéke, hogy a digitalizált kép mennyire adja vissza az analóg kép részleteit, a bitmélységtől (lásd 16.

[2] A TV (videó) rendszerekhez világviszonylatban három főbb videóformátum használatos. Az NTSC (National Television System Committee) formátumot Észak-Amerikában, Dél-Amerika egy részén és néhány ázsiai országban használják; a fázisalternáló vonal (PAL) rendszert kiterjedten használják Európában, Afrikában és Ázsiában; a francia SECAM (sequential colour with memory) rendszert pedig a francia és az orosz nyelvű országokban használják.

[3] A vidikon kamerák egy speciális jellemez-anyagot alkalmaztak, a Sb_2S_3-at. Ugyanakkor jelentős számban használtak más jellemez-anyagokat is, az ilyen kameráknak különböző elnevezéseket adva, köztük: plumbikon (PbO), Chalnicon (CdSe) stb. Azonban ezek mind azonos működési elven alapszanak és a „vidikon család” részének tekinthetők.

fejezet) és a mintavételezési frekvenciától függ. Ahhoz, hogy fejlett képfeldolgozást végezhessenek, úgymint rekurzív szűrés, a képeket egy videópufferben kell tárolni.

A CCD kamera egy olyan szilárdtest-eszköz, amely nagyszámú különálló fotovezető cellából épül fel. A kimenőernyőről származó látható fény a CCD amorf szilícium fotovezető rétegében (lásd 7.4.3. szakasz) elektronokká alakul. Az elektronokat a cellasorok és -oszlopok közé kapcsolt feszültség által létrehozott potenciálvölgyek tárolják. A besugárzás során összegyűlt és eltárolt töltést azután párhuzamos és soros léptető regiszterek alkalmazásával olvassák ki, amelyek a töltéseket oszlopról oszlopra és sorról sorra mozgatják „csatárláncban", így egy analóg jelet létrehozva, amelyet erősítenek és kiadnak videójelként vagy közvetlenül digitalizálják.

A CCD kamerának számos előnye van a vidikon kamerával szemben, ezek közé tartozik a késleltetés hiánya[4] és a nagyobb dinamikus tartomány. Képes továbbá csökkenteni vagy kiküszöbölni a szétfolyást (blooming), azt a fajta képtorzítást, amely akkor lép fel, ha a bemenőjel meghaladja a videókamera dinamikatartományát. Egy CCD-ben ezt cellánkénti drain-kivezetéssel érik el, amelyek a túl nagy töltést levezetik a földelésre, ezáltal megakadályozva a szétfolyást. Ennek a módosításnak a kitöltési tényező csökkenése az ára, és csökkenti a kamera teljes kvantumdetektálási hatásfokát (QDE, quantum detection efficiency) is.

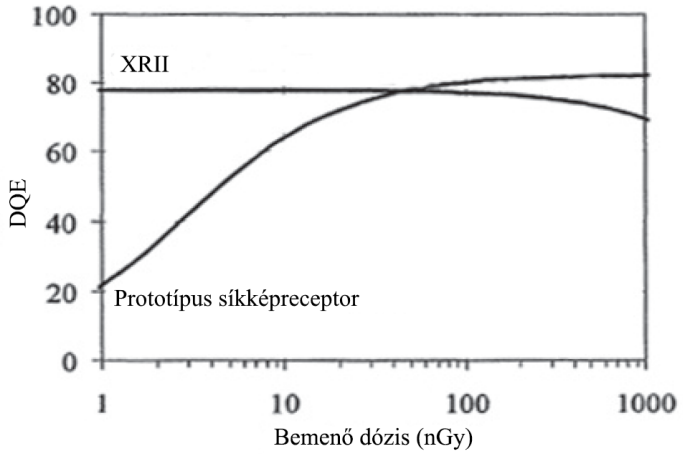
Az újabb átvilágító röntgenrendszerek már síkképreceptorokat használnak, amelyeknek számos előnye van a röntgenképerősítőkkel szemben. Ezek közé tartozik a nagyobb képméret, ugyanakkor kisebb terjedelem, a képtorzítások hiánya, valamint a nagyobb QDE a képreceptort érő közepes-magas IAKR mellett (8.3. ábra). Utóbbit a fém tartószerkezet hiánya eredményezi. A síkképreceptorok újabb alkalmazásokat tettek lehetővé, ilyenek a rotációs angiográfia és a CBCT (kúpsugaras CT). A síkképreceptoroknál azonban additív zajforrások vannak jelen, ideértve a kiolvasási zajt is (lásd 8.3.2. szakasz) és emiatt alacsony IAKR mellett gyengébb teljesítményt nyújtanak. Teljes képmezős FOV esetén a síkképreceptorokkal történő átvilágítás tipikus IAKR értékeinek tartománya mintegy 27 és 50 μGy/min (30–55 nGy/impulzus), melyek a kiválasztott képfrekvenciától függően változhatnak.

Miután minden képfeldolgozás megtörtént, a képet digitálisból analóggá kell alakítani, hogy egy képnéző monitoron meg lehessen jeleníteni. A korai televíziós szabványok[5] a mozgóképek megfelelő megjelenítéséhez a szükséges videó-pásztázási sorok minimális számát 525-ben határozták meg. A 60 Hz-es váltóáramú tápellátás azt követelte meg, hogy az összes pásztázási sor megjelenjen a monitoron egész számú ciklus alatt (1/60 s, 1/30 s stb.). Minthogy 60 Hz-es képfrekvencia mellett az összes sor nem jeleníthető meg egy ciklus alatt, a videó-sávszélesség korlátai, kisebb

[4] Jegyezzük meg, hogy a késleltetés hiánya egyidejűleg nagyobb zajszintű képeket eredményez. Emiatt gyakran alkalmazzák a rekurzív szűrést (lásd 8.6.3. szakasz), ami mesterséges késleltetést jelent.

[5] Ebben az esetben az NTSC rendszer.

pásztázási sebességeknél pedig az elfogadhatatlan képvillódzás miatt is szükségessé vált, hogy két képkockát vagy videómezőt szkenneljenek, amelyek mindegyike a pásztázási sorok felét (262½) tartalmazza, váltottsoros üzemmódban. Ez az eljárás egyesítette a 60 Hz-es és a 30 Hz-es képfrekvenciák előnyeit, és a váltottsoros pásztázás televíziós szabvány lett. A váltottsoros pásztázás egy 60 Hz-es frissítési ütemet biztosít, miközben csupán a 30 Hz-es progresszív pásztázású videó sávszélességét kívánja meg.



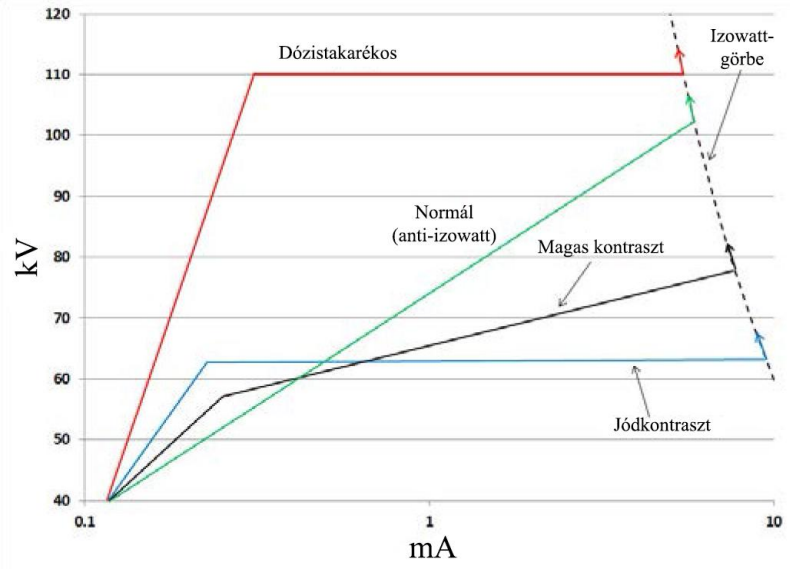
8.3. ÁBRA. DQE(0) a bemenő dózis függvényében egy prototípus síkképreceptorra és egy röntgenképerősítőre.

A pásztázó videórendszerek függőleges irányú felbontóképességét a kép megalkotásához használt sorok effektív száma korlátozza. A sorok effektív száma a kép végigpásztázott sorai számának és az ún. Kell-faktornak a szorzata. A Kell-faktor egy tapasztalati úton meghatározott tényező, amely a függőleges irányú képromlást írja le. Ez eszközspecifikus: értéke 0,7 a pixel-pásztázásos rendszerű videófelvevőkre (például a vidikon kamerára) és képmegjelenítőkre (például katódsugárcsövekre), és 0,9–0,95 körüli az állandó pixelű eszközökre, mint például a CCD kamerák és az LCD monitorok. A függőleges irányú képromláshoz hozzájárul egyebek mellett a pásztázó elektronnyaláb véges mérete, pixel-pásztázásos rendszerű eszközökben a váltott soros pásztázás aluláteresztő szűrése, és az a tény, hogy akár a pásztázott, akár a rögzített pixelek nem esnek pontosan egybe a szkennelt jellel. A videórendszer vízszintes irányú felbontását a rendszer sávszélessége korlátozza. A legtöbb rendszerben a sávszélességet úgy állítják be, hogy a függőleges és a vízszintes felbontás azonos legyen.

8.2.2. Automatikus expozíciószabályozás (AEC)

A röntgenfelvételi rendszerek automatikus expozíciószabályozó eszközöket (AEC, automatic exposure control)[6] használnak, amelyek a röntgenfelvételi paramétereket (leggyakrabban a mAs-t) automatikusan állítják be ahhoz, hogy a képreceptort különböző páciensvastagság, röntgencsőenergia, fókusz–képreceptor távolság és más tényezők mellett is egy előre meghatározott adott jelnagyság érje. Ehhez hasonlóan az átvilágító rendszerekben az AEC szabályozza a képerősítő IAKR-t, hogy megakadályozza a kép fénysűrűségének vagy az SNR-nek az olyan mértékű ingadozását, amely a diagnózist vagy a berendezések kezelését megnehezítené.

Az átvilágító AEC felhasználhat fotodiódából, fotoelektron-sokszorozó csőből vagy más hasonló érzékelőből származó jelet, vagy – ez a gyakoribb – egy, a videókamerából vagy közvetlenül a síkképérzékelőből származó jelet annak meghatározására, hogy az átvilágítási paraméterek, mint a csőfeszültség vagy a csőáram, milyen beállításai szükségesek. Az átvilágítási paraméterek megválasztása előre megadott görbéket követve történik, amelyeket a röntgengenerátorban tárolnak. Ezek általában megengednek bizonyos további beállításokat, így például normál görbe, kis dózisú görbe és magas kontrasztú görbe (8.4. ábra). Az átvilágítási AEC összetettsége együtt nőtt a fejlettebb alkalmazásokkal, amelyekben az AEC szabályozza a berendezés további paramétereit is, mint például az impulzushossz, a kiegészítő szűrés és a változtatható blendebeállítás.



8.4. ÁBRA. Különböző átvilágítási feladatokhoz rendelhető tipikus szabályozási görbék.

[6] Az AEC rendszereket más neveken is említik: automatikus dózisszabályozás (ADC, automatic dose control), automatikus expozícióteljesítmény-szabályozás (AERC, automatic exposure rate control), automatikus fényerőszabályozás (ABC, automatic brightness control). Az utóbbi elnevezés eredetileg a videókamerák videófeszültség-szintjének automatikus szabályozását jelentette, de manapság sokszor az átvilágító rendszerek általános expozíció-szabályozásának megnevezésére utal.

8.2.3. Elektronikus nagyítás

Az elektronikus nagyítás azt jelenti, hogy fókuszáló elektródák segítségével az átvilágítási kép kicsinyítését csökkentjük, úgy, hogy a bemenőernyőnek egy kisebb részterületét vetítjük a kimenőernyőre. Az elektronikus nagyítás növeli a kép MTF-jét (modulációs átviteli függvény), ugyanakkor csökkenti a kicsinyítési erősítést és csökkenti a bemenőernyő mintavételezési lépésközét, ezáltal megnövelve a zajt.

A gyakorlatban a nagyított átvilágítási kép megnövekedett zaját kompenzálják a röntgenparaméterek olyan módosításával, amellyel a megjelenített képen érzékelhető zajszint változatlan marad. Egy röntgenképerősítőben a kép nagyításával az IAKR általában a FOV-ok arányának megfelelően növekszik. Ez nemcsak az egy-egy képpixelre beeső fotonfluens csökkenését kompenzálja, hanem a kicsinyítési erősítés csökkenését is pontosan kompenzálja, azaz a képfényességet is állandó értéken tartja a rendszerben. A síkképérzékelő-alapú átvilágító rendszerek a kép nagyításakor ugyancsak megnövelik az IAKR-t, válaszul a képmátrix méretének változására.

8.3. KÉPALKOTÁSI TELJESÍTŐKÉPESSÉG ÉS A BERENDEZÉS KONFIGURÁCIÓJA

Az átvilágítási képalkotás képminőségének (lásd 5. fejezet) vizsgálata során számos tényezőt kell figyelembe venni. Ezek közé tartozik a kontraszt, a zaj, a képélesség, az időbeli felbontás, valamint a műtermékek, illetve a képtorzítás. E mennyiségek mindegyikét befolyásolja és korlátozza az átvilágító berendezés konstrukciója, másrészt erősen függenek a berendezés konfigurációjától és felhasználásától.

8.3.1. Kontraszt

Átvilágítás során a tárgykontraszt, annak természetéből eredően alacsony, különösen nagy kV-oknál, amelyeket a páciensdózis elfogadható szinten tartása érdekében alkalmaznak. A kontraszt jelentősen növelhető a katétereken és más eszközökön alkalmazott sugárelnyelő jelölőkkel, illetve a bevitt kontrasztanyagokkal. Az átvilágításban alkalmazott kontrasztanyagokat kémiai tulajdonságaik, toxicitásuk és sugárgyengítési tulajdonságaik figyelembevételével választják meg. Az átvilágításban a jód és a bárium a két leginkább alkalmazott kontrasztanyag, amelyek K-éle rendre 33, illetve 37 keV-nél van. Ha a jód allergia vagy megromlott veseműködés miatt kontraindikált, kontrasztanyagként gadolínium, illetve széndioxid is alkalmazható.

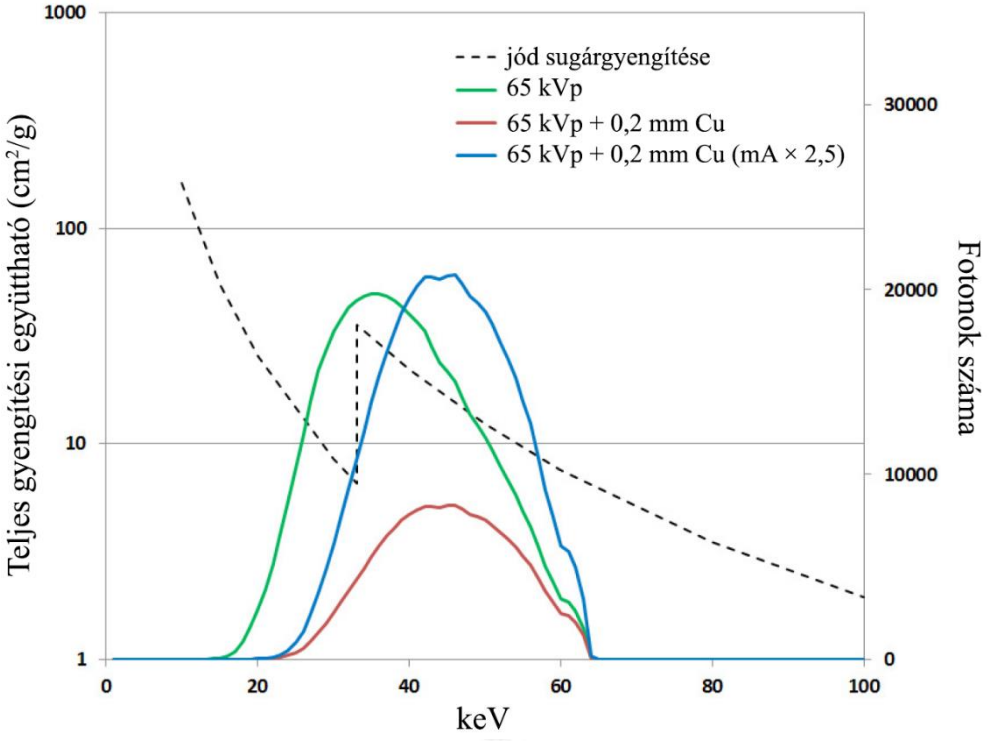
8.3.1.1. Spektrumformázás

A jódkontrasztból eredő jel erősen függ a kontrasztanyagos leképezéshez használt röntgenspektrumtól. A legnagyobb kontrasztot akkor lehet elérni, ha a

polienergetikus röntgenspektrum éppen a K-abszorpciós él felett domináns. Azonban az ilyen kisenergiájú röntgensugárzás jelentős páciensdózist okozna, ezért a kV-ot és a megfelelő szűrést gondosan kell megválasztani, amint ez a 8.5. ábrán látható.

A nagy hőkapacitású röntgencsövek és a nagyteljesítményű röntgengenerátorok megjelenése utat nyitott egy másik megoldáshoz, a spektrumformázáshoz. Alapesetben ez annyit jelent, hogy fém szűrőket alkalmaznak a polienergetikus röntgenspektrum kisenergiájú részének eltávolítására. A röntgenspektrum formálására egy általánosan alkalmazott eljárás vékony réz szűrők behelyezése. A réz a kisenergiájú röntgensugarakat (a jód K-abszorpciós éle alatt) erősen gyengíti, úgyhogy azoknak alig van esélyük áthaladni a páciensen és így kontrasztot létrehozni. Miután el lett távolítva a túlzott kisenergiájú röntgensugárzás, amely csupán a páciensdózist növelné, alacsonyabb kV-érték alkalmazható azonos páciensdózis mellett, ezáltal megnövelt jódkontraszt érhető el.

A röntgensugárnyaláb energiafluense a réz szűrő hozzáadásával jelentősen csökken, ilyenkor az elfogadhatóan rövid impulzusszélesség fenntartásához a csőáramot jelentősen meg kell növelni (50-400 mA-re) (lásd 8.6.2. szakasz). Amint a páciens vastagsága nő, a rövid impulzusszélesség és az elfogadható csőterhelés fenntartásához a réz kiegészítő szűrést fokozatosan csökkenteni kell. Ez az AEC programozásával valósítható meg (lásd 8.5. ábra és 8.2.2. szakasz).



8.5. ÁBRA. A spektrumformálás hatása a jódkontrasztra.

8.3.2. Zaj

Az átvilágító rendszerekben a zaj szükségképpen nagy, mivel a páciensdózis elfogadható szinten tartása érdekében általában kis IAKR-t alkalmaznak. A képerősítő-alapú átvilágító rendszereket alacsony additív elektronikus zajszint jellemzi (lásd 7.2.2. szakasz). Így a rendszer kvantumzaj-korlátozott marad még kis bemenő levegőkerma-teljesítmény esetén is. A síkképreceptoros átvilágító rendszerekben azonban nagy az elektronikus zajok szintje (különösen a kiolvasási zajé), ezért kis IAKR esetén ezek képalkotási teljesítőképességét az elektronikus zaj korlátozza. Ennek következtében a síkképreceptoros átvilágító rendszerek nagyobb bemenő levegőkerma-teljesítményt követelnek meg. Megfordítva, a síkképreceptorok nagy IAKR esetén jobban teljesítenek, mint a képerősítők, amelyeket digitális képadatgyűjtéshez alkalmaznak (lásd 8.4.1. szakasz). Az átvilágítás során jelentkező zajt az emberi érzékelés is befolyásolja; például nagy impulzussűrűség esetén a megfigyelő kisebb zajt fog érzékelni, mint kisebb impulzussűrűségek esetén.

8.3.3. Képélesség

Egy átvilágítási kép élességét számos tényező befolyásolja, ezek közé tartozik a képmegjelenítő mátrixa, a FOV, a videókamera mátrixa, a fókusz mérete, a geometriai nagyítás, a képzaj és a mozgás. A fókuszméret és a geometriai nagyítás képélességre gyakorolt hatását a 6. fejezet elemzi. A röntgenképerősítős átvilágító rendszerek abban különböznek a film–fóliás képreceptoroktól, hogy a határfelbontásuk az üzemmódtól függően változik, amint azt a 8.2.3. szakasz leírja.

A képzaj kölcsönhat a képélességgel, mivel le tudja rontani, a kis tárgyrészleteket el tudja mosni, amelyek egy nagyobb bemenő IAKR esetén rendesen láthatóak volnának. Az átvilágítási képélességet a röntgenképerősítőben végbemenő nagyszámú jelátalakítási folyamat is rontja. A síkképreceptorok által létrehozott átvilágítási képek élességét a képmátrix méretének a kijelzőmátrix méretéhez való aránya, valamint a receptor pixelmérete befolyásolja, ez utóbbi változhat, ha a pixelek bizonyos FOV-okhoz vannak osztályozva („bin”-elve).

8.3.4. Műtermékek

Az átvilágítási képalkotás során műtermékek rendszerint a képalkotó lánc tagjai által okozott képtorzításokból származnak. A röntgenképerősítőt számos képtorzítás jellemzi, ezek közé tartozik a fátyolosodás, a vinyettálás (vignetting, peremsötétedés), a szétfolyás (blooming), a párna- és az S-torzítás, míg a síkképreceptorok általában mentesek a képtorzításoktól.

A fátyol (veiling glare, másutt: flare) egy kontrasztot csökkentő „homály”, amelyet az információhordozók röntgenképerősítőn belüli – a röntgenszóráshoz hasonló – szóródása okozza. Ebbe beletartoznak az elektronok az elektronoptikai rendszerben és legfőképpen a fényfotonok az üveg kimenőablakon belül. Az utóbbi

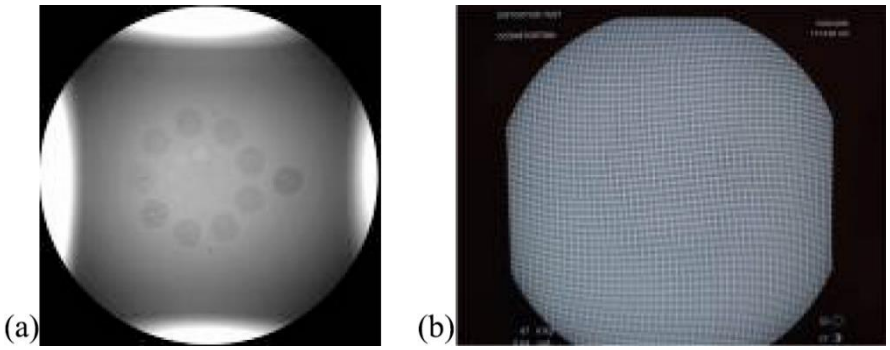
kiküszöbölésére történt fejlesztés, hogy a röntgenképerősítők vastag üveg kimenőablakai tartalmazhatnak olyan adalékanyagokat, amelyek a szórt fényt elnyelik, és az ablakok oldalai körben fényelnyelő anyaggal vannak bevonva. Egyes esetekben a röntgenképerősítő kimenőernyője és a videókamera közötti optikai csatoló rendszert közvetlen száloptikás csatolással helyettesítik, ami szintén csökkenti a fátyolt.

A vinyettálás egy optikai torzítás, amely a képek szélei felé fényintenzitás-csökkenést vagy sötétedést okoz. Ennek keletkezésében több tényező is szerepet játszhat, beleértve a videókamerák elhasználódását, de a vinyettálás a több lencséből álló objektívek elkerülhetetlen tulajdonsága. Egyes esetekben a vinyettálást a fényrekesz méretének korlátozásával csökkenteni lehet.

A szétfolyást az a bemenőjel okozza, amely kívül esik a videókamera dinamikus tartományán. Az ilyen nagy jelek oldalirányú szétterjedést okoznak a kamera jellemezében, egy szétterjedő képet eredményezve, amely nagyobb az eredetinél. A szétfolyást szoros röntgensugárnyaláb-kollimálással lehet minimalizálni, és amint a 8.2.1. szakasz megjegyzi, e torzulást nagymértékben kiküszöböli a CCD kamera.

A párnatorzítás az átvilágítási kép szélei közelében mutatkozó nagyítást jelenti (8.6(a) ábra), oka a bemenőernyő görbültsége, amely kialakítást a megfelelő elektronikus fókuszálhatóság és szerkezeti okok kívánnak meg. A párnatorzítás nagyobb FOV esetén erősebb.

Az S-torzítás egyenes vonalak görbe megjelenését okozza (8.6(b) ábra). Oka, hogy a röntgenképerősítő elektronoptikai rendszerében gyorsított elektronokra külső mágneses tér is hat. Az ilyen mágneses terek gyakoribb forrásai közé tartozik a Föld mágneses tere (5×10^{-5} T), esetleges közeli mágneses rezonancia képalkotó egységek mágneses tereinek pereme (0,1–0,5 mT), az acél szerkezeti és tartóelemek. Az S-torzítás a helyiség megfelelő megtervezésével, illetve a röntgenképerősítő nagy szuszceptibilitású fémburkolatban való elhelyezésével minimalizálható.



8.6. ÁBRA. Példák a képtorzításra: (a) Párnatorzítás; (b) S-torzítás.

8.4. KIEGÉSZÍTŐ KÉPALKOTÁSI MÓDOK

8.4.1. Digitális képadatgyűjtéses leképezés

A digitális képadatgyűjtéses leképezés egy olyan üzemmód, amelyben magas minőségű felvételeket rögzítenek és tárolnak el későbbi elemzésre. Az IAKR, és így a páciensdózis is legalább egy nagyságrenddel nagyobb ebben az üzemmódban, mint a közönséges átvilágításnál. A röntgenképerősítős rendszerekben a videókamera telítésének megakadályozására a képerősítő jele csökkenthető egy változtatható fényrekesszel, ahogy azt a 8.2.1. szakasz tárgyalja. Digitális képadatgyűjtéses felvételeket 1-től 30 kép/s-ig terjedő képkockasebességgel vagy önálló felvételekként lehet készíteni, amelyeket gyakran „spot” vagy „single shot” képeknek (olykor DR-felvételnek) neveznek.

8.4.2. Digitális szubtrakciós angiográfia

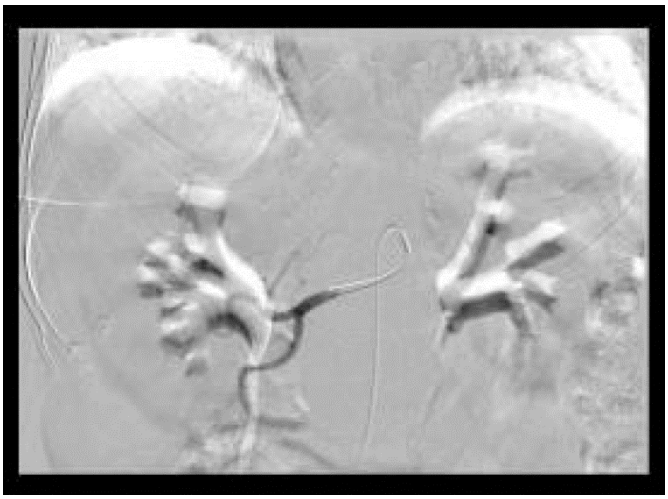
A digitális szubtrakciós angiográfia (DSA) egy olyan eljárás, amelyben kontrasztanyagot magukba foglaló „feltöltött” képek sorozatát kivonják egy ún. maszk képből, amely csak az anatómiai hátteret tartalmazza. Ez a kivonás csökkenti az anatómiai zajt, viszont növeli a vérerek kontrasztját (8.7. ábra) a különbség-képeken. Kivonás előtt mind a maszk, mind a feltöltött képek egy logaritmikus transzformáción esnek át. A végeredmény egy olyan kép, amelyen a kontrasztanyaggal feltöltött erek kontrasztja csupán az erekben lévő kontrasztanyag mennyiségétől függ, a háttértől nem.



8.7. ÁBRA. Artériák DSA képe.

Ha képeket egymással kombinálnak, a kvantumzaj négyzetesen adódik össze, emiatt a kivont képeken a zajszint egy 1,4-es tényezővel nagyobb, mint az alkotó képeken. Ez a zajnövekedés azzal jár, hogy a DSA nagyobb dózisokat igényel, mint a digitális képadatgyűjtéses leképezés, feltéve, hogy azonos képzajszintet kívánnak fenntartani. Az anatómiai zaj DSA-val elért csökkenése azonban részben vagy egészben kompenzálhatja a képzaj növekedését, továbbá olyan fejlett eljárásokat is lehet alkalmazni a DSA dózisigényének csökkentésére, mint a maszk-átlagolás.

A DSA során a műtermékek jelentős forrása a páciens elmozdulása a maszk és a telítési felvételek leképezése során (8.8. ábra). Ezek a mozgási műtermékek elhomályosíthatják a kontrasztanyaggal feltöltött ereket. Az ilyen típusú műtermékeket utólag néha csökkenteni lehet olyan képfeldolgozási technikák segítségével, mint a maszk kép manuális vagy automatikus pixeleltolása, vagy egy másik maszk-felvétel kiválasztásával történő újramaszkolás.



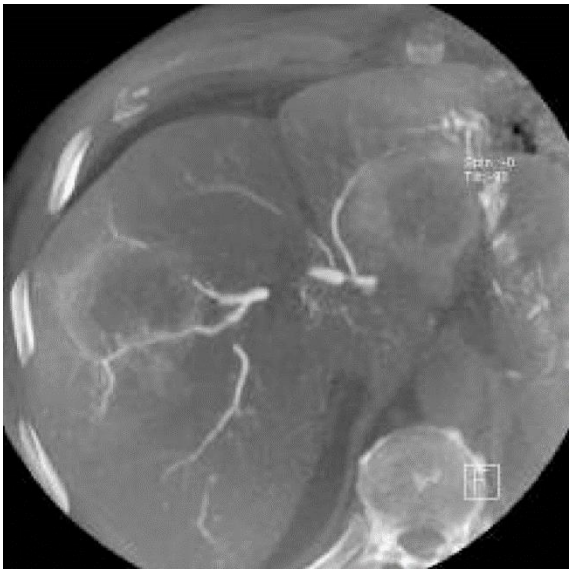
8.8. ÁBRA. Mozgási műtermék DSA képen.

A roadmapping (úttervezés) egy olyan kiegészítő képalkotási mód, amellyel létrehozható az erek anatómiai térképe, amely segíti a katéter irányítását a tekervényes erekben (így kevesebb kontrasztanyag és dózis szükséges). A roadmap nagyon egyszerűen létrehozható egy kontrasztanyaggal töltött véredényekről készült felvétel felhasználásával, vagy összetettebb módon a kontrasztanyag beadása utáni felvételsorozatból összekombinálva minden egyes képpixelre a legnagyobb átlátszatlanságú értéket. Így a kontrasztanyaggal feltöltött véredényekről lényegében egy maximális intenzitású vetületi kép készül, ami biztosítja a viszonylag egyenletes jelet a véredény egészén, mivel kevésbé befolyásolja a kontrasztanyag kimosódása. Egy fejlettebb változata ennek a módszernek, amikor a kontrasztanyagos képekből kivonnak egy átvilágítási maszk felvételt. Ez ugyan hasonló a DSA-hoz, mégis kisebb dózissal jár. A roadmap felvétele megjelenhet az élő képpel egyidejűleg egy másik monitoron, leggyakrabban azonban csak az élő átvilágítási képre szuperponálva

jelenítik meg. A roadmap felvételét gyakran a szürkeskála mentén invertálják a szuperpozíció előtt.

A végtagi keringés lefutásáról alkotható kép egy kontrasztanyag bólus követésével, ahogy az a beadás helyétől eljut a végtagi érhálózatba, leggyakrabban a lábba. Sok angiográfiás rendszer léptető üzemmódban működik a lefutás vizsgálatakor, végiglépve a páciens teste mentén, minden lépésnél felvételezve. Ezek a felvételek bizonyos mértékben átfednek, a legtöbbször 1/3-nyit, a teljes anatómiai lefedettség biztosításához. Ez a fajta vizsgálat kompenzáló szűrők alkalmazását kívánja meg, hogy a páciens lábai mentén a képreceptor dózisa állandó legyen. A kompenzáló szűrő a rendszerhez képest lehet külső, mint például az ékszűrő vagy formázó szűrő a páciens lábai mentén, vagy a rendszer részét alkotó ékalakú fém szűrő, akár kívülről helyezik a kollimátorra, akár beépített.

A rotációs angiográfia is egy kiegészítő képalkotási mód, amelyet leggyakrabban vaszkuláris, intervenciós, illetve neurointervenciós radiológiában alkalmaznak. Egy alap képsorozat készül, amint a C-ív (lásd alább) a páciens körül körbefordul. A vizsgálat során kontrasztanyag beadás is történhet. Az alap képsorozatot ismétlődő moziként (cine loop – egymásutáni felvételek folyamatos megjelenítése) is meg lehet tekinteni, és gyakran CBCT képrekonstrukcióhoz használják (8.9. ábra). A képek axiális, koronális és szagittális síkokban, de akár tetszőlegesen görbített sík mentén is rekonstruálhatók. Gyakran a maximális intenzitású vetületi képet is elkészítik a jódkontraszt kisebb erekben való jobb láthatóvá tételére. Egyes gyártók lehetőséget kínálnak arra is, hogy a CT képeket 3D-ben jelenítsék meg és szubtrakciós rotációs angiográfiát végezzenek.



8.9. ÁBRA. Rotációs angiográfiás alap képsorozatból rekonstruált axiális kép.

8.5. ALKALMAZÁSSPECIFIKUS KIALAKÍTÁS

Az átvilágító rendszereket sokféleképpen lehet kialakítani. A leggyakoribb kialakításban a röntgencső a páciensasztal alatt helyezkedik el, míg a röntgenképerősítő és a kiegészítő egységek a páciensasztal fölött, egy mozgatható „toronyban” (8.10. ábra). A röntgenképerősítős egységre ólomfüggönyöket szerelnek, amelyek a kezelőt védik a páciensből szórt sugárzás ellen. Ez a konfiguráció általában a genitourinális (ivarszervi-húgyúti) és a gasztrointesztinális (gyomor-bélrendszeri) leképezéseknél használatos.



8.10. ÁBRA. Hagyományos átvilágító rendszer.

8.5.1. Távvezérelt átvilágító rendszerek

A távvezérelt átvilágító rendszereket általánosan alkalmazzák gasztrointesztinális vizsgálatokhoz, ezen belül bárium nyeléses és bárium beöntéses vizsgálatokhoz. Ezek a röntgenberendezések úgy vannak kialakítva, hogy a röntgencső az asztal fölött, a röntgenképerősítő egység pedig az asztal alatt helyezkedik el (8.11(a) ábra). A rendszer elforgatható, hogy igény szerint más irányú projekciók is megvalósíthatóak legyenek, illetve hogy a páciens testében a kontrasztanyag megfelelő eloszlását elősegítsék. A berendezés beállítható függőlegesen is, hogy ülő páciensről is lehessen vizsgálatokat végezni, mint például a bárium nyelés esetén (8.11(b) ábra). A fókusz–kép távolság legtöbbször folytonosan állítható két végpont között, és egy távvezérlésű leszorító kúp (palpátor) is rendelkezésre állhat a radiológus számára, hogy a levegő és a bárium kontrasztját a páciens hasán belül befolyásolni tudja. A távvezérléses átvilágító helyiségek használatának egyértelmű előnyei vannak, mégpedig a sugárvédelem

vonatkozásában, mivel így a kezelő és a kisegítő személyzet szórt sugárzásnak való kitettsége nagymértékben csökken. A fókusz-kép távolságot a lehető legnagyobbra állítva a páciens belépőoldali bőrdózisa (lásd 20. és 21. fejezet) is csökkenthető mintegy 15–20%-kal. A távvezérléses átvilágító helyiségek azonban drágábbak a hagyományosaknál, és gyakran alkalmatlanok gyermekek vizsgálatára, akik szoros felügyeletet igényelnek. Ha egy komplikált esetben valakinek a páciens mellett kell maradnia, annak a személyi sugárterhelése – a röntgencső asztal fölötti helyzete és a beépített sugárárnyékolások hiánya miatt – sokkal nagyobb lehet.



8.11. ÁBRA. Távvezérelt átvilágító (a) hanyatt fektetett (pl. bárium beöntés) és (b) ülő (pl. bárium nyeléses) helyzetű vizsgálatokhoz beállítva.

8.5.2. Vaszkuláris és intervenciós radiológia

A vaszkuláris (angiográfiás) és intervenciós radiológiai eljárásokat általában C-íves átvilágító röntgenberendezéssel felszerelt, erre a célra kialakított angiográfiás laboratóriumokban végzik. A C-íves átvilágító röntgenberendezés egymással mechanikusan összekapcsolt röntgencsőből és képreceptorból áll. A röntgencső és a képreceptor egymással összehangolva forog egy pont körül, amelyet izocentrumnak neveznek és ez a pont a C-ív forgatása során mindig a FOV középpontjában marad. Az asztal gyakran tartókonzolos, hogy a vizsgálatok során a C-ív páciens körüli folytonos, akadálymentes forgatása lehetséges legyen. Az angiográfiás és intervenciós munkahelyek nagyobb teljesítményű röntgengenerátorokkal és nagyobb hőkapacitású, víz- vagy olajhűtéses röntgencsövekkel vannak felszerelve. Továbbá gyakran beépítenek változtatható spektrumformáló szűrőket, amelyek a jódkontraszt maximalizálására szolgálnak, a páciensdózis elfogadható szinten tartása mellett. Az angiográfiás és intervenciós munkahelyeken alkalmazott röntgenképerősítők átmérője tipikusan 28 és 40 cm közé esik.

8.5.3. Kardiológia

Az intervenciós kardiológiai munkahelyek ugyancsak C-íves átvilágító röntgenberendezést használnak, a páciens körüli tetszőleges szögű, könnyű pozicionálhatóság érdekében. A kardiológiai rendszerek egy- vagy kétkarúak (single plane, biplane) lehetnek. A kétkarú rendszerek két C-ívet használnak, amelyek a páciens körül egymástól függetlenül pozicionálhatóak, hogy egyetlen kontrasztanyag-beadással két, egyidejű digitális képadatgyűjtést végezzenek. Ez azért fontos, mert a jódos kontrasztanyagok a vesére mérgezőek (nefrotoxikus), így az egyszerre beadható teljes kontrasztanyag-mennyiség – a páciens testtömegétől függően – korlátozott. Ez különösen kritikus a gyermekgyógyászati katéteres munkahelyeken, a gyermekek kisebb testtömege miatt, amely gyakran erősen korlátozza a képalkotáshoz beadható kontrasztanyag mennyiségét, továbbá kritikus a vérerek kisebb mérete miatt is, amelyek az elfogadható láthatósághoz nagyobb jódkoncentrációt igényelnek.

A szívvizsgálatokhoz alkalmazott képreceptorok kisebb méretűek, mint az angiográfiában használatosak, a szív kisebb méretének köszönhetően. A kardiológiai képalkotásban a tipikus röntgenképerősítő mérete a 23 cm. Néhány újabb síkképreceptoros kardiológiai katéteres munkahely az elsődleges „A” síkhoz nagyobb (30 cm × 40 cm-es) képreceptort tartalmaz, amely lehetővé tesz egyéb kapcsolódó képalkotási üzemmódokat is, mint például a lefutás leképezése vagy a rotációs angiográfia. Az oldalirányú vagy „B” síkbeli képreceptor ilyenkor is a szokásos kardiológiai méreteknek megfelelő.

8.5.4. Neuroradiológia

A neuroradiológiai röntgenberendezések nagyon hasonlóak a kardiológiaiakhoz, minthogy a megkívánt FOV-ok hasonlóak.

8.5.5. Mobil átvilágítók

A mobil átvilágítókat kerekekre szerelik, hogy egyik helyről a másikra lehessen őket mozgatni. Ezek akkor hasznosak, ha a költségek miatt nem indokolt egy állandó átvilágító helyiséget kialakítani, vagy amikor több, egymáshoz közeli helyiségben is szükség van átvilágításra, például műtők esetén (lásd 10. fejezet). A mobil átvilágítók többnyire kisebb fókusz–kép távolságot alkalmaznak és kisebb FOV-okat is, mint másféle átvilágítók.

8.6. KIEGÉSZÍTŐ TUDNIVALÓK

A fejlett átvilágítási módszerek és az átvilágító berendezések a digitális képadatgyűjtő eszközök gyors terjedésével együtt változnak. A film használata csökkenőben van, sőt sok esetben a speciális filmek már nem állnak rendelkezésre.

Más esetekben a röntgenfelvételi film–fóliás kazettaváltókhoz vagy a nagy sebességű, nagyformátumú filmváltókhoz szükséges precíziós mechanikai eszközök is elavultak.

8.6.1. Célzottfelvételi szerkezet

A célzottfelvételi szerkezeteket az átvilágítással irányított eljárások során használják röntgenfelvételek készítésére. Miközben az átvilágítás folyik, a röntgenfelvételi kazetta a mezőn kívül, egy ólomárnyékolt tartóban helyezkedik el. Amikor az orvos felvételt kíván készíteni, megnyom egy gombot, és a röntgenfelvételi kazetta kitolódik a röntgenképerősítő elé, de a szórt sugárzás elleni rács mögé. Amint az expozíció megtörtént, a szerkezet a kazettát kiadja, amelyet manuálisan kell kicserélni egy exponálatlan kazettára, amely azután visszakerül az ólomárnyékolt tartóba, amíg csak szükség nem lesz rá. A legtöbb célzottfelvételi szerkezet többféle képmezőosztási lehetőséget kínál, beleértve a teljes képméretre történő expozíciót, kettő vagy négy kép készítését egy film részterületeire stb. A célzottfelvételi szerkezetek használata ma is általános mind a hagyományos, mind a távvezérelt átvilágító rendszerekben.

8.6.2. Üzemmódok

8.6.2.1. Folytonos átvilágítás

A folytonos átvilágítás az átvilágítás legalapvetőbb formája. A röntgensugárnyaláb folyamatos, a videó képfrissítési gyakorisága 25 vagy 30 kép/s, ami 40 vagy 33 ms integrációs időt biztosít. Ez mozgó tárgyak esetén elmosódáshoz vezethet.

8.6.2.2. Impulzusüzemű átvilágítás

A korszerű átvilágító berendezések már alkalmasak impulzusüzemű átvilágításra is. Ha megfelelően vannak konfigurálva, akkor az impulzusüzem számos előnnyel bír a folyamatos átvilágításhoz képest, ideértve:

- Kisebb sugárdózis, ha az átvilágítási impulzussűrűség 30 kép/s-nál kisebb.
- Jobb képminőség a mozgási életlenség csökkenése miatt, amely a rövidebb integrációs időnek köszönhető. Az impulzusüzem „befagyasztja” a kép elemeit, ezáltal élesebb képeket és jobb képminőséget eredményez.
- Kisebb impulzussűrűségek esetén kisebb a csőterhelés.

Az impulzusüzemű átvilágítás élesebb képeket nyújt, gyorsabban mozgó szervek vagy a test belsejében lévő mozgó eszközök esetén azonban az időbeli felbontás csökkenése a kisebb képfrekvenciáknál esetleg elfogadhatatlan lehet.

Ezekben az esetekben a nagyobb képfrekvenciák biztosítanak nagyobb időbeli felbontást.

8.6.2.3. Rácsvezérlésű vagy rácskapcsolású röntgencsövek

Az impulzusüzemű átvilágítás megvalósítható impulzusüzemben működő röntgengenerátorral, de rácsvezérlésű vagy rácskapcsolású röntgencsővel is. Az átvilágító helyiségek nagy részében alkalmazott hosszú nagyfeszültségű kábelek jelentős kapacitással rendelkeznek. Ennek következményeként a generátor által leadott teljesítmény a röntgencsőre kapcsolva marad az impulzusok közötti kikapcsolások alatt is. Ez szükségtelen páciensdózist okoz, és esetlegesen további mozgási életlenséget is. A rácsvezérlésű röntgencső a katódszál közelében egy negatív előfeszítésű ráccsal bír, amely a katódtól az anód felé áramló elektronnyalábot meg tudja állítani, így megakadályozva, hogy az impulzusok közötti szünetekben nem kívánt röntgensugárzás keletkezzen.

8.6.2.4. Az impulzusüzemű átvilágítás és az ember vizuális rendszere

Mivel az emberi látórendszernek tipikusan 0,1 s-os integrációs ideje van (ami kisebb fényszintek esetén 0,2 s-ig is megnőhet), megvan az a képessége, hogy impulzusüzemű átvilágítás során egyetlen integrációs ciklus alatt több képet integráljon. Emiatt az egy képre jutó IAKR csökkenése esetén az átvilágítási képek zajosabbnak tűnnek. Az impulzussűrűség váltásakor az IAKR-t be lehet úgy állítani, hogy az figyelembe vegye ezt a jelenséget.

8.6.3. Rekurzív szűrés

Az átvilágítási képek természetükből eredően zajosak, de az IAKR növelésével elérhető zajcsökkentésnek az ára a páciensdózis megnövekedése. Azonban zajcsökkentést képfeldolgozással is meg lehet valósítani, beleértve a képek átlagolását. A rekurzív szűrés egy olyan képfeldolgozási eljárás, amely a legutolsó átvilágítási képet és több, azt megelőző képkockát részlegesen kombinál, hogy a megjelenített képen csökkentse a zajt. A rekurzív szűrési eljárást matematikailag a következő képlettel lehet leírni:

$$\text{képkocka}_{\text{megjelenő}} = \sum_{i=N-n}^{N} f_i w_i \tag{8.1}$$

ahol w_i az előre meghatározott súlytényező és f_i az i-edik képkocka a videópuffertárolóban.

Így a rekurzív szűrés egy mozgó-szűrés, amely a pillanatnyi átvilágítási képhez számos korábbi képkockából ad hozzá információt, így csökkenti a végső kép zaját.

A (röntgen)kvantumzaj és a videókamerából vagy a képreceptorból eredő additív zajok átlagolódnak. Ennek ellenére lehetnek azonban a zajcsökkentésnek hátrányai is. A rekurzív szűrés akkor működik jól, ha az egyik képkockáról a másikra való átmenetben a változások kicsik. Azokban az anatómiai régiókban, ahol gyors mozgás van, az erős rekurzív szűrés elfogadhatatlan mértékű mesterséges késleltetéshez vezethet. Mesterséges késleltetés léphet fel akkor is, ha eszközöket mozgatnak gyorsan, vagy ha a páciensasztal elmozdul. A legtöbb modern átvilágító rendszerben van mozgásérzékelő algoritmus, vagy más módszer a mesterséges késleltetés megakadályozására. Ezek az algoritmusok azt ellenőrzik, hogy az egyes képpixelekben mekkora a változás az egyik képkockáról a másikra, és ha a változás meghalad egy előre kijelölt küszöbértéket, akkor a rekurzív szűrés erősségét csökkentik, vagy leállítják mindaddig, amíg a kép nem stabilizálódik, azután a szűrés, amely az átvilágítási kontrasztot is csökkenti, visszaáll a normális értékére. A szűrés erőssége, ami szintén csökkenti az átvilágítási kontrasztot, összefügg mind az alkalmazott w_i súlytényezőkkel, mind a kombinációba bevont átvilágítási képkockák (N-n) számával.

8.7. AZ ÁTVILÁGÍTÁS DOZIMETRIAI KÉRDÉSEI

Az átvilágításból származó páciensdózisok leírására használatos dozimetriai mennyiségeket a 22.4.5. szakasz írja le. Fontos megjegyezni, hogy az átvilágítás, különösen intervenciós eljárások során, egyaránt okozhat sztochasztikus és determinisztikus (szöveti) hatásokat. Elsősorban a sugárzás okozta bőrkárosodások azok, amelyek egy bizonyos dózis túllépésekor jelennek meg (lásd 20. fejezet). A következőkben tárgyaltak kizárólag az átvilágítási eljárások determinisztikus hatásaira koncentrálnak, és ez esetben a páciensdózisra történő bármilyen utalás a bőrdózisra értendő.

8.7.1. Bőrdózis-indikátorok

A bőrdózisra vonatkozó dozimetriai indikátorok lehetnek közvetlenek („valós idejű”) vagy lehetnek olyanok, amelyeket csak a besugárzási esemény után határoznak meg. Közvetlen indikátorokra példa a kerma–terület szorzat (KAP) és a $K_{a,r}$ referencia levegőkerma, míg a közvetett módszerek közé tartozik a termolumineszcens dózismérők (TLD) alkalmazása, az optikailag stimulált lumineszcencia vagy a félvezető detektorok, továbbá a röntgenfelvételi vagy önhívó filmek használata (lásd 21. fejezet).

8.7.1.1. Átvilágítás időzítők

Az átvilágítási idő széles körben használatos, mint a páciensdózist helyettesítő mennyiség, minthogy az átvilágító berendezéseken ez általánosan hozzáférhető. Ez azonban távol áll az ideálistól, mivel figyelmen kívül hagy a páciensdózishoz járuló

számos tényezőt, ideértve a digitális képadatgyűjtővel (DR felvétel) végzett képalkotást is. A DR felvétel gyakran, bár nem mindig, a páciensdózis legjelentősebb összetevője az átvilágítókkal való vizsgálatok során.

8.7.1.2. KAP

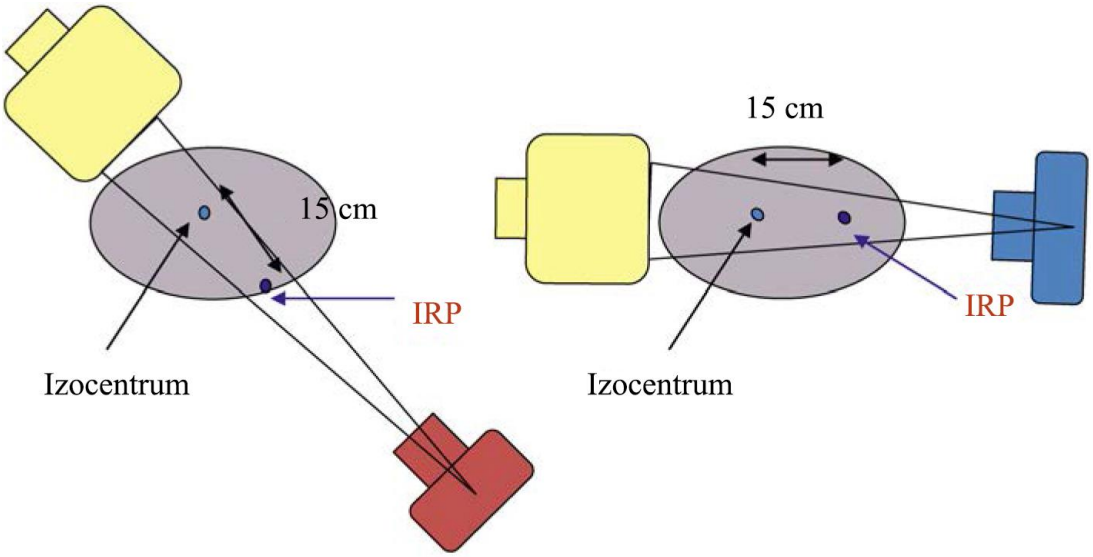
A KAP-ot lehet közvetlenül mérni KAP-mérővel, vagy lehet számítani ismert üzemi paraméterekből. Ennek egyes részleteit a 20. és a 21. fejezet tárgyalja. Míg a KAP ideális mennyiség a sztochasztikus kockázat becslésére, a bőrdózis indikátoraként korlátozott a használhatósága. Ha azonban kellő óvatossággal vetik össze a közvetlen bőrdózismméréssel, úgy egyes eljárások során felhasználható figyelmeztetési szintek meghatározására, amelyek a kezelőt figyelmeztetik a bőrkárosodás lehetséges kockázatára.

8.7.1.3. Referenciaponti levegőkerma

A $K_{a,r}$ referenciaponti levegőkerma vagy a kumulatív dózis (CD) az ún. intervenciós referenciapont (IRP) kumulatív levegőkermája, az átvilágítással irányított eljárás bármely időpillanatában. Az IRP az izocentrumtól a fókusz irányában 15 cm-re lévő pont (8.12. ábra). Az IRP helye nem változik a C-ív mozgatásával vagy a fókusz–kép távolság változtatásával. A $K_{a,r}$ az a mennyiség, amely az átvilágítással irányított eljárások során a legközvetlenebb összefüggésben áll a bőrdózissal, minthogy minden, ami a bőrdózishoz járulékot ad (azaz az átvilágítás és a digitális képadatgyűjtéses leképezés [DR-felvételek]), benne foglaltatik.

8.7.1.4. Csúcs bőrdózis

A csúcs bőrdózis (PSD) a páciens bőrének bármely pontján elszenvedett legnagyobb dózist jelenti. A gyakorlatban nehéz a PSD-t kellő pontossággal meghatározni. Figyelemmel kell lenni arra, hogy a kumulatív dózis, amelyet a tér egy adott pontjában mértek, nem feltétlenül a páciens bőrfelületére esik (8.12. ábra). Még abban az esetben is, amikor az IRP egzaktul a bőrfelszínen helyezkedik el, a visszaszórás megnöveli a PSD értékét mintegy 30–40%-kal a kijelzett CD-hez képest.



8.12. ÁBRA. Az intervenciós referenciapont (IRP) vázlata.

A PSD-t különböző dózismérőkkel, bizonyos pontossággal lehet mérni. Hosszú idő óta használnak TLD elrendezéseket és hagyományos filmeket, de a legígéretesebb módszernek az önhívó film tűnik.

Végül meg kell jegyezni, hogy a több C-ív használata esetén a CD és a KAP túlbecsülheti a PSD-t. Tekintsünk egy vizsgálatot két különálló, nem átfedő röntgensugárnyaláb belépőfelülettel a páciens bőrén. Ha a sugármeneti idő a két terület között egyenlő arányban oszlik meg, akkor a PSD értéke várhatóan éppen a fele a teljes bőrdózisnak.

Egy másik korlátozást jelent egy nagyobb sugárgyengítésű asztal használata, amelyre tekintettel kell lenni, ha a CD-t vagy a KAP-ot összehasonlítjuk a PSD-vel. A legpontosabb becsléseket úgy kaphatjuk, ha a CD vagy a KAP értékeit a mért bőrdózisokhoz kalibráljuk.

8.7.2. Sugárvédelmi megfontolások a páciens védelme szempontjából

A 24. fejezet az általános sugárvédelmi kérdéseket részletezi, beleértve a foglalkozási sugárterhelés monitorozását és az árnyékolási követelményeket is. Az átvilágítással irányított eljárások nagy páciensdózist és nagy személyi dózisokat eredményezhetnek, így az átvilágítási képalkotási eljárásoknak egy kritikus összetevője a sugárvédelem. Általánosságban a kezelő részéről a helyes gyakorlat követése az átvilágítással irányított eljárás biztonságos lefolytatásához szükséges páciensdózis minimalizálását jelenti. A helyes gyakorlat a legjobb képminőséget a legkisebb sugárdózis mellett eredményező, általánosan ismert módszerek alkalmazását jelenti. Ezekbe – egyebek mellett – beletartoznak az alábbiak:

- A páciens minél távolabb helyezése a röntgensugárforrástól;
- A képreceptor lehető legközelebb helyezése a pácienshez (ne legyen légrés);
- Az eljárás által megkívánt legkisebb elektronikus nagyítás használata (azaz a legnagyobb FOV);
- A röntgensugárnyaláb szigorú leszűkítése a tárgyérdekű anatómiai területre.

A helyes gyakorlat mellett alkalmazni kell a berendezésen rendelkezésre álló összes lehetséges dóziscsökkentő eszközt. A gyártók által beépített távtartók arra valók, hogy biztosítsák a fókusz és a páciens közötti minimális távolságot. A kezelők ezeket gyakran kényelmetlennek találják, ezért gyakran eltávolítják és lehagyják a berendezésről. A távtartók eltávolításával a sugárforrás–bőr távolság csökkenése a páciens belépőoldali bőrfelszínét érő levegőkerma-teljesítményt mintegy 100%-kal megnövelheti. Kisméretű páciensek (gyermekek) és vékony testrészek (végtagok) leképezése esetén a szórt sugárzás elleni rácsot el kell távolítani.

A legtöbb modern átvilágító rendszer további eszközöket/lehetőségeket is biztosít a páciens és a kezelő dózisának csökkentésére. Az utolsó kép megtartása (LIH – last image hold) egy olyan eszköz, amely az utolsó átvilágítási képet a kijelzőn mindaddig megőrzi, míg az átvilágítás újra nem indul vagy újabb DR-felvétel nem készül. Ez lehetővé teszi az orvos számára, hogy az állóképet további sugárzás nélkül vizsgálja. Sok rendszer azt is lehetővé teszi a kezelőnek, hogy az utolsó átvilágítási képet eltárolja a tartós képtárba ahelyett, hogy egy DR-felvételt készítene. Egyes rendszerek ezt még tovább is bővítik azáltal, hogy DR-felvételsorozat készítése helyett lehetőséget kínálnak az éppen befejezett teljes átvilágítási képsorozat archiválására.

8.7.3. Sugárvédelmi megfontolások a személyzet védelme szempontjából

A foglalkozási sugárterhelésre vonatkozó megfontolások gyakran a három alapvető sugárvédelmi módszer: az idő-, a távolságvédelem és az árnyékolás kombinációi. A kezelőt és az átvilágítással irányított eljárások során a műtőben tartózkodó további személyeket szórt sugárzás éri, és ezáltal mind a sztochasztikus hatások kockázatának, beleértve a daganatos elváltozásokat, mind pedig a determinisztikus hatásoknak, mégpedig a szürkehályog kockázatának egyaránt ki vannak téve (a további részleteket lásd a 20. fejezetben).

A személyzet nélkülözhető tagjainak lehetőleg el kell hagyniuk a helyiséget a sugármenet alatt, azoknak pedig, akik bent maradnak, ólomból vagy más ólommentes anyagból készült védőruházatot kell viselniük. A mozgatható védőárnyékolások nagyon hasznosak az eljárás során bent tartózkodó személyek sugárterhelésének csökkentésére, a mennyezeti függesztésű védőpajzsok pedig az orvos arcát, szemét és nyakát védik a páciens közelében. Fontos megjegyezni, hogy a legnagyobb szórtsugárzási terek a páciens bemenőoldalát érő sugármező környékén lépnek fel,

ezért ha a kezelő személy a képreceptorhoz áll közelebb, az rendszerint kisebb foglalkozási sugárterheléssel jár.

HIVATKOZÁS

[8.1] BUGBY, S., JAMBI, L., LEES, J., A comparison of CsI:Tl and GOS in a scintillator-CCD detector for nuclear medicine imaging. Journal of Instrumentation 11(09):P09009-P09009; 10.1088/1748-0221/11/09/P09009;
Licence terms: https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/
Available from: https://www.researchgate.net/figure/Scanning-electron-microscope-images-of-cleaved-edge-of-CsITl-scintillator-Tightly_fig1_308574653 (hozzáférés: 2023. aug. 6.); unmodified reproduction of figure 1.

IRODALOMJEGYZÉK

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Functionality and Operation of Fluoroscopic Automatic Brightness Control/Automatic Dose Rate Control Logic in Modern Cardiovascular and Interventional Angiography Systems, AAPM Rep. 125, AAPM, College Park, MD (2012).

AUFRICHTIG, R., XUE, P., THOMAS, C.W., GILMORE, G.C., WILSON, D.L., Perceptual comparison of pulsed and continuous fluoroscopy, Med. Phys. **21** 2 (1994) 245–256.

BALTER, S., Methods for measuring fluoroscopic skin dose, Pediatr. Radiol. **36** Suppl. 2 (2006) 136–140.

BALTER, S., HOPEWELL, J.W., MILLER, D.L., WAGNER, L.K., ZELEFSKY, M.J., Fluoroscopically guided interventional procedures: A review of radiation effects on patients' skin and hair, Radiology **254** 2 (2010) 326–341.

COWEN, A.R., DAVIES, A.G., SIVANATHAN, M.U., "The design and imaging characteristics of dynamic, solid-state, flat-panel X-ray image detectors for digital fluoroscopy and fluorography", Clin. Radiol. 63 (2008) 1073–1085.

GEISE, R.A., Fluoroscopy: Recording of fluoroscopic images and automatic exposure control, Radiographics **21** (2001) 227–236.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, Publication 85, ICRP, Stockholm (2001).

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment – Part 2-43: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Interventional procedures, IEC 60601-2-43, IEC, Geneva (2010).

KOCH, A., et al., "Detective quantum efficiency of an X-ray image intensifier chain as a benchmark for amorphous silicon flat panel detectors", Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging (ANTONUK, L.E., YAFFE, M.J., Eds), SPIE, Bellingham, WA (2001) 115–120.

MAHESH, M., Fluoroscopy: Patient radiation exposure issues, Radiographics **21** (2001) 1033–1045.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION, Radiation Dose Management for Fluoroscopically-guided Interventional Medical Procedures, Rep. 168, NCRP, Bethesda, MD (2010).

POOLEY, R.A., McKINNEY, J.M., MILLER, D.A., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Digital fluoroscopy, Radiographics **21** (2001) 521–534.

SCHUELER, B.A., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: General overview of fluoroscopic imaging, Radiographics **20** (2000) 1115–1126.

VAN LYSEL, M.S., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Fluoroscopy — optical coupling and the video system, Radiographics **20** (2000) 1769–1786.

WANG, J., BLACKBURN, T.J., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray image intensifiers for fluoroscopy, Radiographics **20** (2000) 1471–1477.

9. fejezet

MAMMOGRÁFIA

M. J. YAFFE
University of Toronto,
Toronto, Kanada

Fordította: Dr. Porubszky Tamás

A. D. A. MAIDMENT
University of Pennsylvania,
Philadelphia, Amerikai Egyesült Államok

Lektorálta: Dr. Balkay László

9.1. BEVEZETÉS

Az emlőrák a nők egyik legfőbb gyilkosa. Az International Agency for Research on Cancer (Nemzetközi Rákkutató Ügynökség) becslése szerint 2008-ban a világon 1,38 millió nőnél diagnosztizáltak emlőrákot, több mint 458.000 halálesettel. Az előidézői ma még nem ismeretesek; viszont bizonyított tény, hogy a betegség korai felismerése jelentős mértékben csökkenti a halálozást.

9.2. A MAMMOGRÁFIA RADIOLÓGIAI KÖVETELMÉNYEI

A mammográfia az emlő vizsgálatára optimalizált radiológiai eljárás. A mammográfia sok nő számára egy nagyon hatékony módszert jelent az emlőrák korai stádiumban való felismerésére. A mammográfiát alkalmazzák mind tünetekkel rendelkező páciensekre (klinikai mammográfia), mind pedig adott korcsoportokba tartozó, tünetmentes nők szűrővizsgálatára. Egy tipikus mammográfiás vizsgálat mind a két emlő egy vagy két nézetből történő felvételét magában foglalja. A szokásos képirányok a kraniokaudális és a mediolaterális ferde. Erre egy példát mutat a 9.1. ábra (lásd még e könyv függelékét). Míg a mammográfiát alapvetően az emlőrák észlelésére alkalmazzák, értékes segítséget nyújt a gyanús régiók műtét előtti lokalizálásában és a biopsziák vezérlésében is.

Az emlőrák észlelése a mammogramon látható négyféle jel alapján történhet:

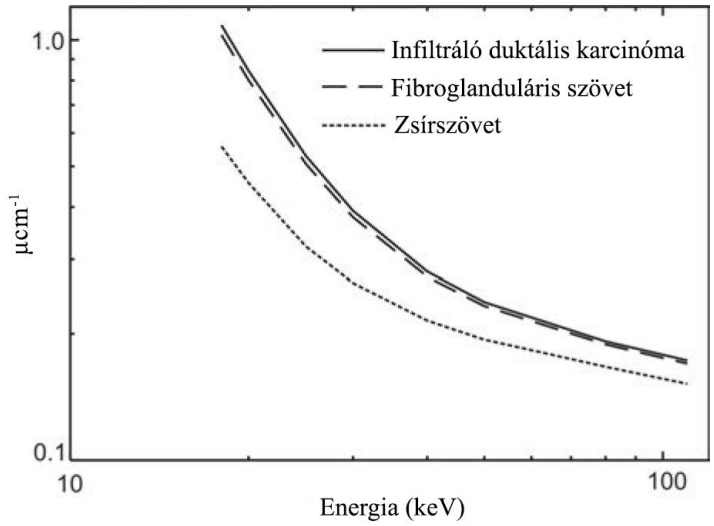
(i) A tumortömeg jellegzetes morfológiája, amely szabálytalan határokkal rendelkezhet és tartalmazhat spikulákat (spicula, tüskécske);
(ii) Bizonyos ásványlerakódások megjelenése, amelyek mikrokalcifikációnak nevezett pettyenként jelennek meg;

(iii) Felépítésbeli torzulások a normális szöveti mintázatokban, amelyeket a betegség okoz;
(iv) A bal és jobb emlők megfelelő részei közötti aszimmetria.

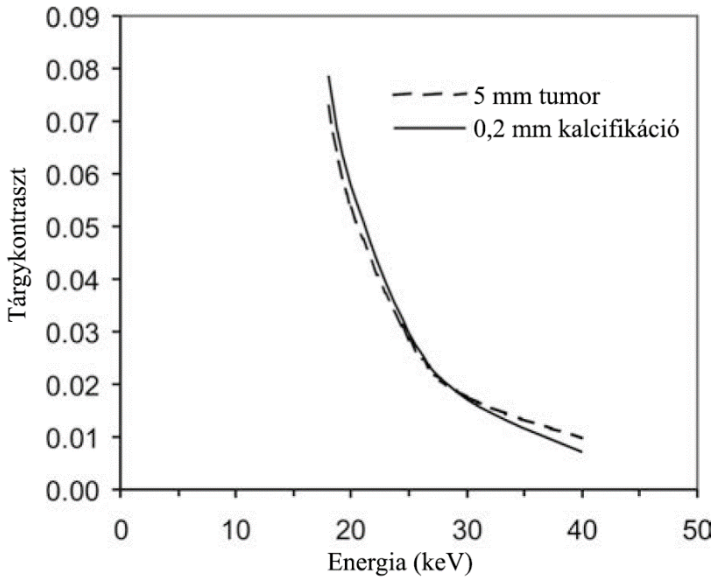


9.1. ÁBRA. Mediolaterális ferde mammogram. Ennél a projekciónál a mellkasi izom az emlőbimbóhoz képest lejjebb látszik. Ezen a mammogramon jellegzetes jóindulatú kalcifikációk láthatóak.

A 9.2. ábra az emlőben található háromféle anyag (lineáris) röntgen-sugárgyengítési együtthatóit mutatja be az energia függvényében: zsírszövet, normális fibroglanduláris (rostosmirigyes) szövet és infiltráló (beszűrődő) duktális (csövecskés) karcinóma (az emlőtumor egy fajtája). Mind maguk a sugárgyengítési együtthatók, mind a közöttük lévő különbségek az energia növekedésével csökkennek, mely nemcsak a kép létrehozásához szükséges sugárdózist csökkenti, hanem a képkontrasztot is. Amint a 9.3. ábra mutatja, a röntgen tárgykontraszt szükségképpen csökken a röntgenenergia növekedésével. Meg kell jegyezni, hogy az emlőben lévő, akár csak kis kalcifikációk tárgykontrasztja is hasonló a tumorszövetekéhez, mivel a kalcium és az emlőszövet sugárgyengítési együtthatói között nagyobb a különbség.



9.2. ÁBRA. A μ lineáris röntgen-sugárgyengítési együttható függése a röntgenenergiától.



9.3. ÁBRA. A képkontraszt függése a röntgenenergiától.

A mammográfiai képminőséggel szemben támasztott alapkövetelmények a 6. fejezetben ismertetett általános radiológiai elvek egy speciális esetét jelentik, az emlőrák radiológiai jeleinek észlelésére vonatkozó különleges képalkotási feladathoz igazodva. A következőkben a fizikai követelményeket foglaljuk össze.

A képalkotó rendszernek elegendően nagy térbeli felbontással kell rendelkeznie nagy térbeli frekvenciákon, hogy az emlőben előforduló finom struktúrák határait ábrázolhassa. Az akár 50 μm-ig terjedő finomságú szerkezeti részleteket megfelelően kell felbontani. Az emlőbeli szövetstruktúrák röntgen-elnyelésének eltérései okozzák az áteresztett röntgenjel eltéréseit, ezáltal a képkontraszt alapvető forrását képezik.

Amint a 9.2. és a 9.3. ábra mutatta, az emlő szövetei önmagukban igen csekély kontrasztúak, ezért a szövetek összetételbeli különbségeinek kimutatásához alacsony energiájú röntgenspektrumok alkalmazása szükséges. Az emlő fizikai méreteiben és belső összetételében mutatkozó különbségek, valamint az életkortól függő változások széles dinamikatartományt követelnek meg. A röntgenfelvételi rács használata és a szoros kompresszió a sugárszórást bizonyos mértékben kompenzálja. A csekély kontrasztot mutató struktúrák észlelhetőségét tovább rontják a kép véletlenszerű ingadozásai, amit (kvantum)zajnak vagy sörétzajnak neveznek. Azonban emellett az emlő sugárérzékeny szerv, ami azt jelenti, legalábbis nagyobb dózisok esetén, hogy bizonyos kockázata van az emlőrák sugárzás okozta kialakulásának. Ezért kívánatos, hogy a magas diagnosztikai minőségű kép esetén lehetséges legkisebb elnyelt dózissal történjen a képalkotás. A következő szakaszok a mammográfiás képalkotó rendszer specializált részeit ismertetik, és felépítésük összefüggéseit az említett képminőségi tényezőkkel.

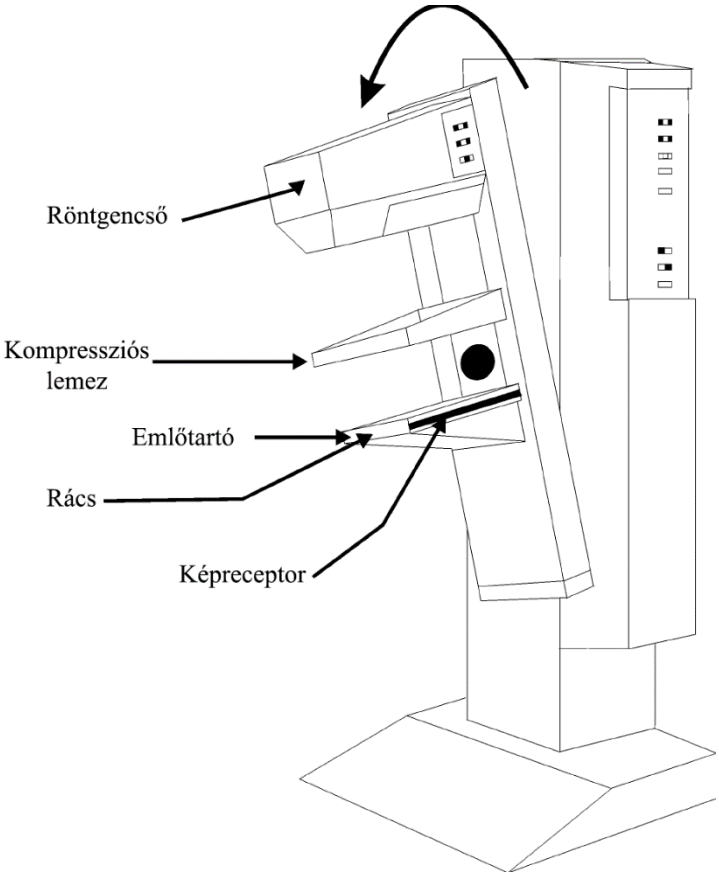
9.3. A RÖNTGENBERENDEZÉS

A mammográfiás egység egy röntgencsőből és egy képreceptorból áll, amelyek egy mechanikai szerkezet (gantry) átellentétes oldalaira vannak felszerelve. Minthogy az emlőt többféle irányból is szükséges leképezni, e szerkezet egy vízszintes tengely körül elforgatható, amint azt a 9.4. ábra mutatja. A különböző magasságú páciensek elhelyezhetősége érdekében a szerkezet magassága is állítható.

Ellentétben az általános célú röntgenfelvételi berendezések többségével, amelyeknél a képmező a röntgen-sugárforrás alatt központosítva kerül elhelyezésre, a mammográfiában a rendszer geometriája a 9.5(a) ábra szerinti. Itt a röntgensugárforrás fókuszából kiinduló függőleges egyenes éppen súrolja a páciens mellkasfalát, és merőlegesen metszi a képreceptor páciensheż legközelebbi szélét. Ha a röntgensugárnyaláb az emlő fölött központosítva lenne, amint az a 9.5(b) ábrán látható, akkor a mellkasfalhoz közeli szövetek egy része nem kerülne a képre.

A röntgencsőből kilépő röntgensugárzás áthalad a fém spektrumformáló szűrőn, egy nyalábhatároló rekeszen, valamint egy műanyag lemezen, amely az emlőtartóra szorítja az emlőt. Az emlőn és az emlőtartón áthaladó sugarak egy speciálisan

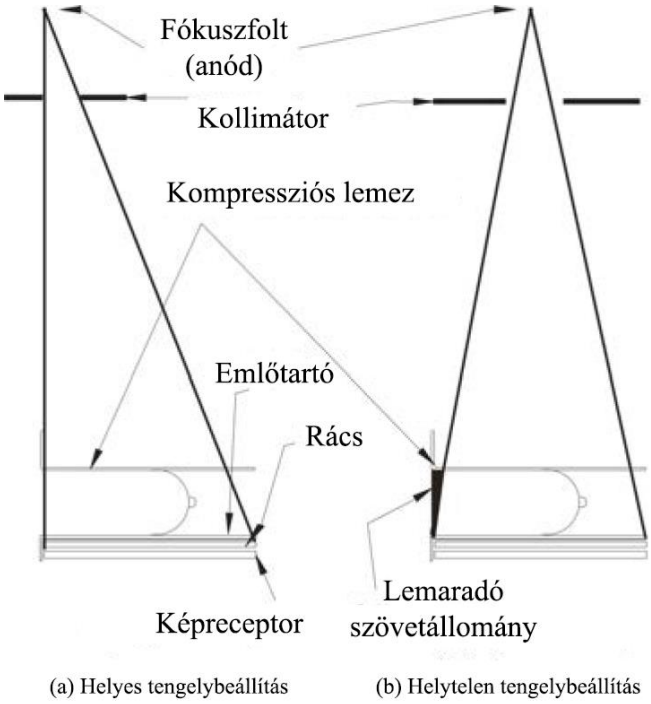
kialakított szórt sugárzás elleni rácsra esnek, azután pedig a képreceptorra. A képreceptoron kölcsönhatnak és energiájuk nagyobb részét helyben leadják. A film-fóliás, kazetta alapú mammográfiában a receptoron kölcsönhatás nélkül túljutó hányada a sugárnyalábnak az automatikus expozíciószabályozó (AEC) érzékelőjére érkezik. Más, digitális mammográfiás rendszerekben az AEC mechanizmusa a digitális képreceptor integrált részét képezi. A maradéksugárzást (maradék elsődleges sugárzást) minden rendszerben egy nyalábfogó gyengíti.



9.4. ÁBRA. Egy mammográfiás képalkotó rendszer vázlata.

9.3.1. Röntgencsövek, szűrők és spektrumok

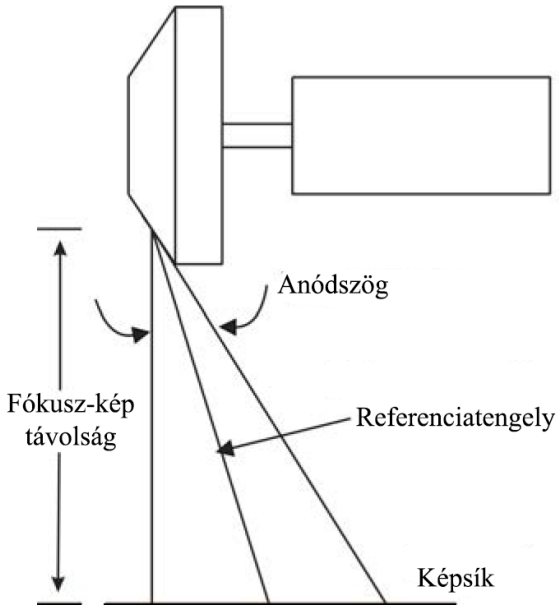
A korszerű mammográfiás rendszerekben a tápellátás általában nagyfrekvenciás (lásd 5.4.2.3. szakasz), és expozíció alatt egy közel egyenfeszültségű jelalakot ad. A röntgencső forgóanódú, amelyben a katódról kiinduló elektronok az anód célfelületét a merőlegeshez képest kis szögben érik (9.6. ábra).



9.5. ÁBRA. A képalkotáshoz alkalmazott rendszer geometriája. (a) helyes tengelybeállítás; (b) a helytelen tengelybeállítás miatt a képről lemaradó szövetállomány.

A korszerű berendezéseken a kontakt mammográfiára jellemző névleges fókuszméret 0,3 mm, míg a kisebb, 0,1 mm-es fókuszt elsősorban nagyított felvételhez használják. A névleges fókuszméretet az effektív fókuszmérethez képest adják meg, egy referenciatengelyre vonatkoztatva. Amint a 9.6. ábra mutatja, ez a referenciatengely, amely gyártónként eltérő lehet, általában a kép valamely felezőpontjára van vonatkoztatva. A fókusz effektív mérete monoton nő, ha a képmező anód felőli oldalától a katód felőli oldala felé tartunk, amint ezt az 5.7. ábra mutatja. A mammográfiás röntgencsövek katódoldala a páciens mellkasfalához van közel, mivel a katódoldalon van a legnagyobb kilépő röntgensugár-intenzitás, a páciens röntgensugár-gyengítése pedig általában a mellkasfali oldalnál a legnagyobb. Az emlőképalkotóknál a különböző fókuszméretekhez gyakorta eltérő anódszögek tartoznak. Másrészt magának a csőnek a szögbeállítása is változhat a fókuszméret és a kiválasztott anód anyagának függvényében.

A legtöbb mammográfiás röntgencsőnek berillium kilépőablaka van a vákuumcső és a külső légkör között, és nincs olaj a csövet elhagyó sugárnyaláb útjában. Az olaj, az üveg vagy bármely fém, amelyeket az általános célú csövekben alkalmaznak, a mammográfiában használatos energiatartományban túlzott sugárgyengítést eredményezne.



9.6. ÁBRA. Egy mammográfiás röntgencső geometriája (fókusz-kép távolság: FID). A merőleges egyenes a mellkasfalhoz illeszkedik. Adott gyártmány referenciatengelyét a gyártó határozza meg.

Amint az általános röntgenfelvételezésben is, meg kell próbálni meghatározni azt a röntgenspektrumot, amely a megfelelő kompromisszumot képviseli a sugárdózis és a képminőség között. A mammográfiában a spektrum formáját a röntgencsőfeszültség, az anód anyagának megválasztása, valamint a röntgencső és az emlő közé behelyezett fém szűrő anyaga és vastagsága határozza meg. A röntgenspektrum optimalizálásának startégiája a film–fóliás és a digitális mammográfiában meglehetősen eltérő. A film–fóliás mammográfiában a megjelenített kép kontrasztját a film adott gradiense korlátozza, míg a digitális mammográfiában a megjelenített kép minőségét a jel-zaj viszony korlátozza.

Az emlőképalkotás monoenergiás modellezése arra mutatott, hogy a film-fóliás mammográfia optimális energiája 18 és 23 keV közé esik, az emlő vastagságától és összetételétől függően. Azt találták, hogy a film-fóliás mammográfiában egy tipikus vastagságú és összetételű emlőre a molibdén (lásd 1.3 ábra) és a ródium (lásd a 9.1. táblázatot) karakterisztikus röntgenenergiái jó képalkotási teljesítményt nyújtanak. Emiatt a legtöbb mammográfiás berendezésben molibdén és/vagy ródium anódú röntgencsövet alkalmaznak. Minthogy a digitális mammográfiában a kontraszt a képmegjelenítés során is állítható, a nagyobb energiák itt optimálisabbak lehetnek. Emiatt egyes digitális mammográfiás berendezések röntgencsövei volfrám anódúak.

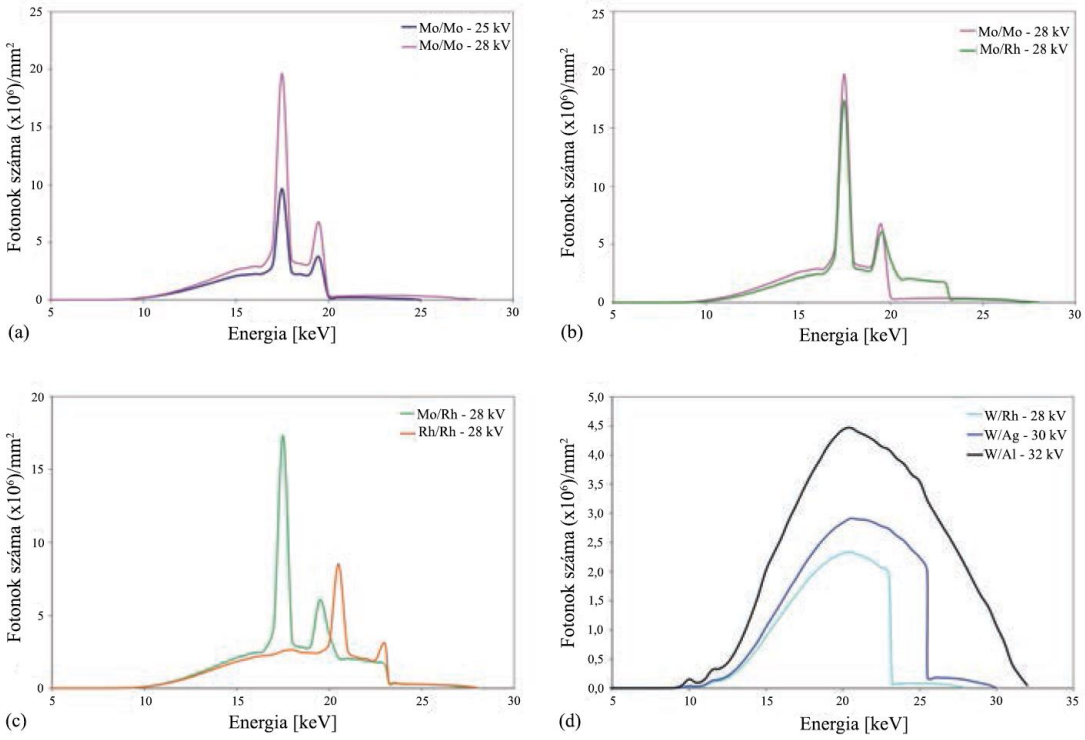
9.1. TÁBLÁZAT. KARAKTERISZTIKUS RÖNTGENENERGIÁK (keV) MOLIBDÉN (Mo) ÉS RÓDIUM (Rh) ANÓDÚ RÖNTGENCSÖVEK ESETÉN

Anód anyaga	$K_{\alpha 1}$	$K_{\alpha 2}$	$K_{\beta 1}$
Mo	17,48	17,37	19,61
Rh	20,22	20,07	22,72

Amint a hagyományos radiológiában, a mammográfiában is fém szűrőket alkalmaznak a nyaláb alacsony röntgenenergiájú összetevőinek szelektív kiszűrésére, mielőtt az elérné a pácienst. A mammográfiában a molibdén anódú röntgencsövekhez rendszerint 30-35 μm vastag molibdénszűrőt társítanak. Ez a szűrő energiaszelektív ablakként működik, amely gyengíti a sugárzást mind alacsony energiákon, mind pedig a 20 keV-nél lévő K-abszorpciós éle fölött, miközben a molibdén karakterisztikus sugárzását és az ahhoz közeli energiákon keletkező fékezési sugárzást viszonylag nagy arányban átengedi. Amint a 9.7(a) ábra mutatja, a létrejövő spektrumok a 17-20 keV tartományban a legnagyobb hozamúak.

Noha a molibdén (Mo/Mo) spektrumok viszonylag jól illeszkednek az átlagos sugárgyengítésű emlő leképezéséhez, a vastag, denz („sűrű") emlők leképezéséhez kissé magasabb energiák kívánatosak. Minthogy a molibdén anód spektrumát erősen a karakterisztikus sugárzás határozza meg, önmagában a csőfeszültség megnövelése a spektrum alakján nem változtat lényegesen (lásd 9.7(b) ábra). Azonban a nyaláb átlagos energiája megnövelhető a molibdénnél nagyobb rendszámú szűrők alkalmazásával. Például a ródiumnak (rendszáma 45) 23 keV-nél van a K-abszorpciós éle, ezáltal mind ezen energia fölött, mind pedig a lényegesen kisebb energiákon jelentős gyengítést okoz. A ródium szűrőt molibdén anódú csővel kombinálva, továbbá a kV-ot kissé megnövelve olyan spektrumokat kapunk, amely nagyobb áthatolóképességű (kisebb dózis) a Mo/Mo kombinációhoz képest. A 9.7(b) ábra egy Mo/Rh röntgenspektrumot mutat be.

A képalkotási teljesítőképesség tovább javítható, ha az effektív spektrális energiát hangolják eltérő anódanyagok és K-abszorpciós élszűrők kombinációjával. Erre az egyik példa a ródium anódot tartalmazó röntgencső. Ezzel az anódanyaggal 25-35 μm vastag ródium szűrőt kombinálnak. A 9.7(c) ábra a Rh-anóddal és Rh-szűrővel létrehozott spektrumot mutatja. Hasonlóképpen, főként a digitális mammográfiában, előnyösen alkalmazható a volfrám anód spektrumának K-héj szűrőzése a kifejezett K-karakterisztikus csúcsok hiánya miatt, ami rugalmasságot biztosít a spektrumformálásra szűrőkkel, amint azt a 9.7(d) ábra bemutatja. A volfrám anód spektrumát tipikusan alumíniumból, ródiumból vagy ezüstből készült szűrőkkel formálják.



9.7. ÁBRA. Példák mammográfiás röntgenspektrumokra.

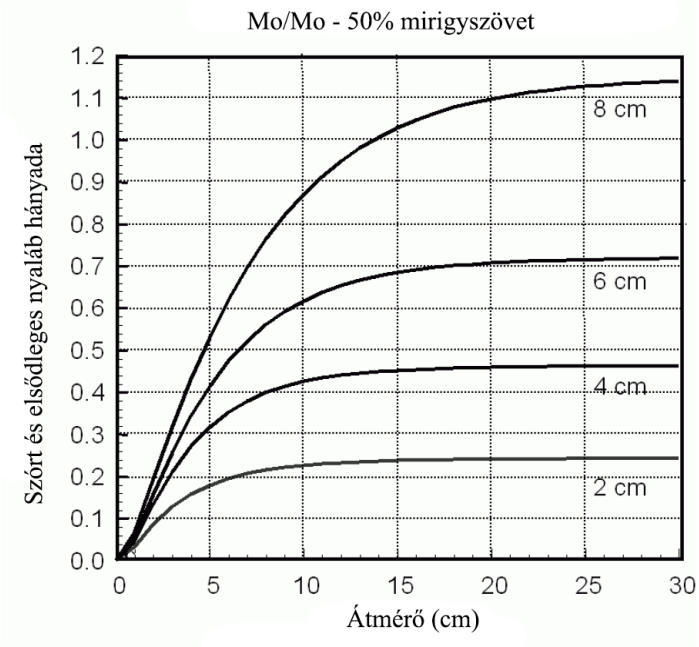
A film–fóliás mammográfiában a film adott karakterisztikus görbéje korlátozza a megfelelő energiatartomány beállításának lehetőségét; a kontrasztot és a zajt az emlőnek leadható elfogadható sugárdózis korlátozza. Digitális mammográfia esetén a film miatti korlátozások nem állnak fenn, és a képmegjelenítő gradiense szabadon állítható a képnéző munkaállomáson. Ez lehetőséget ad nagyobb energiájú sugárnyalábok használatára, hogy megnöveljük az egységnyi dózisra jutó SNR-t, és lehetőség legyen dóziscsökkentésre. Példaképpen míg a film–fóliás mammográfiában egy átlagos emlőre Mo anód és Mo szűrő mellett tipikusan 26 kV-ot szoktak beállítani, addig digitális mammográfia esetén Mo/Rh vagy Rh/Rh anód-szűrő kombináció mellett 28 vagy 29 kV állítható be, vagy volfrám anód mellett Ag vagy Rh szűrő használható, és hasonló kV érték állítható be.

9.3.2. Kompresszió

Számtalan oka van, hogy a mammográfiás vizsgálat során erőteljes (de nem fájdalmas) kompressziót alkalmazzanak az emlőre. A kompresszió (komprimálás) miatt az emlő különböző szövetei szétterülnek, csökkentve a különböző síkok egymásra szuperponálódását, ezáltal javítva a struktúrák láthatóságát. Ezt a hatást még hangsúlyozottabbá teheti a tény, hogy a különböző szövetek (zsírszövet, fibroglanduláris, rákos szövet) rugalmassága különböző, a különböző szövetek eltérő mértékű szétterülését eredményezve, és ezáltal esetlegesen a rák felismerését megkönnyítve.

Mint a röntgenfelvételezés többi területén, úgy a mammogramon is rontja a kontrasztot a szórt sugárzás. A kompresszió alkalmazása csökkenti a képreceptort elérő szórt és áteresztett direkt sugárzás arányát. A 9.8. ábra számszerűsíti az emlővastagság hatását a szórásra. A kompresszió emellett csökkenti az emlőn belüli bármely sík képreceptortól való távolságát is, ezáltal csökken a geometriai életlenség. A komprimált emlő összességében kisebb sugárgyengítést okoz, ami lehetővé teszi a sugárdózis csökkentését. Továbbá a komprimált emlő a kép mentén egyenletesebb sugárgyengítést hoz létre. Ez csökkenti a leképezőrendszer által rögzítendő expozíció-tartományt, ami film-fóliás mammográfia esetén nagyobb gradiensű film használatát teszi lehetővé. Végül a kompresszió egy rögzítést is jelent, aminek köszönhetően az expozíciós során a kép-életlenség egyik forrását jelentő anatómiai mozgás is csökken.

Fontos, hogy az emlő a lehető legegyenletesebben legyen komprimálva, és hogy a kompressziós lemez a mellkasfali oldalnál egyenes legyen, és egy egyenesbe legyen állítva a fókusszal és a képreceptor szélével, hogy az emlőszövet leképezése minél teljesebb legyen (lásd 9.5. ábra). Az emlő mechanikai tulajdonságai nem-lineárisak; egy bizonyos komprimálás után további nyomás alkalmazásának már csekély eredménye van a képminőség javításában és inkább csak a páciens kényelmetlenségét fokozza. Számos gyártó speciális mechanizmusokat dolgozott ki arra, hogy jobb kompressziót lehessen megvalósítani, a túlkompresszió kockázata nélkül.



9.8. ÁBRA. Az emlővastagság és a röntgensugármező átmérőjének hatása az SPR-re (szórt–direkt arányra), szórt sugárzás elleni rács használata nélkül.

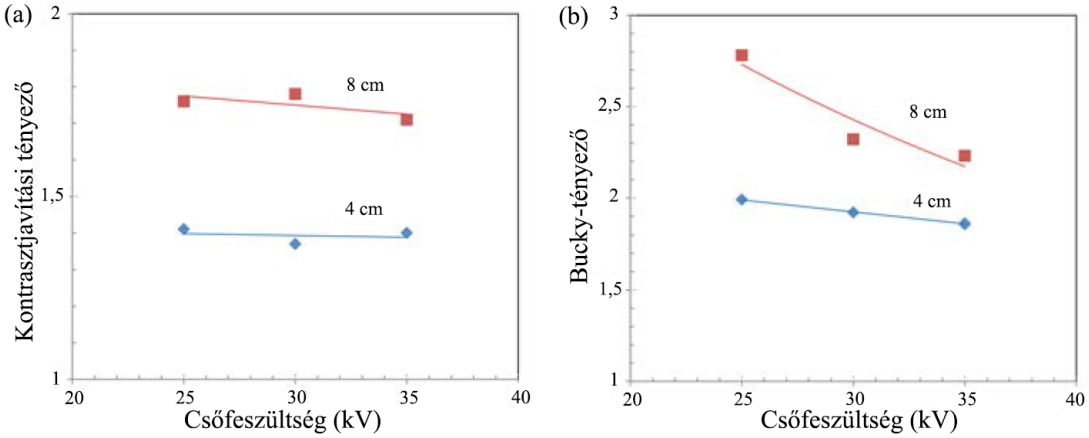
9.3.3. Rácsok

Szórt sugárzást csökkentő eszköz híján a képreceptorra beeső összes sugárzás 37–50%-a az emlőben bekövetkező szórási kölcsönhatáson megy keresztül. Így, amint azt a 9.8. ábra bemutatja, a szórt-elsődleges arány (SPR) az emlő méretétől függően 0,3-tól 1,2-ig terjed. A szórt sugárzás a kontrasztromláson túlmenően a képreceptor hasznos dinamikatartományát is csökkenti, és a képhez sztochasztikus zajt ad hozzá. A képen mérhető tényleges SPR értékét részben a detektor anyaga határozza meg; a kisebb energiák és a szórt sugarak ferde beesése az elsődleges röntgensugárzásénál nagyobb sugárgyengítéssel jár (lásd 6. fejezet).

A mammográfiában tipikus a fókuszált lineáris rácsok alkalmazása, 3,5:1-től 5:1-ig terjedő rácsviszonnyal. A korszerű mammográfiás rendszerekben a rács a rendszer integrális része, és a rácsot expozíció közben mozgatják, hogy a rácslamellák árnyéka a képen elmosódjon és ne okozzon zavaró műtermékeket. Fontos, hogy ez a mozgatás egyenletes legyen és elégséges amplitúdójú ahhoz, hogy elkerülhető legyen a kép egyenetlensége még – a viszonylag nagyobb sugáráteresztésű emlők esetén fellépő – rövid expozícióknál is. Legalább egy olyan gyártó akad, amelyik keresztezett rácsot is gyárt. Ez két, egymásra merőleges lamellaseregből épül fel. Az így elért, megnövekedett szóráselnyomás ráadásul a lineáris rácsok használatakor szükséges expozícióéval azonos, mivel a keresztezett rácsban a térkitöltő nem szilárd anyag, hanem levegő. A műtermékek elkerülése érdekében a keresztezett rácsot igen pontosan kell mozgatni, hogy homogén legyen a rácslamellák képének elmosása.

Ha rácsot használnak, az SPR tipikusan egy kb. 5-ös tényezővel csökken, ami az esetek többségében a képkontrasztban jelentős javulást eredményez (9.9(a) ábra). Amint a 6. fejezet tárgyalta, a rács használatakor a képminőség megtartásához a képreceptorra eső röntgenfluens – a rácslamellák és a térkitöltő anyag elsődleges elnyelése és a szórt sugárzás kiszűrése által okozott – csökkenésének kompenzálására van szükség. Ezt a Bucky-tényező (B) fejezi ki, amely a mammográfiában a 2-től 3-ig terjedő tartományba esik (9.9.(b) ábra).

A film–fóliás mammográfiában a képkontraszt megnövelése, illetve a digitális mammográfiában az SNR megnövelése általában elégséges indoknak tekintik az emlő dózisának megnöveléséhez. A digitális és a film-fóliás mammográfia között vannak bizonyos különbségek. A mammográfiában a rács haszna nyilvánvaló a vastag emlők esetén; azonban a kicsi vagy vékony emlők digitális mammográfiájánál a szórtsugár-elnyomás miatt megnövekedő jelkülönbség-zaj viszony (SDNR) nem feltétlenül indokolja a rács használatából adódó dózisnövekedést. Ugyancsak a digitális mammográfiában nem feltétlenül szükséges a szórt sugárzás kiszűrését kompenzálni. Ez megengedi a Bucky-faktor csökkentését a digitális leképezésben és az ennek megfelelő dóziscsökkentést.



9.9. ÁBRA. A rács használatának hatása film-fóliás mammográfiában (a) a kontrasztjavítás tényezőre és (b) a Bucky-tényezőre. A görbék Mo/Mo anód-szűrő kombinációra vonatkoznak a csőfeszültség függvényében, 4, illetve 8 cm vastag emlőekvivalens fantomok mellett.

9.3.4. AEC

Ránézésre nehéz megbecsülni az emlő sugárgyengítését, ezért a korszerű mammográfiás egységek el vannak látva AEC-vel (lásd 5.4.3., 6.2.7. és 19.5.2. szakaszok). A film-fóliás mammográfiában nagyon fontos a kitűzött filmfeketedés (optikai denzitás, OD) elérése, mind a kép fényessége, mind a képkontraszt szempontjából. A digitális mammográfiában egy kitűzött SNR, vagy még inkább SDNR elérése a kívánatos.

A film–fóliás mammográfiában és a kazettás digitális rendszerekben az AEC sugárzásmérője (vagy -mérői) a képreceptor mögött van(nak), annak elkerülése érdekében, hogy árnyék vetüljön a képre. Az érzékelők az emlőn és a képreceptoron áthaladt röntgensugárzás fluensét mérik és egy olyan jelet adnak ki, amely megszakítja az expozíciót, amint egy előre meghatározott mennyiségű sugárzás elérte a képreceptort. Az érzékelő helye állítható, vagyis az emlő megfelelő része mögé lehet elhelyezni, hogy a megfelelő expozíciót kapjuk. Az AEC teljesítőképességének függetlennek kell lennie az emlő sugárgyengítésének változásaitól, a csőfeszültségtől, a szűrőbeállításoktól és a mezőmérettől. A korszerű berendezéseken az AEC általában mikroprocesszor-alapú, és ennek köszönhetően viszonylag finom korrekciókat is lehet végezni expozíció közben az előbbi hatások, illetve a film reciprocitási hibájának kiegyensúlyozására (lásd 7.3.5. szakasz).

A sugárzás emlőn való áthatolása függ mind az emlő vastagságától, mind pedig annak összetételétől. Egy vastag vagy denz emlő esetén lehetséges, hogy egy viszonylag kis csőfeszültség mellett nagyon hosszú expozíciós idő lenne szükséges a megfelelő filmfeketedés vagy a megfelelő digitális jel eléréséhez. Ez nagy emlődózist okozna, és esetlegesen az anatómiai elmozdulás miatt képéletlenséget is. Egy nagyobb áthatolóképességű sugárnyaláb kisebb dózist tenne lehetővé, viszont képkontraszt-csökkenéssel járna. Ezért sok mammográfiás AEC rendszer a csőfeszültség vagy a

csőfeszültség és az anód-szűrő kombináció automatikus beállítását is lehetővé teszi. Ezek a rendszerek érzékelik a komprimált emlő vastagságát és az áteresztett dózisteljesítményt, és egy algoritmus segítségével a csőfeszültséget és a szűrőt vagy az anód-szűrő kombinációt automatikusan kiválasztják. Ezeknél tipikusan először egy rövid (rendszerint 100 ms-nél rövidebb) előexpozíció történik. A mért röntgen-jel és a kompressziós lemez pozíciójából számított emlővastagság alapján az algoritmus következtet az emlő összetételére és kiválasztja az optimális expozíciós paramétereket.

Hogy nagyobb rugalmasságot biztosítsanak, a kezelő által kiválasztható alternatív algoritmusok is beépíthetőek egy rendszerbe. A lehetőségek közötti választással a kezelő súlyozni tud az expozíciós paraméterek között, akár a kisebb dózis, akár a jobb képminőség irányában, az adott vizsgálat követelményeit figyelemebe véve. Minden rendszerbe megfelelő megszorításokat építenek be, hogy a berendezés megfeleljen a vonatkozó hatósági dóziskorlátozásoknak, továbbá a röntgencső, a generátor és a képreceptor működési korlátainak. Bizonyos körülmények között ezek a követelmények azt is eredményezhetik, hogy a képminőség az optimálisnál gyengébb lesz.

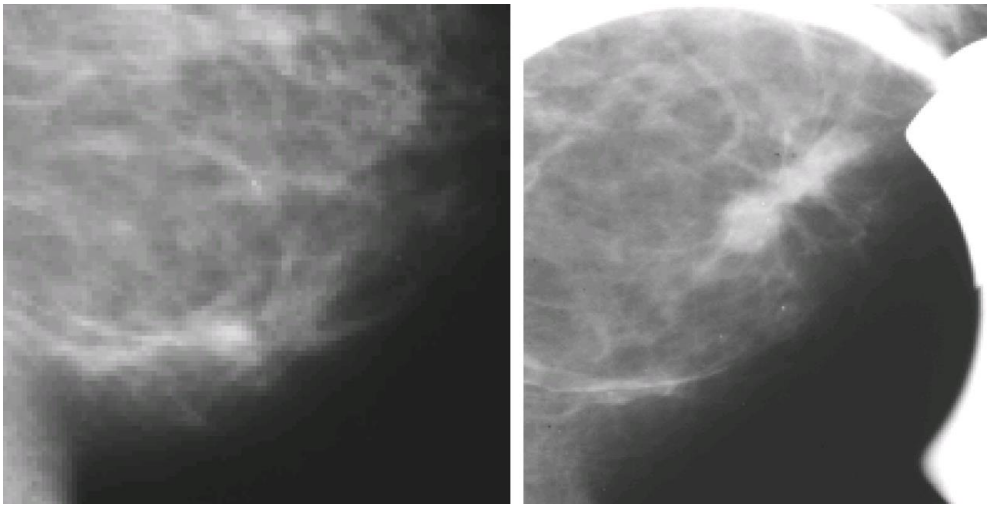
A digitális mammográfiában az említett előexpozíciós módszer alkalmazása általános, de ebben az esetben egy egyedi érzékelőn való mérés helyett egy kisdózisú teljes képmezős felvétel készül a digitális detektorra. Ezt a képet lehet elemezni a teljes képre vonatkozó SDNR, vagy az SDNR minimális értékének meghatározására számos kisméretű (~1 cm^2) tárgyérdekű terület (ROI, region of interest) segítségével. Ezután az anód, a szűrő és a csőfeszültség automatikusan megválasztható úgy, hogy a fő expozíció biztosítsa a kívánt SDNR-t.

Mivel a digitális detektorok a belépődózis-szintek egy tág tartományában képesek működni, lehetőség van a képalkotás optimalizálására az SDNR, a legalacsonyabb dózis vagy ezek valamilyen kombinációja szerint. A különböző gyártók ezt a kihívást különbözőképpen kezelik, a fejlesztés e téren folyamatos. Például az emlő kontúrja automatikusan meghatározható, és így az algoritmus képes lehet csupán az emlő tényleges területével számolni. Az algoritmus „tanítható” arra, hogy automatikusan azonosítsa azokat a kritikus területeket, amelyek meghatározóak az expozíciós paraméterek megválasztásában. Ki lehet fejleszteni speciális üzemmódokat olyan feladatokra, mint az implantátumokat tartalmazó emlők leképezése. Természetesen ezeket a rendszereket a sugárvédelmi szabályoknak megfelelő megszorításokkal kell ellátni.

9.3.5. Nagyításos mammográfia

Gyakran szándékosan végeznek nagyításos mammográfiát a kép diagnosztikai minőségének javítására. Ennek megvalósítása az emlő képreceptor fölé emelésével történik, ezzel a fókusz-tárgy távolságot csökkentve és a tárgy-kép távolságot

megnövelve. A nagyításos mammográfiának három fő előnye van: (i) megnövelt SNR, (ii) megnövelt térbeli felbontás és (iii) dózishatékony szóráselnyomás. Ezeket az előnyöket a 9.10. ábra illusztrálja.



9.10. ÁBRA. A bal oldali mammogram alsó részén egy gyanús terület látható. Az erről célzott kompresszióval készített nagyított kép (jobb oldalon) egy nyilvánvaló csomót mutat.

A nagyítás miatt a képreceptorra vetített struktúrák nagyobbnak látszanak, ezáltal megnövekszik a képreceptor effektív modulációs átviteli függvénye (MTF-je) az emlőn belüli struktúrákra nézve (lásd 6.2.3. és 6.2.4. szakaszok). A film-fóliás mammográfiában a képreceptor határfelbontása elég nagy, és ezért ritkán jelent korlátozó tényezőt. A fókusz miatti képletlenség megnövekszik a nagyítás következtében, még kis fókuszméret esetén is, és ez tipikusan lerontja a képreceptor MTF-jének növekedéséből származó javulást. A nagyítás fő előnye a vetített anatómiai struktúrák méretének növekedése a felbontóképességhez képest, és ezáltal a kép SNR-jének megnövekedése. E javulás értékes lehet, különösen a finom kalcifikációk és a spikulák láthatóvá tételében.

A digitális mammográfiában, ahol a film szemcsezaja nem jelenik meg, de a detektor térbeli határfelbontása kisebb, mint a film–fóliás mammográfiában, a nagyítás előnyei eltérő természetűek. Ebben az esetben az anatómiai struktúrák vetített képének megnövekedése a detektor effektív felbontását növeli meg, ami sok esetben korlátozó tényező.

Nagyításos mammográfiában a térbeli felbontást minden esetben a fókuszméret korlátozza. Mint ilyen, a nagyításos képalkotásnál a kis fókuszméret (tipikusan 0,1 mm névleges érték) kritikus. A térbeli felbontás csökkenését részlegesen kompenzálni lehet a minimálisan szükséges nagyítás alkalmazásával. Általában 1,5 és 1,8 közötti nagyítást szoktak alkalmazni. A kisfókusz esetén a csőáramot csökkenteni kell, ezzel együtt jár a szükséges expozíciós idő megnövekedése. Ennek

eredményeként nagyobb eséllyel romolhat a felbontás, az anatómiai struktúrák elmozdulásából adódó életlenség miatt. Nagyításos üzemódban általában célzott kompressziót alkalmaznak az emlőre (9.10. ábra, jobb oldal), hogy az emlővastagság csökkentésével az expozíciós idő is csökkenhessen.

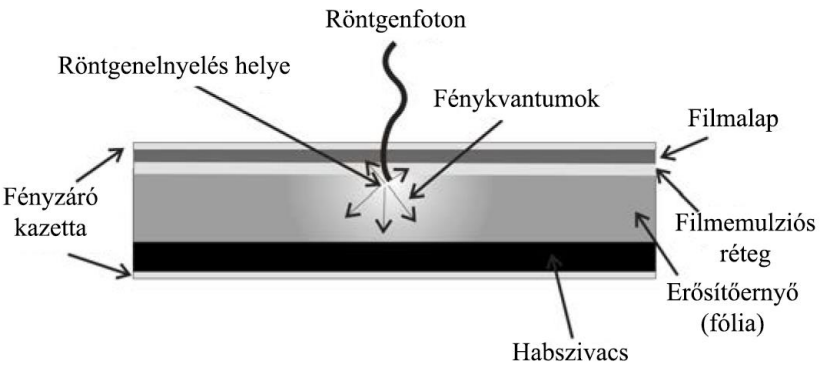
A nagyításos mammográfiában, mivel az emlő közelebb kerül a röntgencsőhöz, az emlőszövet dózisa a kontakt mammográfiáénál nagyobb lesz. Az emlő és a képreceptor közötti megnövekedett légrés bizonyos fokú szórtsugár-elnyomást ad, ezért nagyítás alkalmával nem használnak szórt sugárzás elleni rácsot. Ez részlegesen ellensúlyozza a dózisnövekedést, de az expozíciós idő növekedését is, ami a kisebb fókuszméret miatt szükséges.

9.4. KÉPRECEPTOROK

9.4.1. Film-fóliás mammográfia

Film–fóliás mammográfiában egy nagyfelbontású fluoreszcens erősítőernyőt alkalmaznak az emlőn áthaladó röntgensugárzás elnyelésére és e röntgen-mintázat látható fénnyé átalakítására (lásd 7.3. szakasz). Ez az ernyő egyoldalán emulziós filmmel van szoros érintkezésben, egy fényzáró filmkazettába helyezve. A film tipikusan kétféle méretben használatos: 18 cm × 24 cm és 24 cm × 30 cm. Általában a lehető legkisebb filmméretet használják, amely még elegendő az emlő teljes röntgen-leképezésére; ez az emlő jobb pozicionálását és komprimálását eredményezi. Nagy emlőjű nők esetében előfordulhat, hogy egynél több filmre van szükség az emlő teljes leképezéséhez.

Az erősítőernyőt és a filmet a 9.11. ábrán látható módon helyezik el, úgy, hogy a röntgensugárzásnak át kell hatolnia kazetta fedelén és a filmen, hogy a fóliára jusson. Az elnyelés a fólia anyagában is exponenciális, ezért a röntgensugárzás nagyobbik része a fólia belépőoldali felületének közelében nyelődik el. A fény oldalirányú szétterülése a röntgensugárzás fluoreszcens anyagon belül megtett úthosszával növekszik. A fény által megteendő úthossz minimalizálásával ez a geometria csökkenti az oldalirányú szétterülésből eredő elmosodást, ezáltal legnagyobb térbeli felbontást biztosít. A hosszú, ferde utat megtevő fényfotonok aránya ellen a fluoreszcens anyagba festék keverhető, amely e fotonok jelentős hányadát elnyeli, így élesebb kép keletkezik.

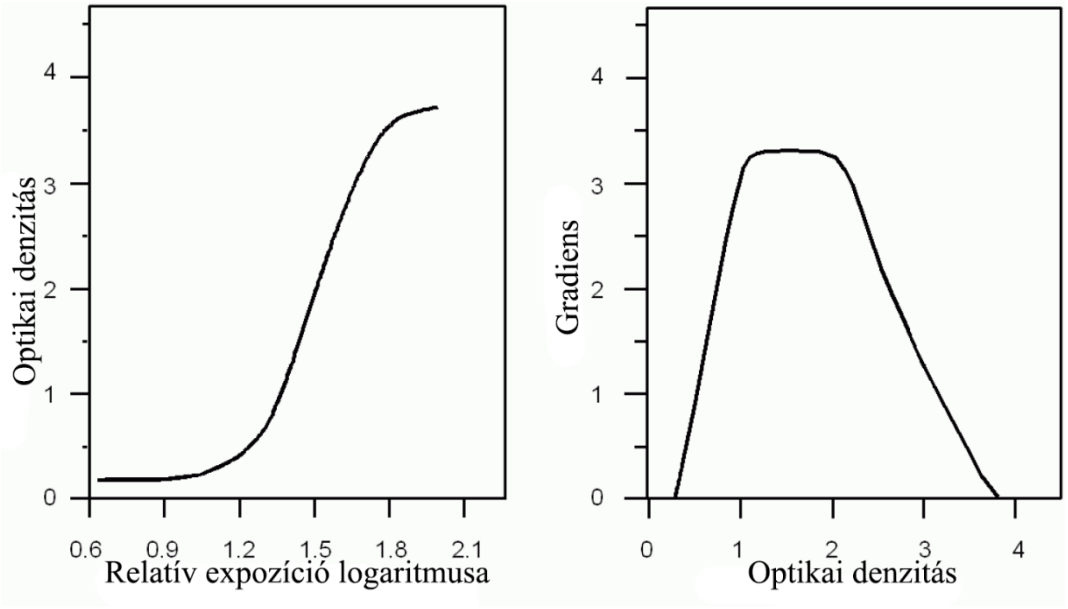


9.11. ÁBRA. A mammográfiás film–fóliás képreceptor szerkezeti kialakítása. Egy egyoldalas emulziójú film szoros kontaktusban van egy fluoreszcens ernyővel egy fényzáró kazettában.

A film-fóliás mammográfiában egy általánosan használt fluoreszcens anyag a gadolínium-oxiszulfid (Gd_2O_2S:Tb). Noha a gadolínium K-abszorpciós éle a mammográfiában hasznos energiatartományhoz képest túl nagy energiánál van, maga a fluoreszcens anyag sűrű (7,44 g/cm3), úgyhogy a kvantumdetektálási hatásfoka (QDE) (a beeső röntgensugárzás azon hányada, amely kölcsönhat az ernyővel (lásd 7.2.1 és 7.3.2. szakaszok)) elegendően nagy (a szokásos ernyővastagságokra és röntgenspektrumokra közelítőleg 60%), és a K-héj fluoreszcencia megjelenése (ami potenciális zajforrás volna) nem lehetséges. A konverziós hatásfoka (az elnyelt röntgenenergia azon hányada, amely fénnyé alakul) meghaladja a 10%-ot, ami a fluoreszcens anyagok közt nagy. A fluoreszcens ernyőből kilépő fény mennyisége lineárisan függ az ernyőben a röntgensugárzásból átadott összes energiával.

A mammográfiában használatos fotográfiai filmek emulzióját az adott fajtájú fluoreszcens ernyő által kibocsátott fény spektrumához és az emlőből kilépő röntgenfluens tartományához igazítják. Ennek megfelelően fontosabb a film-fólia kombinációk együttes jellemzőit megvizsgálni, semmint külön-külön azok egyes összetevőiét.

A mammográfiában az emlő kompressziója csökkenti az emlőből kilépő röntgenfluens teljes mértékét a nem egyenletesen komprimált emlőhöz képest. Ez lehetővé teszi, hogy nagy gradiensű filmeket használjanak, amelyek a lágyszövet-struktúrák finoman változó kontrasztját javítják (9.12(a) ábra). Ezenfelül a mammográfiás film maximális optikai denzitása (D_{max}) nagy (4,0-4,8 OD), ez maximalizálja az expozíció latitüdjét, amelyen a nagy gradiens fennáll (9.12(b) ábra). Ez különösképpen fontos az emlő széléhez közel, ahol annak vastagsága gyorsan csökken. Mindazonáltal általában maradnak alul- vagy túlexponált tartományok a mammogramon, amelyeknek nem optimális a kontrasztja.



9.12. ÁBRA. Mammográfiás film emulziójának jelleggörbéje.

A mammográfiás filmeket egy, az általános röntgenfelvételi filmekéhez hasonló előhívó automatában dolgozzák ki. Fontos, hogy az előhívó hőmérséklete, a hívási idő és az előhívó vegyszer utántöltési sebessége összhangban legyen a film emulziójának típusával és minden a film optimális kontrasztjának fenntartásához legyen megtervezve. A mammográfiában az optimális teljesítőképesség folyamatos biztosításához napi minőségbiztosításra van szükség.

A film-fóliás mammográfiában számos műszaki paraméter van, amely korlátozza a legfinomabb részletek kimutatásának képességét és azt, hogy a páciens sugárterhelésének leghatékonyabb kiaknázásával lehessen képeket alkotni. A film-fóliás mammográfiában a filmnek képadatgyűjtő detektorként kell működnie, de egyszersmind tároló és képmegjelenítő eszköz is. A jelleggörbe szigmoid alakja korlátozott latitüdöt jelent – a röntgenexpozíciónak azon tartománya, amelynél a film megjelenítő gradiense jelentős. Ha a tumor az emlőnek egy olyan részében van, amely akár jobban sugáráteresztő, akár jobban sugárelnyelő, akkor a radiológus számára megjelenített kontraszt esetleg elégtelen lehet a film korlátozott gradiense miatt. Ez különösen jelentős lehet olyan páciensek esetén, akiknek az emlője nagy arányban tartalmaz fibroglanduláris szövetet – amit denz emlőnek neveznek.

A film-fóliás mammográfia egy további korlátja a fluoreszcens ernyő, illetve a képrögzítésre használt film emulziójának szemcsézettsége által okozott állandó mintázatú zaj. Ez rontja az emlőn belüli mikrokalcifikációk és más finom struktúrák észlelhetőségét. Végül pedig a film-fóliás mammográfia kompromisszumokkal terhelt a térbeli felbontás és a QDE tekintetében, ami a film-fóliás képreceptor elkerülhetetlen velejárója.

9.4.2. Digitális mammográfia

A digitális mammográfia 2000-ben került kereskedelmi forgalomba. Képes volt meghaladni a film-fóliás mammográfia technikai korlátait. A digitális mammográfiában a képadatgyűjtés, a képfeldolgozás, a képmegjelenítés és a képtárolás egymástól elkülönülve történik, ami lehetővé teszi mindegyik fázisnak az optimalizálását. A képadatgyűjtés alacsony zajú röntgendetektorokkal történik, amelyeknek nagy dinamikatartományuk van. Minthogy a képet digitálisan tárolják, azt meg lehet jeleníteni a képdetektor tulajdonságaitól független, az adott képalkotási feladat követelményei szerinti kontraszttal. Bármely képfeldolgozási módszer is mutatkozzon hasznosnak, kezdve az egyszerű kontrasztnöveléstől a hisztogram-módosításig és a térbeli frekvencia szűréséig, ezek kényelmesen alkalmazhatóak a kép megjelenítése előtt.

A jobb teljesítőképességű digitális mammográfiás rendszerek megalkotásakor a fő kihívások a röntgendetektorral és a képmegjelenítő eszközzel voltak kapcsolatosak. A detektornak a következő tulajdonságokkal kell rendelkeznie:

- A beeső sugárnyaláb jó hatásfokú elnyelése;
- A beeső röntgensugár-intenzitás széles tartományában lineáris vagy logaritmikus válasz;
- Alacsony saját zaj és csekély vagy zérus állandó mintázatú zaj, annak biztosítására, hogy a képek röntgenkvantumzaj-korlátozottak legyenek;
- Az 5–10 lp/mm tartományba eső térbeli határfelbontás (50–100 µm-es mintavételezés);
- Képes legyen képadatgyűjtésre legalább 18 cm × 24 cm-es, de lehetőleg 24 cm × 30 cm-es mezőkön;
- A mellkasfal mellett közvetlenül képezzen le;
- Legyen elfogadható a képalkotás ideje és a röntgencső hőterhelése (például a teljes emlőt végigpásztázó detektoroknál).

A detektorok fejlesztésében két fő irányzat jelent meg: a teljes mezős és a pásztázó vagy letapogató detektorok. Az előbbiek esetében a teljes képről egyidejűleg történik az adatgyűjtés, míg az utóbbiak csupán a kép egy részét gyűjtik be egyidejűleg, és a teljes képet a röntgensugárnyaláb és a detektor(ok) emlő mentén való végigpásztázásával hozza létre. A teljes mezős detektorok gyors képadatgyűjtést biztosítanak és a hagyományos röntgenberendezésekben is lehet őket alkalmazni, a szórt sugárzás csökkentése érdekében ráccsal együtt. Ezzel összevetve a pásztázó detektorok hosszabb képadatgyűjtési időt igényelnek és mechanikailag összetettebbek, viszont viszonylag egyszerű detektorokat alkalmaznak és kitűnő a saját szóráselnyomásuk.

A teljes emlő egyidejű leképezésére alkalmas mammográfiában (lásd a 7.4.3. szakaszban is) használt teljes mezős detektorok technológiái különbözők. Az egyik

megközelítésnél a detektor egy amorf szilícium vékonyréteg-tranzisztor (TFT) panelből áll, amely a detektorelemekből (del) 2000–3000 oszlopot és 3000–4000 sort tartalmaz egy négyszögletes mátrixba rendezve. Minden del egy-egy TFT kapcsolóval csatlakozik az egyes sorok, illetve oszlopok mentén futó villamos vezetékekhez. Ezt az elrendezést egy fluoreszcens vagy egy fotovezető röntgendetektor fedi le.

Az ún. indirekt detektorokban minden egyes del tartalmaz egy fényérzékeny fotodiódát és egy TFT kapcsolót. E tömböt egy fluoreszcens réteg, többnyire talliummal aktivált céziumjodid (CsI:Tl) fedi. Az emlőn áthaladó röntgensugárzás elnyelődik a fluoreszcens ernyőben, a keletkező fény pedig ezután a fotodiódában töltéssé alakul, amelyet annak a saját kapacitása tárol. A röntgenexpozíció után sorozatban kiolvasó jelek haladnak végig az egyes soroknak a vonalain, aktiválva a megfelelő kapcsolókat, majd a töltés az oszlopokban lefelé halad a kiolvasó erősítőkhöz és a multiplexerekhez, és digitalizálódik a képalkotáshoz. Ez a kiolvasási rendszer lehetővé teszi, hogy az összes del-ből a másodperc törtrésze alatt megtörténjen a kiolvasás. A CsI tűszerű fluoreszcens kristályai (lásd a 8.2. ábrát is) száloptikaként működnek, és a fényt a fotodiódákhoz sokkal kisebb oldalirányú szétterjedés mellett vezetik el, mint a szemcsés fluoreszcens anyagok. Ez lehetővé teszi, hogy a CsI réteg vastagsága a szemcsés anyagéhoz viszonyítva jelentősen megnövelhető legyen, ezáltal megnövelve a DQE-t a térbeli felbontás számottevő vesztesége nélkül.

Egy másik rendszer hasonló kiolvasási stratégiát alkalmaz, de a fluoreszcens réteg helyett amorf szelénből álló röntgenelnyelő réteget alkalmaz, amely fotovezető. Ezt „direkt” detektornak nevezik, mert a szelénben az elnyelt röntgensugárzás energiája elektron–lyuk párokat gerjeszt. A töltött részecskék egy külső elektromos tér hatására a detektor átellenes oldalai irányába vonzódnak. A jel összegyűjtésére (fotodiódák helyett) elektródalemezke-tömb formáz detektorelemeket. A fluoreszcens anyagokkal ellentétben az elektromos tér megváltoztatható úgy, hogy a töltések összegyűjtése során az oldalirányú szétterjedés elhanyagolható legyen. Ez lehetővé teszi viszonylag nagy vastagságú detektorok alkalmazását, amelyeknek igen nagy a DQE-je, a felbontás érdemi csökkenése nélkül, közel merőleges beesés esetén. Más, a röntgensugárzás energiáját közvetlenül töltéssé alakító anyagok kifejlesztése is folyamatban van, ezek közé tartozik az ólomjodid, kadmium-cink-tellurid és a tallium-bromid. A nagyobb rendszámú anyagok alkalmazása lehetővé tenné a röntgenátalakító-réteg vastagságának csökkentését. Ez mérsékelné a röntgensugarak ferde beesése miatt csökkenő MTF romlását.

Egy másik technika, amelyet szintén digitális mammográfiához használnak, egy fényzáró kazettába zárt, fényérzékeny fluoreszcens anyagból készült lemezt („foszforlemez”, képlemez, CR [computed radiography] kazetta) alkalmaz. Ezt részletesebben a 7.4.2. szakasz ismerteti. Amikor ezt a lemezt röntgensugárzás éri, a kristályos anyagban elektronok gerjesztődnek, majd az anyagban lévő csapdanívókba befogódnak. A befogott elektronok száma egyenesen arányos a detektor adott

pontjában elnyelődött röntgensugár-energiával. Expozíció után a lemezt behelyezik egy kiolvasó készülékbe, amelyben vörös HeNe lézernyalábbal pásztázva történik a kiolvasás. A lézerfény energiája stimulálja a csapdákat és legerjeszti az elektronokat. Az elektronok ilyen átmenete a lumineszcens kristály energiaszintjei között kék fény kibocsátásával jár együtt. Ezt a fényt egy hatékony optikai rendszer összegyűjti, egy fotoelektron-sokszorozó cső megméri, végül a jelet digitalizálják. A jel mérésének időpontja és a letapogató lézersugár pozíciója közötti korrelációnak megfelelően a jelet a kép egy adott pixeléhez lehet rendelni. A kép felbontását a letapogató lézersugár-nyaláb mérete, a kiolvasó lézernyalábnak a lemezben történő inherens szóródása és a mintavételezés mérési pontjainak távolsága határozza meg.

A mammográfiás foszforlemezes rendszerek több lényeges pontban eltérnek az általános röntgenfelvételezésben használtaktól. Általában a mammográfiás rendszereket nagyobb térbeli felbontásra tervezik, ezért vékonyabb lumineszcens anyagokat alkalmaznak, és kisebb mintavételezési lépésközzel tapogatják le őket. Mindez egy pixelre számítva kisebb jeleket eredményez. Hogy ezen a korlátozottságon túllépjenek, számos fejlesztést vezettek be a fénycsatolás javítására, a kiolvasási zaj csökkentésére, beleértve a foszforlemezek kétoldalas kiolvasását, valamint a tűszerűen kristályosított (pixellált) lumineszcens anyagokat, amelyek nagyobb detektorvastagságot engednek meg, nagyobb DQE mellett.

Az eddig tárgyalt detektorrendszerek a képadatgyűjtést a detektorban elnyelt röntgenkvantumok számából származó jel integrálásával és a jel digitalizálásával végzik. Ezekben a rendszerekben a képzaj mind a röntgen-elnyelődéssel kapcsolatos Poisson röntgenkvantum-fluktuációtól, mind a további, az elektronikus jel létrehozásával kapcsolatos zajforrásoktól függ. Amint azt a 7. fejezet tárgyalja, ezek a zajforrások eredhetnek adott energiájú röntgenkvantumok fluoreszcens anyagban elnyelődéskor létrejövő fény mennyiségének ingadozásaiból, vagy akár magából a röntgenspektrumból is (eltérő energiájú röntgenkvantumok kölcsönhatása a detektoranyaggal eltérő nagyságú jelet képez).

Alternatívaként lehetséges a kölcsönható kvantumokat közvetlenül is megszámlálni, hogy így elkerüljük a hozzáadódó további zajokat. A kvantumszámláló detektorok általában olyan soksoros elrendezésű eszközök, amelyek geometriailag a röntgensugárnyalábot egy résre vagy több résre kollimálják, és az emlő mentén pásztáznak a képadatgyűjtéshez. A detektor lehet szilárdtest-alapú, amelyben elektron-lyuk párok képződnek, például kristályos szilícium anyagban, vagy túlnyomásos gáz, amelyben a jelet a gázban képződő ionok hozzák létre. Mindkét esetben a töltés-jel összegyűjtése és megfelelő erősítése minden egyes kölcsönható röntgenkvantumra impulzusokat hoz létre, amelyeket egyszerűen meg kell számlálni a jel létrehozásához. Egy további tulajdonsága ezeknek a detektoroknak, hogy mivel a nyaláb egyidejűleg az emlőnek csak egy részére van kollimálva, az SPR kisebb, rács használata nélkül, ez pedig megnöveli a rendszer dózishatékonyságát.

9.5. A MAMMOGRAMOK MEGJELENÍTÉSE

9.5.1. Mammográfiás filmek szemlélése

A mammogramokon rögzített információk legjobb láthatósága érdekében alapvető, hogy a kép szemlélési körülményei optimálisak legyenek. A mammogramokat csakis olyan feltételek mellett szabad értékelni, amelyek jó láthatóságot és komfortot biztosítanak, és csak minimális kifáradással járnak. A filmek esetén olyan, fénnyel átvilágító nézőszekrények állnak rendelkezésre, amelyeket kifejezetten a mammogramok megtekintéséhez megfelelő fénysűrűség-szintekre terveztek. A megvilágító felület diffúz fényt kell adjon, homogén fénysűrűség mellett. A fénysűrűség szintjének elegendőnek kell lennie ahhoz, hogy a mammogram leletezés szempontjából fontos területeit megvilágítsa. Ajánlott, hogy a mammográfiás filmnéző szekrények képesek legyenek legalább 3000 cd/m^2 fénysűrűséget biztosítani.

A szem kontrasztérzékenysége (azon képessége, hogy kis fénysűrűség-eltéréseket érzékeljen) akkor a legnagyobb, amikor a környezet fénysűrűsége nagyjából azonos, mint a vizsgálni kívánt területé. Ezért a mammogramon a részletek láthatóvá tételéhez fontos a ragyogás minimalizálása, a felületi visszaverődések elkerülése, továbbá a környezeti fényszintnek olyan csökkentése, amely hasonló ahhoz, ami a szemet a filmen keresztül éri. A ragyogás és a fényvisszaverődés csökkentését a filmnéző szekrények erős fényforrásoktól, például ablakoktól való távolabb helyezésével, a szomszédos és éppen nem használt filmnézőszekrények kikapcsolásával, továbbá a filmnéző nem használt területeinek lemaszkolásával és a vizsgált mammogram kis denzitású területeinek lefedésével lehet elérni.

A leletező helyiségben a tompított világítás kívánatos. Ugyancsak fontos, hogy a filmnéző fénysűrűsége állítható legyen, és el legyen látva megfelelő maszkolókkal a mammográfiás filmek nagy feketedésű területeinek szemléléséhez, illetve a filmek helyes expozíciójának és előhívásának ellenőrzésére.

9.5.2. Digitális mammogramok megjelenítése

A képmegjelenítő rendszereknek kulcsszerepük van a digitális mammográfiai egység teljesítőképességére gyakorolt hatásuk, mind a leletezés egyszerűsége, mind pedig a radiológus számára nyújtott képminőség szempontjából. Míg egyes radiológusok „hard copy” rendszereket (lézernyomtatott filmeket) használnak leletezésre, a digitális mammográfiában a képfényesség és képkontraszt rugalmas beállíthatósága akkor használható ki legjobban, ha a képeket számítógép kijelzőjén nézik, legyen az akár katódsugárcső, vagy síkképmegjelenítő. Ezt gyakran „soft copy” megjelenítésnek nevezik.

A megjelenítőnek megfelelő darabszámú minőségi monitort kell tartalmaznia (rendesen két darab 5 megapixeles monitor ajánlott), hogy lehetővé tegye a lehető

legnagyobb számú mammogram egyidejű szemlélését a megkívánt felbontás mellett. A digitális mammogramok rendszerint több pixelt tartalmaznak, mint amennyi a monitorokon megjeleníthető. Egy 5 megapixeles monitor teljes felbontással egyidejűleg csupán 1 mammogramot tud megjeleníteni, megközelítőleg 2000 × 2500, egyenként 100 µm-es pixellel. A nagyobb méretű képeket ideiglenesen át kell méretezni úgy, hogy az egész mammogram megjeleníthető legyen. Ezután nagyítási és görgetési műveletek segítségével megtekinthető a kép összes kiértékelendő területe, valós térbeli felbontással.

A hard copy megjelenítő rendszerek a digitális képről egy lézerfényre érzékenyített átlátszó filmre készítenek egy nyomatot. A kép fényességét és kontrasztját kinyomtatás előtt rendszerint a radiográfus állítja be, a képadatgyűjtő munkaállomáson rendelkezésre álló lehetőségek alkalmazásával. A hard copy képmegjelenítés hátránya, hogy leletezés közben a radiológus már nem tudja a képfeldolgozási műveleteket alkalmazni. Ezért erősen ajánlott, hogy leletezésre szánt kép megjelenítése minőségi soft copy eszközön történjen.

Léteznek mind nedves, mind száraz lézernyomtatók a mammográfiás képek nyomtatásához; képminőségük hasonló. A lézernyomtatók térbeli mintavételezése (felbontása) legalább a del méretével megegyező kell legyen ahhoz, hogy ne a nyomtató legyen a képfelbontásban korlátozó tényező. Ha a nyomtatandó eredmények túl alacsony felbontással kerülnek nyomtatásra, az a kinyomtatott filmeken durva pixeles megjelenést eredményez, vagy az emlő túlzottan kinagyított képét. A kereskedelemben kapható digitális mammográfiás célú nyomtatók többsége kétféle pixelméretet tartalmaz, egy 100 µm-es és egy 50 µm-es vagy annál kisebb (kb. 600 dpi) méretet, 12 vagy 14 bites bitmélységgel. Ezek egy- vagy többféle méretű átlátszó filmre (általában 18 cm × 24 cm és/vagy 24 cm × 30 cm) tudnak nyomtatni.

A lézerfilmek maximális optikai denzitása általában nem olyan nagy, mint a mammográfiás filmeké. A lézerfilmek dinamikatartománya körülbelül 0,2 OD-tól 3,2 OD-ig tart, filmtípustól függően. Ajánlatos, hogy a lézernyomtató jelleggörbéje megfeleljen a DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine – digitális képalkotás és kommunikáció a gyógyászatban) szabványos szürkeskála-megjelenítési függvényével (GSDF, Grayscale Standard Display Function) (lásd 16. fejezet).

9.5.2.1. Képfeldolgozás digitális mammogramokon

Az átméretezés, nagyítás és görgetés mellett számos egyéb típusú képmanipulációt lehet alkalmazni a digitális mammogramokon, hogy az információ megjelenítését javítsuk. A szokásos képfeldolgozási eljárások közé tartozik: (i) az emlő szegmentálása a háttérből (levegőtől) úgy, hogy a szürkeskála megjelenítési függvény megfordításával a levegő nem fehérként jelenik meg; (ii) perifériás képjavítás, hogy az emlő szélei felé a csökkenő vastagság hatását elnyomjuk; (iii) a képfelbontás visszaállítása vagy javítása annak érdekében, hogy az emlőrák klinikai

jeleinek láthatóságát növeljük; (iv) keresőtábla-alapú képmanipuláció, hogy a megjelenített fénysűrűség és kontraszt beállítható és az emberi szemmel összhangba hozható legyen; és (v) zajelnyomás az emlőben található mikrokalcifikációk viszonylagos láthatóságának javítása érdekében. A képjavítás módszereit részletesebben a 17. fejezet tárgyalja.

9.6. EMLŐ-TOMOSZINTÉZIS

A digitális mammográfiáról bebizonyosodott, hogy legalább azonos vagy nagyobb (denz emlőjű nők esetén) pontosságú a film-fóliás mammográfiához képest. Mindazonáltal sem szenzitivitása (annak valószínűsége, hogy kimutatja a rákot, ha van), sem specificitása (annak valószínűsége, hogy negatív eredményt ad, ha nincs rák) nem 100%-os. Ennek egyik oka a szövetek egymásra szuperponálódása miatti fedés hatása, ami a projekciós radiográfiában elkerülhetetlenül bekövetkezik. Ez a fedő hatás csökkenthető vagy akár el is kerülhető 3D leképezési technikák alkalmazásával. A tomoszintézis elvét a 10. fejezet, valamint a komputertomográfiáról (CT-ről) szóló 11. fejezet tárgyalja. Dedikált emlő-leképező rendszereket mindkét modalitásra kifejlesztettek, és ezek mindegyike az emlő metszeteiről rekonstruál kétdimenziós képeket.

Tomoszintetikus képeket módosított digitális mammográfiás rendszerekkel lehet készíteni, amelyekben a röntgencsövet tartó kar egy pont körül elfordul, miközben a komprimált emlő egy helyben marad. A rendszer kialakításától függően lehetséges, hogy a detektor is mozog. Általában kisszámú (9–25), kisdózisú vetületi kép készül egy korlátozott szögtartományban (±7°-tól ±30°-ig) a kijelölt képsíkra merőleges irány körül.

A tomoszintézishez alkalmazott röntgenspektrumok általában nagyobb energiájúak, mint a digitális mammográfiában (például W/Al, lásd 9.7. ábra). A röntgencső mozgatása lehet folytonos vagy diszkrét (step and shoot) üzemmódú; ezért a tomoszintézis során rövid röntgenimpulzusokat, de nagyobb csőáramokat alkalmaznak. Amint a hagyományos mammográfiában, a teljes képadatgyűjtési időt itt is minimalizálni kell a páciens elmozdulása által okozott képromlás elkerülésére.

Szűrt visszavetítéses vagy iteratív rekonstrukciós algoritmusok segítségével sík keresztmetszeti képek rekonstruálhatóak (lásd 11. fejezet). Meg kell jegyzeni, hogy a tomoszintézis térbeli felbontása anizotróp: a felbontás a leképezett síkokban a legnagyobb, míg a síkok közötti felbontás viszonylag gyenge. Ennek eredményeképpen a rekonstruált voxelek általában nem izotrópak, a pixelméret megközelítőleg egyenlő a detektorelem méretével, a rekonstruált szeletek távolsága pedig rendszerint 1 mm. A korlátozott szögtartományú képadatgyűjtés miatt a projekciós adatok nem alkotnak teljes adathalmazt, így az emlő anatómiáját a rekonstruált képek nem valódi 3D-ben jelenítik meg. Mindez a képeken megfigyelhető műtermékeket okoz.

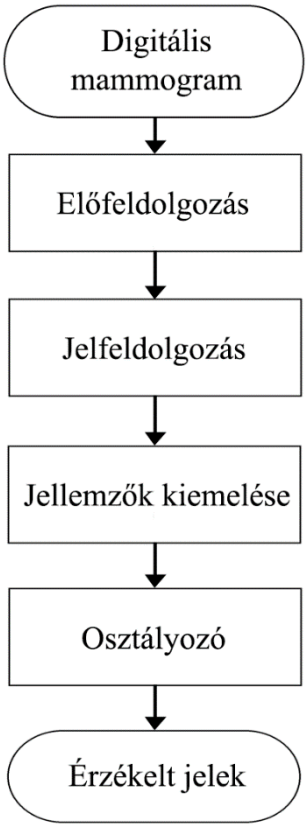
9.7. EMLŐ CT

A CT valódi tomográfiás képeket alkot, amelyeken a voxelek meglehetősen pontosan követik az emlőszövet röntgen-sugárgyengítési együtthatóit. A kifejlesztett emlő-CT rendszerek kúpsugaras geometriát és teljes mezős síkképreceptort alkalmaznak. Ezért az összes CT-szelet adatai egyidejűleg kerülnek begyűjtésre. Ez lehetővé teszi a gyors képadatgyűjtést, de azzal jár, hogy az SPR sokkal nagyobb, mint egyszeletes CT esetén lenne, különösen azért, mert itt nem használnak rácsot. A voxelek közelítenek az izotróphoz, de a tomográfiás metszet pixelméretei lényegesen nagyobbak, mint a digitális mammográfia vagy az emlő-tomoszintézis által létrehozott képek pixelméretei. A jelenlegi rendszerek kialakítása olyan, hogy célzottan hasi fektetéshez készült asztallal üzemelnek, ami a mellkasfalhoz közeli szövetek leképezésénél kihívást jelent. A vetítések nagy száma miatt, a dózisok elfogadható szinten tartásáért, a képadatgyűjtés rendszerint a mammográfiában szokásos ~30 kV körüli értékeknél jóval nagyobb csőfeszültséggel történik (50–80 kV). Mindazonáltal az igen csekély vetületenkénti dózis zajos képeket eredményezhet. Az emlő-CT egy kívánatos jellemzője, hogy az emlő komprimálása nélkül végezhető.

9.8. SZÁMÍTÓGÉP-TÁMOGATÁSÚ DIAGNOSZTIKA

A számítógéppel támogatott diagnosztika (computer aided diagnosis, CAD) célja, hogy segítse a radiológust az emlőrák észlelésében, elsősorban a szűrő mammográfiában. A CAD egy költséghatékony alternatívája a két radiológus által végzett, független, kettős leletezésnek. Itt a CAD algoritmus szimulálhatja a második radiológust. Bizonyított tény, hogy a kettős leletezés növeli a rák észlelési arányát, de költségei és a logisztikai követelmények miatt nem túl széles körben alkalmazzák. Így a CAD egy lehetőség arra, hogy a nem észlelt rákos esetek arányát csökkentse, mérsékelje a radiológusok közötti variabilitást, javítsa a(z önállóan) leletező radiológus következetességét és javítsa a radiológusok feldolgozóképességét.

A legtöbb CAD összeállítást a 9.13. ábrán mutatott vázlatnak megfelelően tervezték meg. A CAD bemenete egy digitális mammogram. Ez származhat egy teljes mezős digitális mammográfiás rendszerből vagy egy film-fóliás mammogram beszkennelésével nyert adathalmazból. Az első lépés az előfeldolgozás: szegmentálni kell és elhatárolni az emlő területét a nem-emlő (háttér) területtől, majd képfeldolgozással a léziókat vagy azok egyes tulajdonságait kiemelni. Például térbeli szűrők alkalmazhatók a mikrokalcifikációk feltűnőbbé tételére, vagy speciális nem-lineáris szűrők használhatók a rosszindulatú képletekkel összefüggő spekulák kiemelésére.



9.13. ÁBRA. A CAD rendszer elvi vázlata.

A kép előfeldolgozása után a lehetséges léziók azonosítása történik. A legegyszerűbb módszer a léziót tartalmazó tartomány „küszöbölése” (lásd 17. fejezet), minthogy mind a mikrokalcifikációk, mind a csomók világosabbnak mutatkoznak, mint a környezetük. Ha egyszer a potenciális léziókat azonosították, többféle módszerrel is szegmentálhatóak a képtől (lásd 17. fejezet). Minthogy a képletek határai gyakran nem egyértelműek, illetve az egészséges emlőszövetek részben takarják, a gradiens alapú módszerek ezekben a helyzetekben gyakran hatékonyabbak, mint a szürkeségi szinten alapuló módszerek.

A fals észlelések számának csökkentésére a szegmentált találatok által jelzett részleteket kiemelik a képen. A legtöbb részletet három kategória valamelyikébe sorolhatjuk: intenzitás alapú, morfológiai alapú és szerkezeti alapú. E részletek kiemelhetőek a szürkeskála-képen vagy egy olyan képen, amelyen matematikai transzformációkat alkalmaztunk. Ezeknek a részleteknek egy részhalmazát kiválasztják további elemzésre.

Amikor a részletek összességét kiválasztották, összefésülik őket egy statisztikai osztályozó segítségével, hogy a tényleges léziókat a hamis találatoktól elkülönítsék. Számos osztályozó létezik, mint például a segédvektoros gép (support vector machine, SVM), mesterséges neurális hálózatok, k-legközelebbi szomszéd

(k nearest neighbour) és döntési fák (decision trees). A legtöbb osztályozó hasonlóan teljesít, de intenzív kutatás folyik újabbak létrehozására.

A CAD algoritmusokat „tanítani” kell mammogramok egy sorozatának felhasználásával, amelyekre az „igazság” ismeretes (azaz jelen van-e rák vagy sem) bizonyos biopsziás eredményekből vagy a betegkövetésből. „Igaz” adatok kellenek ahhoz is, hogy egy CAD algoritmus teljesítőképességét értékelni lehessen. Gondosságot igényel az osztályozó betanítása és értékelése, hogy elkerüljük a részrehajlást és csökkentsük a mért teljesítőképesség ingadozásait. A pozitív részrehajlás elkerüléséhez az szükséges, hogy az osztályozó betanítására használt eseteket ne használjuk az osztályozó teljesítőképességének értékelésére. A betanításra használt esetek számának növelése megnövelheti az osztályozó teljesítőképességét és csökkentheti a mért teljesítőképesség ingadozásait.

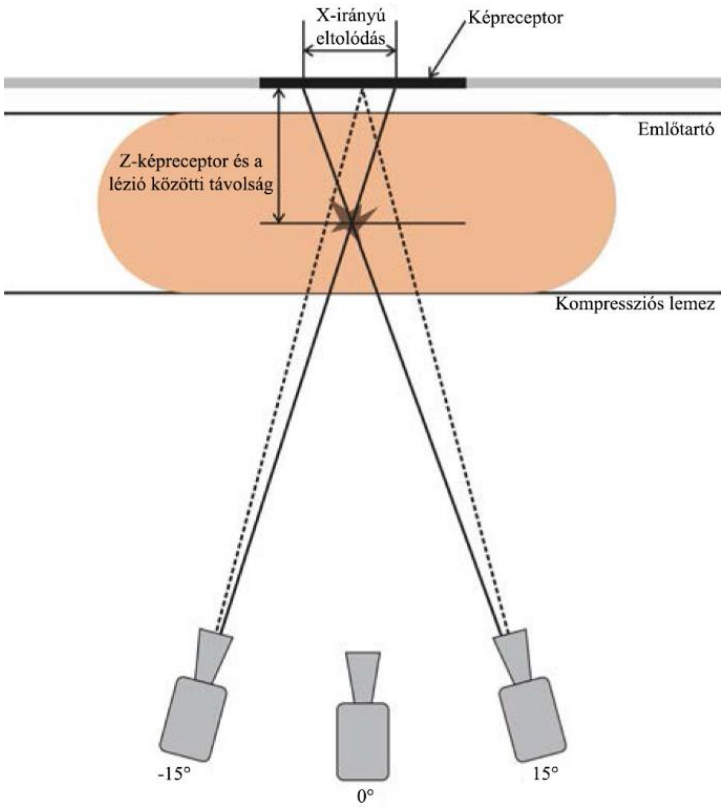
A CAD algoritmus eredményeit a radiológus részére továbbítják a számítógépes találatok jegyzeteivel (annotation) ellátott képként. A film-fólia alapú CAD rendszerek a kép kisfelbontású változatát kinyomtatják papírra vagy monitoron jelenítik meg. A számítógép által talált képleteket és kalcifikációk fürtjeit a különböző léziókban különböző jelek jelölik. Digitális mammográfiás rendszerek esetén a CAD kimeneti képe a radiológus munkaállmásán közvetlenül megjegyzésekkel látható el.

A CAD legújabb kutatásai a többszöri felvételekből kivont információ kombinálását vizsgálja, akár ugyanazon vizsgálat különböző nézetei, akár egy előző vizsgálat azonos nézetének felhasználásával. Ez a megközelítés sokkal inkább megfelel annak, ahogyan a radiológus leletez egy esetet, és megnövelheti a CAD eljárás teljesítőképességét. Más CAD módszerek egy vagy több, igazolt eset felvételeiből származó információkat kombinálnak, mivel ezek az adatok is elérhetőek és a klinikusok döntését befolyásolhatják. A CAD különösen értékes a 3D emlőleképezésben, amelyben a figyelembe veendő képadatok mennyisége jelentősen nagyobb. Ekkor a CAD hasznos lehet a nagy képsorozatban lévő mikrokalcifikációk automatikus észlelésében, ezáltal lehetővé téve, hogy a radiológus az összetettebb leletezési feladatokra összpontosíthasson.

9.9. SZTEREOTAXIÁS BIOPSZIÁS RENDSZEREK

A diagnosztikai vizsgálatokat végző mammográfiás intézményekben a digitális rendszereket gyakran az emlő sztereotaxiás tűbiopsziás eljárásainak irányításához használják. A sztereotaxiás biopsziás eljárásokat a gyanús mammográfiás vagy klinikai észlelések kivizsgálására alkalmazzák, hogy mellőzhessék a sebészeti (excíziós) biopsziát, amely a páciensre nézve nagyobb kockázattal, kellemetlenséggel és költséggel járna. A sztereotaxiás biopsziákhoz a mammográfiás berendezés gantry-jét úgy építik fel, hogy lehetővé tegye az emlő különböző szögbeállítású leképezését (általában a merőlegeshez képest ±15°-os szögben, 9.14. ábra). Az ilyen képeken kapott mérésekből a gyanús lézió 3D helyzete megállapítható és egy felhúzott rugójú

vágóeszközzel ellátott tű pontosan behelyezhető az emlőbe szöveti mintavételek céljából. Ezek a rendszerek lehetnek kisméretű (5 cm × 5 cm-es) digitális detektorok vagy teljes mezős detektorok. A képreceptor elhelyezkedhet egy hagyományos mammográfiás röntgenberendezésben, de elhelyezhető egy e célra szánt speciális asztal alatt is, amelyen a páciens hason, az asztalba vágott nyíláson át a képalkotó részbe lelógatott emlővel fekszik.



9.14. ÁBRA. A sztereotaxiás emlőbiopszia geometriája. A röntgencső körbefordul az emlő körül, hogy két nézetből alkosson képet. Valamely tárgypont Z irányú mélysége meghatározható a két nézet között megfigyelhető oldalirányú (X) elmozdulásból.

9.10. SUGÁRDÓZIS

A mammográfiában három dozimetriai mennyiség használatos: (i) a beeső levegőkerma (incident air kerma, IAK) (K_i), (ii) a belépőoldali levegőkerma (K_e) [visszaszórással], és (iii) az emlő fibroglanduláris szövetét érő átlagos dózis, amely átlagos mirigydózis (mean glandular dose, MGD) néven ismeretes (D_G). Az emlőleképezés sugárterhelése által indukált rákkockázat szempontjából az MGD az elsődleges fontosságú mennyiség.

Az MGD kiszámításának részletei a 22.5.3.2. szakaszban olvashatóak. Az MGD meghatározásához olyan átszámítási tényezőket használnak, amelyeket vagy kísérletesen, vagy a sugárzás transzportjának Monte Carlo számításaiból származtattak, és amelyek az IAK-ból adott méretű és összetételű emlő [szerv]dózisát adják meg. Ezeket az átszámítási tényezőket táblázatos formában számos kiadvány közli, így az IAEA Technical Reports Series No. 457 publikáció is [9.1.].

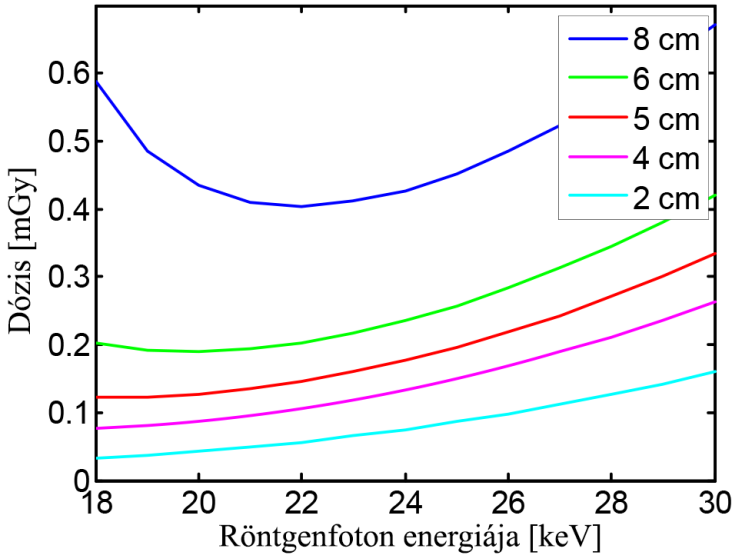
Az MGD átszámítási tényező értéke a röntgenspektrum átlagos energiájával növekszik. Ahhoz, hogy a kapott kép megfelelő minőségű legyen, bármely képreceptor esetén egy adott mennyiségű, az emlőn áthaladó és a képreceptorban elnyelődő röntgen-energia szükséges. Amint a 9.2. ábra bemutatja, az emlő sugárgyengítése az energia növelésével csökken, ezért a képreceptorban elnyelődő meghatározott értékű energia eléréhez szükséges IAK is ennek megfelelően csökken. Ahogy az energia növekszik, a megkívánt IAK értéke gyorsabban csökken, mint ahogy a konverziós tényező értéke nő, a két hatás eredőjeként pedig az MGD csökken a növekvő energiával.

A dózisok nem szükségképpen azonosak az összes filmes vagy digitális mammográfiás rendszerre, főleg az utóbbiak esetén, ahol a technológiák jelentősen eltérnek. A kanadai Ontario Emlőszűrési Program 2009–2010-ben végzett mérései azt mutatták, hogy a fantommal végzett, szabványos méréseknél az egyes emlők dózisa 3,2 mGy volt filmes mammográfia, 2,72 mGy a foszforlemezes (CR) mammográfia és 2,36 mGy a digitális detektoros (DR) mammográfia esetén. Ugyanebben a felmérésben egy fotonszámláló detektort alkalmazó rendszernél a dózis csupán 41%-a volt a film-fóliás technika esetén átlagosan megkívánt értéknek.

A mammográfiában az emlő dózisa függ az emlő méretétől és összetételétől, valamint a beállított röntgenparaméterektől is. A film-fóliás mammográfiában, ahol a film feketedésének a kívánt értéken tartása a cél, az IAK növekszik az emlő vastagságával és az emlő fibroglanduláris szövetarányával (gyakran ezt az emlő denz voltaként is említik). Ez megfelelő növekedést okoz az MGD-ben is. A sugárzás energiájának növekedése (csőfeszültség, anód anyaga, szűrő anyaga) bizonyos fokig enyhítheti a dózis növekedését. Azonban a képkontraszt csökkenni fog, és ez bizonyos mértéknél már elfogadhatatlanná válik.

A digitális mammográfiában viszont a cél a kitűzött SDNR elérése a detektorban. Az emlő vastagságával és denzitása növekedtével a dózis itt is nőni fog. Azonban a digitális rendszereknél, ahol a kontraszt állítható a képmegjelenítésekor, egy elfogadható kompromisszum érhető el a film-fóliához képest nagyobb röntgen-energiával. Ennek előnye, hogy megengedi, hogy a filmmel összehasonlítva nagyobb és/vagy denzebb emlők esetén nagyobb viszonylagos dóziscsökkenést lehessen elérni. A 9.15. ábra mutatja be az emlővastagság hatását a megkívánt dózisra, egy elméleti modell alapján számítva. Ez megnövelt dózist kíván a vastagabb emlőkre kisebb energiáknál, ahol az emlő kevésbé sugáráteresztő, de nagyobb energiákon is, ahol a jelkülönbség vagy a kontraszt csökken.

Azonban a korábban említettek szerint a dózis energiával való növekedése kisebb, mint ahogy a filmes mammográfiában szükséges lenne.



9.15. ÁBRA. Adott SNR eléréshez szükséges számított detektordózisok 2–8 cm emlővastagságokra. Ezek a dózisok viszonylag kicsik, mivel a szórt sugárzás hatását a kontrasztra és a zajra nem vették figyelembe és feltételezték, hogy a nyaláb monoenergiás.

A mammográfiában elszenvedett sugárdózisokhoz kapcsolható a rákkeltés kockázata. Ezért fontos megérteni a mammográfia által kiszolgáltatott sugárdózishoz kötődő kockázat nagyságrendjét. A BEIR (Biological Effects of Ionizing Radiation) VII. Report kritikusan vizsgálta számos populáció (kohorsz) dózisokra és a megnövekedett daganat incidenciára vonatkozó adatait, ami lehetővé tette az emlőrák radiológiai kockázati modelljének kidolgozását [9.2.]. A jelentés egy egységes modellt ad az összes szolid tumorra, Preston és mtsai. [9.3.] munkájára alapozva. A mammográfiára vonatkozóan ez a modell a daganat keletkezésének többlet abszolút kockázatát (EAR) a következőként jelzi előre:

$$\mathrm{EAR} = 10^{-3}\mathrm{e}^{-0{,}05(A_x-25)} \times \left(\frac{A}{50}\right)^{3{,}5} \tag{9.1}$$

az *A* életkorú nőkre, ahol *A* kisebb vagy egyenlő 50-nel, és

$$\mathrm{EAR} = 10^{-3}\mathrm{e}^{-0{,}05(A_x-25)} \times \left(\frac{A}{50}\right) \tag{9.2}$$

50 éven felüli nőkre. Itt EAR az *A* életkorú nőknél 1 éven belül bekövetkező, sugárzás okozta rákkockázat, egy korábbi, A_x életkorban, az emlőt ért Gy egységenkénti dózis hatására. Egy példa: egy 60 éves nő korábbi, 45 éves korában mammográfiából elszenvedett 0,0024 Gy emlődózisa miatti rákkockázatának előrejelzett értéke $1{,}06 \times 10^{-6}$. Jegyezzük meg, hogy ebben a modellben a kockázat egyenesen arányos az elszenvedett dózissal, és az expozíció elszenvedésekori életkorral csökken. A lappangásra ez a modell nem ad meg explicit kifejezést. Azonban az előrejelzett kockázat növekszik az expozíció után elért életkorral, ennek üteme viszont 50 éves kortól kisebb.

Megfelelően integrálva ez a modell hasznos lehet élettartam kockázat előrejelzésében egy egyszeri mammográfiás vizsgálat, vagy amint az rendszeres emlőszűrésnél történik, különböző életkorokban elszenvedett többszöri expozíció esetén. Például egy olyan szűrési rendszerben, amely 40 éves kortól 55 éves korig évente, azt követően pedig 74 éves korig kétévente történő mammográfiás vizsgálatból áll (azaz összesen 25 szűrésből), és ezek mindegyike egyenként 2,4 mGy dózist jelent mindkét emlőre, a becslés szerint 100.000 nőnél összesen 56 sugárzás okozta daganat alakul ki, ami 6,9 halálesettel és 88,5 nő-életév elvesztésével jár. Ebben a számításban 10 éves lappangási időszakkal számoltak, azaz EAR = 0, ha $A < A_x + 10$. Ugyanezen nőknél a szűrés által a korai felismerés 500 életet vagy 10.670 nő-életévet óv meg, ami 72,5-szeres (életekben), 120,6-szeres (nő-életévekben) haszon-kockázat arányt jelent. Ha ugyanazt a diagnosztikai pontosságot kisebb sugárdózissal érnék el, akkor a haszon-kockázat arány még nagyobb lenne.

HIVATKOZÁSOK

[9.1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

[9.2] NATIONAL RESEARCH COUNCIL, BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, National Academies Press, Washington, DC (2006).

[9.3] PRESTON, D.L., et al., Radiation effects on breast cancer risk: A pooled analysis of eight cohorts, Radiat. Res. 158 2 (2002) 2203–2205.

IRODALOMJEGYZÉK

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Mammography Quality Control Manual, American College of Radiology, Reston, VA (1999).

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Stereotactic Breast Biopsy Quality Control Manual, American College of Radiology, Reston, VA (1999).

BICK, U., DIEKMANN, F., Digital Mammography, Springer, Heidelberg (2010).

EUROPEAN COMMISSION, European Guideline for Quality Assurance in Mammography Screening, Rep. V4.0, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg (2006).

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER, GLOBOCAN 2008 — Cancer Incidence and Mortality Worldwide in 2008, IARS, Lyon, http://globocan.iarc.fr (accessed on 23 August 2012).

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography, IAEA Human Health Series No. 2, IAEA, Vienna (2009).

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Digital Mammography, IAEA Human Health Series No. 17, IAEA, Vienna (2011).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU Rep. 82, Mammography – Assessment of Image Quality, J. ICRU 9 2 (2009).

10. fejezet

SPECIÁLIS TÉMÁK A RADIOGRÁFIÁBAN

I. D. McLEAN
International Atomic Energy Agency

Fordította: Kolozsi Zoltán

J. A. SHEPHERD
University of California at San Francisco,
San Francisco, Amerikai Egyesült Államok

Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

10.1. BEVEZETÉS

E kézikönyv eddig a röntgensugarak használatát írta le a háromdimenziós páciens kétdimenziós orvosi képének elkészítéséhez. Ez a páciens-információkat egy dimenzióval csökkentő eljárás olyan felvételeket eredményez, amelyen az egymásra szuperponálódó szövetek fontos információt fedhetnek el. A könyv 11. fejezetével kezdődik az a rész, amely orvosi metszetképek megalkotását írja le a komputertomográfia (CT), az ultrahang és a mágneses rezonancia képalkotás (MRI) segítségével. E fejezet számos speciális röntgenképalkotási módot és a hozzájuk kapcsolódó technikákat ismerteti, és átmenetet jelent a vetületi és a metszetképalkotás között.

Az első ilyen speciális téma a fogászati röntgenfelvételezés, amelyet a technológia és az innováció sokszínűsége jellemez. Az egyetlen (vagy két) fogról készült közönséges intraorális röntgenfelvétel Röntgen kora óta alapvetően alig változott, és ma az egyszerű mellkasi röntgenfelvétel mellett a leggyakrabban végzett röntgenvizsgálat. Ezzel szemben az összes fogról egyidejűleg készítendő felvétel kihívása a fogászatot a technológia élvonalába helyezte a panorámatechnikák kifejlesztésével, és legutóbb a kúpsugaras CT (CBCT) bevezetésével. Ezenfelül a fogak kis mérete és az ebből következő alacsonyabb röntgenteljesítmény-igény előmozdítja a berendezések hordozhatóságát. A berendezés hordozhatóságának kívánalma szintén külön témát képez, amelyet ebben a fejezetben vizsgálunk.

A test összetételének számszerűsítése egy másik speciális röntgenképalkotó technika. A kettős energiájú röntgen-csontsűrűségmérés (DXA) elsősorban egy adott anyag tömege meghatározására használják egy másik anyag jelenlétében, ismerve röntgensugár-gyengítéseiket különböző energiákon. A DXA elsődleges kereskedelmi célú alkalmazása a test ásványianyag-sűrűségének mérése a törés kockázatának

meghatározására és a csontritkulás diagnosztizálására; ezért az alkalmazott röntgenenergiákat a csontsűrűség mérésére optimalizálták. Jelenleg a becslések szerint világszerte több mint 50.000 egésztest DXA-rendszer van használatban.

Végül ez a fejezet áttekinti a rétegképalkotás folyamatát nem számítógépes módszerekkel, a röntgensugárforrás és a képérzékelő relatív mozgásának felhasználásával.

10.2. FOGÁSZATI RÖNTGENFELVÉTEL

10.2.1. Bevezetés

A fog egy alacsony gyengítésű, statikus tárgy, amely közvetlen besugárzás esetén csupán korlátozott igényeket támaszt az előállított röntgensugárzással szemben. A képfelvevőt a szájban helyezik el, és kívülről sugarazzák be. Ezt az univerzális, alacsony költségű technikát intraorális vizsgálatnak nevezik, ahol az interproximális (bitewing) vizsgálat a leggyakoribb. Ha a teljes fogsor röntgenfelvételére van szükség, akkor a képérzékelő és a röntgenforrás is a páciensen kívül helyezkedik el, a röntgensugár a fejen keresztül halad át, ami jelentős röntgenteljesítményt, valamint a röntgencső és a képfelvevő összetett mozgásszabályozását igényli. Ez ortopantomográfia (OPG, panoráma felvételezés) néven ismert eljárás és az intraorális vizsgálat kétdimenziós képeket készít, amelyeket leggyakrabban filmre, de egyre gyakrabban elektronikus formátumban rögzítenek. A speciális esetekre, amikor a fogászati diagnózishoz 3D-s információra van szükség, speciális CT-egységeket fejlesztettek, legújabban CBCT-t (lásd még 11. fejezet).

10.2.2. Technológia

10.2.2.1. Intraorális röntgenfelvétel

Az intraorális röntgencső egy kicsi, zömök eszköz, amely állóanódú és mindössze néhány milliamper csőárammal működik (lásd 5.9. ábra). A röntgengenerátor (lásd 5.4. szakasz) általában nagyon egyszerű, gyakran fix csőfeszültséggel és csőárammal, amely csak az expozíciós idő változtatásával teszi lehetővé a sugárzáskibocsátás beállítását. E készülékkel kapcsolatban a legfőbb kérdések a csőtartó stabilitása és a sugárnyaláb kollimálása. Nemzetközi szabványok előírják, hogy a fókusz és a bőrfelszín távolsága (FSD) 200 mm legyen. Ezt egy sugárhatároló toldattal (tubus) biztosítják, amely a sugárnyalábot a száj felvételezett területére szűkíti.

Míg a röntgenberendezés rendszeres minőségellenőrzést igényel (lásd 19. fejezet), a filmelőhívás folyamata (lásd 7.3. szakasz) még nagyobb figyelmet követel. A fólia nélküli filmet kiveszik a fénytől és nedvességtől védő csomagolásból, és kézzel vagy különböző fokú automatizálással dolgozzák fel. A kézi előhívás

valószínűleg a leggyakoribb, és ideális esetben a hőmérséklet és a filmelőhívási idő ellenőrzését igényli. Nagyobb volumenű klinikák esetében ez automatizálható, a filmet akasztókra szerelve, amelyek végigjárják az előhívó, (stopfürdő,) rögzítő és mosó folyamatokat. Ezek az eszközök jellemzően rendelkeznek időzítés- és hőmérséklet-szabályozással, de nem szabályozzák a kémiai aktivitást utántöltéssel. Ez a teljesen automatikus előhívókban valósul meg, bár ezek jellemzően a nagyobb fogászati ellátók sajátjai. A filmelőhívás bizonytalanságai a legjobban szenzitometriával szabályozhatók. Bár a fogászatban a kis filmformátum miatt ritkák a szenzitométerek, megfelelő eredményeket lehet elérni egy háromlépcsős "ék" egyszerű röntgenfelvételével (ez könnyen beszerezhető, akár elkészíthető a filmcsomagolásban található ólomfólia összehajtogatásával, de kereskedelmi forgalomban is megvásárolható). A digitális detektorok egyre inkább felváltják a filmet.

A digitális képfelvétel egy fluoreszcens lemezzel valósítható meg, amely egy száloptikai kúppal illeszkedik egy kameraként működő töltés-csatolt eszközhöz (CCD) (lásd 7.10. ábra). Az elektronikus jelet közvetlen kábelen vagy "Bluetooth" rádiófrekvenciás átvitelen keresztül lehet továbbítani egy adatgyűjtő számítógépre.

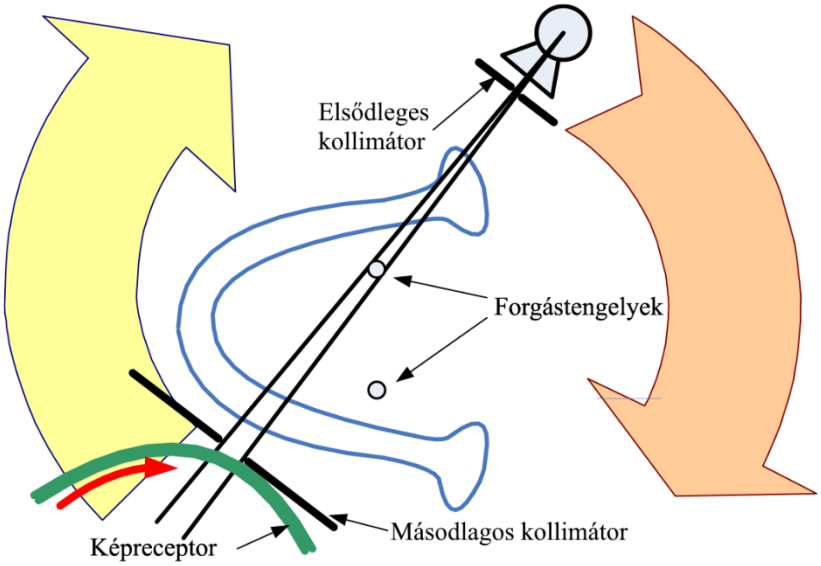
10.2.2.2. OPG

Az OPG felvételt (10.1. ábra) olyan összetett berendezéssel készítik, amelyben a röntgencső és a képérzékelő szerkezet vízszintes síkban mozog a páciens feje körül. Fontos, hogy maga a képreceptor is mozog az egységen belül egy ólomrekesz mögött (10.2. ábra). A készülék a tomográfia elvét (lásd később), és ami még fontosabb, a panorámafotózás elvét használja. Ez a folyamat a fényképészetben használt panorámakamera működése révén szemléltethető. Itt egy rés segítségével exponálnak egy képlemezre, amelyet a rekesz nyílása mögött mozgatnak, hogy egy "panoráma" képét rögzítsék, miközben a kamera egyidejűleg lassan forogva pásztázza a jelenetet.



10.1. ÁBRA. OPG-felvétel a fogakról.

Hasonlóképpen, az OPG-nél a fogakról készült panorámaképet egy keskeny, függőleges legyezőnyalábbal rögzítik, miközben a cső a fej hátsó része körül forog. Ezzel egyidejűleg a képérzékelő a rekesz mögött mozog, hogy rögzítse a képet. Ez a képalkotási helyzet nem izotróp, a függőleges nagyítás a normál vetületi röntgenleképezési elvek szerinti. A vízszintes nagyítást a rekesz mögötti képfelvevő sebessége és annak a fogakról vetített kép sebességéhez való viszonya határozza meg. Ezt azonban úgy állítják be, hogy az elkészült felvételen mindkét irányban azonos nagyítást adjon. A tomográfiás eljárást röviden a 10.5. szakasz ismerteti.



10.2. ÁBRA. Az OPG egység alapvető mozgásai az állkapocs körül. A cső kollimátorával keskeny sugárnyaláb jön létre. Figyeljük meg a képfelvevő mozgását a képfelvevő nyílás mögött.

10.2.2.2. CBCT

A CT-képalkotást egy ideje már használják a fogászatban, beleértve a fogászati alkalmazásokhoz egyedileg tervezett készülékeket is. Használatuk azonban a közelmúltban a kúpsugaras technológia megjelenésével szélesebb körben elterjedt. Számos CBCT-modell áll rendelkezésre, amelyek különböző képadatgyűjtési módszereket használnak. Közös jellemzőjük azonban, hogy a képadatgyűjtéshez síkképreceptoruk van, jellemzően digitális radiológiai technológiával vagy CCD-kamerás fluoreszcens lemezzel (lásd 7.4.4. és 8.2.1. szakasz). A CBCT jellemzően az egész fejet átfogó teljes látómezőn (FOV) képes adatgyűjtésre, bár előfordulhatnak olyan felvételek is, amelyek az állkapocsra szorítkoznak a teljes FOV mindössze 10%-ával. Ezen olcsóbb CT-egységek használata új lehetőségeket nyit meg a fogászati diagnosztika egyes területein, bár figyelembe kell venni az OPG-eljárásokhoz képest jelentősen magasabb dózisukat.

10.2.3. Fogászati dozimetria

Mivel a fogászati vizsgálatok a legnagyobb számban végzett radiológiai eljárások közé tartoznak, ezen eljárások dozimetriája nagy érdeklődésre tart számot. A dozimetria vonatkozó alapelveivel és méréstechnikáival a 22. fejezet és az IAEA Technical Reports Series 457 kiadvány [10.1] foglalkozik. Hasznos megvitatni még az ilyen dózisok nagyságát és lehetséges hatását. Bár nagy eltérések mutatkoznak a radiológiai létesítmények között által regisztrált dózisok között, egy nemrégiben Európában végzett tanulmány kimutatta, hogy az intraorális interproximális vetítés átlagos beeső levegőkerma (IAK) értéke 1–2 mGy között változik, az ennek megfelelő kerma-terület szorzat (KAP) 20–40 mGy·cm^2 mellett. Az érzéketlenebb filmet használó központokban a dózis várhatóan jelentősen nagyobb lenne. Az OPG vizsgálatok adatai, szintén Európából, 40 és 150 mGy·cm2 közötti KAP-értékeket mutattak.

A populáció effektív dózisának becslése (lásd 22.3.3. szakasz) azonban valamivel nehezebb a kritikus szervek komplex eloszlása miatt. Az állkapocs körül többnyire kevés sugárérzékeny szerv található. Az egyik kivétel a pajzsmirigy. A jól kollimált röntgenberendezéseknek azonban nem szabad közvetlenül besugározniuk ezt a szervet, de valószínűleg jelentős szórt sugárzás éri.

Az egyéb sugárérzékeny szervek közé tartozik az állkapocs vörös csontvelője és az agy. A nyálmirigyek, amelyek jelentős sugárzásnak vannak kitéve, szintén figyelmet követelnek. Utóbbit a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (International Commission on Radiological Protection, ICRP) 103. számú kiadványa [10.2] szerint az effektív dózis számításakor most már maradék szervként veszik figyelembe.

Néhány becslést végeztek az OPG vizsgálatok effektív dózisára, amelynek átlagos értéke körülbelül 7 μSv, az ICRP 60 korábbi súlytényezőinek felhasználásával. Az ICRP 103 súlyozótényezőinek használata a fogászatban az effektív dózist a különböző becslések szerint 50–400%-kal növeli. Mivel a CBCT készülékek nagy FOV-val működnek, az effektív dózisuk lényegesen magasabb, mint az OPG esetében, a teljes FOV-ra vonatkozó dózis becsült értéke 60 és 550 μSv között változik, ami még mindig lényegesen alacsonyabb, mint a hagyományos fej CT esetében, amelynek effektív dózisa körülbelül 2 mSv.

10.3. MOBIL RÖNTGENFELVÉTELEZÉS ÉS ÁTVILÁGÍTÁS

10.3.1. Bevezetés

A mobil röntgenberendezések a kis fogászati egységektől a nagy járműveken hordozott CT és mágneses rezonancia képalkotó egységekig terjednek. Az itt tárgyaltak az egyszerű felvételi és átvilágító berendezésekre korlátozódnak. A mobil berendezésekre akkor van szükség, ha a pácienst nem lehet röntgenvizsgálat céljából egy helyiségbe telepített röntgenberendezéshez szállítani. A klinikai központon kívül ez előfordulhat korlátozott erőforrásokkal rendelkező környezetben, vagy ha korlátozott ideig van szükség rá, például egy olyan betegség, mint a tuberkulózis röntgenfelvételi szűrőprogramja esetén. A klinikai központon belül akkor fordulhat elő, ha a páciens túl rossz állapotban van ahhoz, hogy kényelmesen elszállítsák, vagy ha bizonyos erőforrások korlátozottak. A mobil berendezések korlátai a megfelelő villamos energiaellátás elérhetőségével, a berendezés méretével és súlyával, valamint az ebből adódó, mozgatását akadályozó nehézségekkel kapcsolatosak. A mobil röntgenberendezések kialakítása változatos és innovatív, hogy a fenti korlátok mellett a lehető legnagyobb hasznot hozzák ki belőlük.

10.3.2. Technológia

Az 5. fejezetben leírtak szerint, feltételezve, hogy a nagyfeszültségű transzformátorban nincs veszteség, a szekunder oldal áramköre által a röntgensugár gerjesztésére fordított teljesítmény megegyezik a primer hálózati teljesítményfelvétellel. A háztartási egyfázisú áramellátás jellemzően 2,4 kW-ra korlátozott, szemben a telepített angiográfiás röntgenberendezések teljesítményigényével, amely akár 100 kW-ot is képes felvenni a nagyáramerősségű, többfázisú hálózatból. Míg a kis teljesítmény általában nem korlátozza az átvilágítás használatát, egyes röntgenfelvételeknél kihívást jelent. Az egyik megoldás egy kondenzátor feltöltése, amit a röntgencsövön keresztül sütnek ki, ez az úgynevezett "kondenzátorkisüléses" berendezés. A konstrukció fizikája által megszabott módon azonban a kondenzátor kisülése során a cső feszültsége gyorsan zuhan, ami a páciens nagy vastagsága esetén túlzott felszíni kerma kialakulásához vezet. Talán a legjobb forgatókönyv egy beépített akkumulátoros tápellátás, amit az 5. fejezetben leírtak szerint közép- és nagyfrekvenciás váltakozó árammá alakítanak, így jelentősen csökkenthető a beépítendő transzformátor tekercseinek vastagsága. További előnye, hogy akkor is használható, ha a vizsgálat helyszínén nem áll rendelkezésre villamos hálózat.

A lehetséges generátorkonstrukciók sokfélesége miatt a röntgensugárzás előállítására szolgáló nagyfeszültségű áramkörben sokféle hullámforma fordulhat elő. Amint az 5. fejezet tárgyalja, ez azonos csőfeszültség és csőáram röntgenparaméterek megválasztásakor különböző sugárzáskibocsátást és sugárminőségeket eredményez.

Ezért a mobil berendezések dozimetriai tényezőinek meghatározásakor körültekintően kell eljárni.

10.3.3. Képminőség

A képminőség ellenőrzése és az általános minőségellenőrzés a mobil röntgenberendezéseknél általában a telepített berendezéseknél alkalmazottakat követi. Megfigyelték, hogy a magas átvilágítási képminőség alkalmazása csökkentheti az eljárás időtartamát és ezáltal a sugármeneti időt. A képminőség fontos részét képezi a megtekintő monitorok beállítása és a használat környezeti feltételei. Minden erőfeszítést meg kell tenni, hogy a monitorokat alacsony megvilágítottságú környezetben szemléljék.

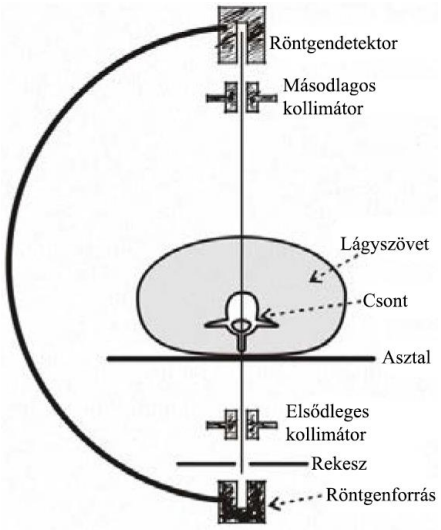
10.3.4. Sugárvédelem

A mobil röntgenberendezések a foglalkozási és a lakossági sugárterheléssel kapcsolatos aggályokat is felvetnek, mivel a berendezéseket nem egy erre a célra kialakított, árnyékolt környezetben üzemeltetik. Feltételezve, hogy minden röntgenberendezés szivárgó sugárzását ellenőrizték, az eljárás során a foglalkozási sugárterhelés szempontjából kérdéses forrás a páciens belépőoldali felszíne. Javasolt az orvosi fizikussal végeztetni helyszíni méréseket a páciensből szóródó sugárzás levegőkerma-szintjéről egy fantom segítségével a gyakori felvételi- és átvilágító eljárásoknál.

Mivel a mobil röntgenvizsgálat olyan környezetben történhet, ahol más betegek vagy a lakosság tagjai a közelben tartózkodhatnak, alapvető fontosságú, hogy az orvosi fizikus és a röntgenvizsgálat helyszínén dolgozó személyzet között jó kommunikáció legyen. A személyzetnek részt kell vennie a megfelelő sugárvédelmi tanfolyamokon, amelyeken a mobil röntgenvizsgálat sugárzással összefüggő kockázatairól is tájékoztatást kell adni. Sok esetben, például a mobil mellkasfelvétel esetén, a helyes röntgenfelvételi gyakorlat alkalmazása az alapvető sugárvédelemmel együtt a legtöbb kórházi környezetben biztosítja a biztonságos használatot. Egyszerű méréseket kell végezni a mobil röntgenberendezések használatának biztonságosságát (vagy annak hiányát) demonstrálandó.

10.4. DXA

A DXA működési elve kettős leképezésen alapszik, amelyek egy kis- és egy nagyenergiájú röntgennyaláb gyengítését rögzítik, speciális képalkotó egységgel, amely sajátos nyalábszűrést és a két gyengítési térkép közel tökéletes térbeli regisztrációját alkalmazza (10.3. ábra).



10.3. ÁBRA. A DXA rendszer részeit bemutató vázlat. A fenti, tűlyuk-kollimátort és egyetlen detektort használó gantry együttesét ceruzanyaláb elrendezésű rendszernek nevezik. A kép elkészítéséhez a ceruzanyaláb-rendszernek fizikailag egyenesek mentén kell végigpásztáznia a vizsgálni kívánt területet. A réskollimátorral és a szelvényezett vonaldetektorral rendelkező egyéb rendszereket legyezőnyalábúaknak nevezik, és előnyeik közé tartozik a nagyobb térbeli felbontás és a rövidebb pásztázási idő.

Az anyagi összetétel meghatározásának eljárása a tárgyon áthaladó röntgenfluxus teljes gyengítésének tárgyalásával vázolható, amelyet a következő képlet ad meg:

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{N} \mu_i t_i} = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{N} \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \xi_i} \qquad (10.1)$$

ahol:

I_0 a gyengítetlen röntgensugárzás intenzitása, mielőtt az áthalad a t_i vastagságú, i indexű összes (N) anyagon;
μ_i az i-edik anyag lineáris sugárgyengítési együtthatója;
$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i$ az i-edik anyag tömeggyengítési együtthatója;
és ξ_i az i-edik anyag felületi sűrűsége = $\rho_i t_i$.

A DXA az egyenletet egyszerre csak két anyagra tudja megoldani. A következő három alapvető feltevés alkalmazásával azonban három anyagot lehet számszerűsíteni, ezek a csont, a sovány tömeg és a zsírtömeg:

(i) A röntgensugárzásnak a testen való áthaladása a két energiaablak esetében pontosan leírható egy exponenciális gyengülési folyamattal ((10.1) egyenlet).
(ii) Az emberi test felvételének képpontjai két komponenst írhatnak le, azaz vagy lágyszövetet és csont ásványi anyagot, vagy csont híján a sovány tömeget és zsírtömeget. Így, bár a DXA csak két kompartmentet tud megoldani az egyes pixelekre, a testösszetétel háromkomponensű modelljét képes leírni.
(iii) A felvételen a csonttal átfedő lágyszövetek összetétele és röntgensugár-gyengítése előrejelezhetők a csonthoz közeli, de a csonttal nem átfedő szövetek összetétele és röntgensugár-gyengítései alapján.

Ahhoz, hogy tovább magyarázhassuk, hogy a DXA hogyan méri a csont- és lágyszöveti tömeget, egyszerűsített DXA egyenleteket vezetünk le két különböző energiájú (nagy- és kisenergiájú) monokromatikus röntgenexpozícióra. A teljes megoldáshoz a röntgensugárzás spektrumában a gyengítés integrálására lenne szükség minden egyes energia szerint. A gyengítési egyenlet az egyes expozíciókhoz a következő két egyenletet eredményezi:

$$I^L = I_0 e^{-\left[\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_s^L \xi_s + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_b^L \xi_b\right]} \tag{10.2}$$

$$I^H = I_0 e^{-\left[\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_s^H \xi_s + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_b^H \xi_b\right]} \tag{10.3}$$

ahol a felső indexek a nagy (H) és kis (L) energiájú röntgensugarakat, az alsó indexek a lágyszövetet (s) és a csontot (b) jelölik.

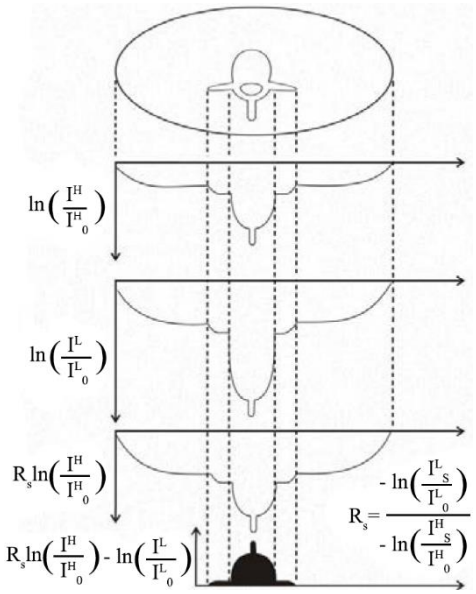
Ezen egyenletek megoldása a csont felületi ásványianyag-sűrűségére (aBMD) az alábbi összefüggést adja meg:

$$\xi_b = \frac{R_S \, ln\left(\frac{I^H}{I_0^H}\right) - ln\left(\frac{I^L}{I_0^L}\right)}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_b^L - \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_b^H R_S} = aBMD \tag{10.4}$$

ahol az R_S-re általában a lágyszövetek "arányértékeként" hivatkoznak, amelyet a csontot övező, de azt nem magukba foglaló szövetekre mérnek:

$$R_S = \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_S^L}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_S^H} \tag{10.5}$$

Ezt a folyamatot a 10.4. ábra szemlélteti grafikusan.



10.4. ÁBRA. A DXA elve a 10.3. ábra szerinti négy intenzitásprofillal. A magas energiaelnyelési profilt megszorozzák a lágyszövetek R-értékével, R_s-sel, amely figyelembe veszi a lágyszövet magas és alacsony energiájú elnyelésének különbségeit. R_s értékét a csontot le nem képező képpontok esetében a (10.5) egyenlet segítségével mérjük.

Ahhoz, hogy egy DXA készülékkel a csont ásványianyag-sűrűsége meghatározható legyen, a DXA készüléket egy adott vizsgálatra (például gerinc) és egy adott DXA rendszer típusára szabott fantommal kell kalibrálni. Kifejlesztettek olyan univerzális fantomokat is, amelyek különböző gyártmányokkal is használhatóak. A DXA egységek kalibrálása azonban fontos gyakorlati kérdés, amely elengedhetetlen a DXA használhatósága érdekében. A T-score a csontritkulás elsődleges diagnosztikai eredménye, és fordítottan arányos a törés kockázatával. A Z-score fiatal felnőttek és gyermekek alacsony csonttömegének diagnosztizálására használják. Nemzetközi egyezmény szerint a T-score a páciens aBMD-je és egy fiatal referencia aBMD-je közötti különbség, a referencia populáció (aBMD) tapasztalati szórására vonatkoztatva:

$$\text{T-score} = \frac{\text{aBMD}_{\text{páciens}} - \text{aBMD}_{\text{fiatal felnőtt átlag}}}{\text{SD}_{\text{fiatal felnőtt átlag}}} \tag{10.6}$$

ahol SD a fiatal felnőttek populáció (aBMD-jének) szórása. A páciens csontsűrűsége Z-score-ként is kifejezhető, amely a páciens aBMD-je és egy korával és jellemzően etnikumával megegyező, referencia aBMD érték átlagának különbsége a referencia (aBMD) tapasztalati szórásának hányadosával:

$$\text{Z-score} = \frac{\text{aBMD}_{\text{páciens}} - \text{aBMD}_{\text{egyező korú és etnikumú átlag}}}{\text{SD}_{\text{egyező korú és etnikumú átlag}}} \tag{10.7}$$

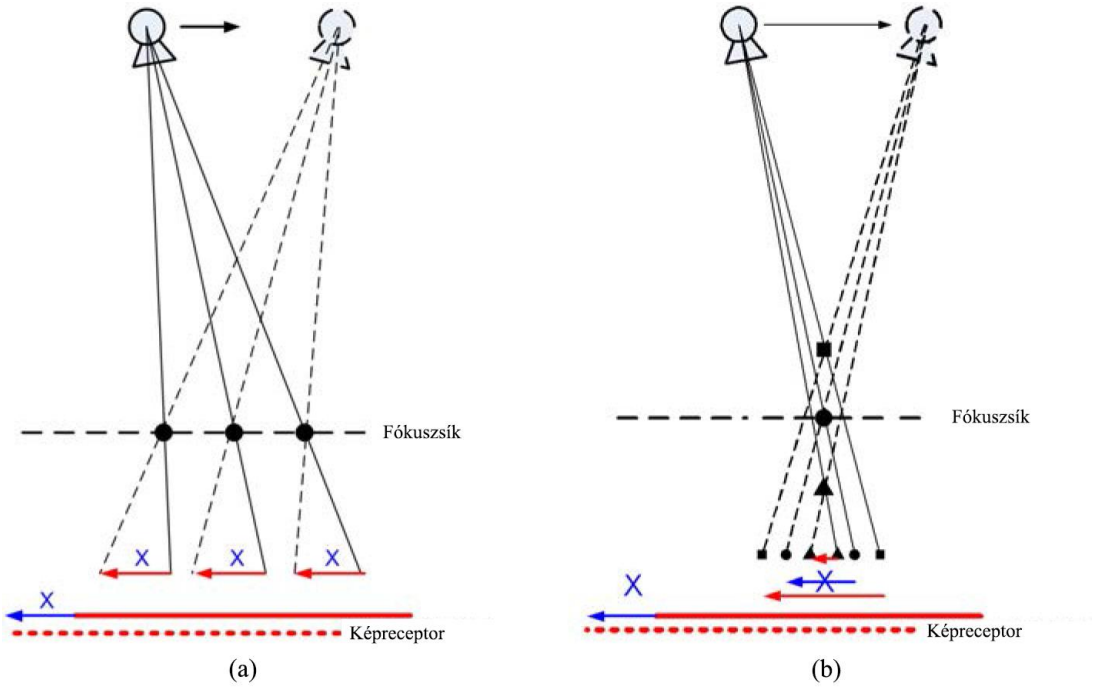
A T- és Z-score kiszámításához használt referenciaértékek a helyi populációk normatív adatbázisaiból származnak. A T- és Z-score kiszámításához használt ajánlásokról további információ az Official Positions of the International Society for Clinical Densitometry (Nemzetközi Klinikai Denzitometriai Társaság Hivatalos Állásfoglalásai) kiadványokban található [10.3].

10.5. HAGYOMÁNYOS TOMOGRÁFIA ÉS TOMOSZINTÉZIS

A rétegfelvételek haszna, amely révén elkerülhető a nem kívánt, egymással átfedő szövetek felvételezése, már a röntgenképalkotás kezdete óta jól ismert. E felvételek készítése a hagyományos tomográfia néven ismert analóg eljárással történik.

10.5.1. Alapelvek

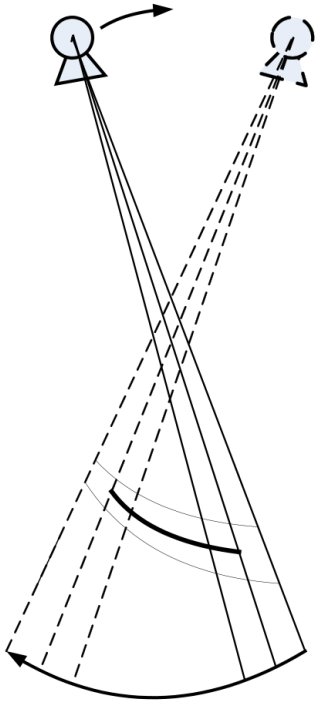
A hagyományos tomográfia a képi elmosás elvét aknázza ki, azáltal, hogy a radiológiai képről kihagyja az átfedő struktúrákat, miközben a test egy része fókuszban marad. A képfelvétel során a röntgencső mozgásban van, így a test egy adott területének vetített képe mozog, de a csővel ellentétes irányban. E kép rögzítéséhez a képreceptor a vetített képpel egyidejűleg, azzal azonos irányban mozog (10.5(a) ábra). Ha a testet úgy tekintjük, hogy az a képreceptorral párhuzamos rétegek sorozatából áll, akkor a különböző rétegek képei különböző sebességgel mozognak, és csak az a réteg lesz fókuszban, amelynek képe a képfelvevővel azonos sebességgel halad. Ez látható a 10.5(b) ábrán, ahol a röntgencső és a kazetta is állandó sebességgel halad. A fókuszban lévő részt nevezzük fókuszsíknak. A test fókuszsík feletti és alatti területei egyre elmosódottabbak lesznek, ahogy a síkhoz viszonyított távolságuk növekszik.



10.5. ÁBRA. Mind az a), mind a b) esetben a cső állandó sebességgel mozog jobbra. Ezzel egyidejűleg a képfelvevő az ellenkező irányba mozog. A fókuszsík az a sík, amely párhuzamos a képfelvevővel, és ahol a képnek a képfelvevőhöz viszonyított mozgása nulla (a). A (b) képen a fókuszsíkon kívüli tárgyak relatív elmozdulása látható a kép és a képreceptor között.

Ezután érthető, hogy a fókuszzóna vastagsága a fókuszsíkkal szomszédos területek képének a képreceptorhoz viszonyított sebességével függ össze. Például a röntgencső nagy elmozdulásakor a képsebesség a képreceptorhoz képest gyorsan nő a fókuszsíktól távolabbi rétegek esetében; következésképpen a nem elmosódó térfogat (a fókuszzóna) vastagsága csökken, és fordítva, ha a cső elmozdulása kicsi, a fókuszzóna nagy lesz. Ugyanígy látható, hogy a fókuszsík feletti, a képfelvevőtől távolabb lévő tárgyak gyorsabban elmosódnak, mint a képfelvevőhöz közelebbi tárgyak.

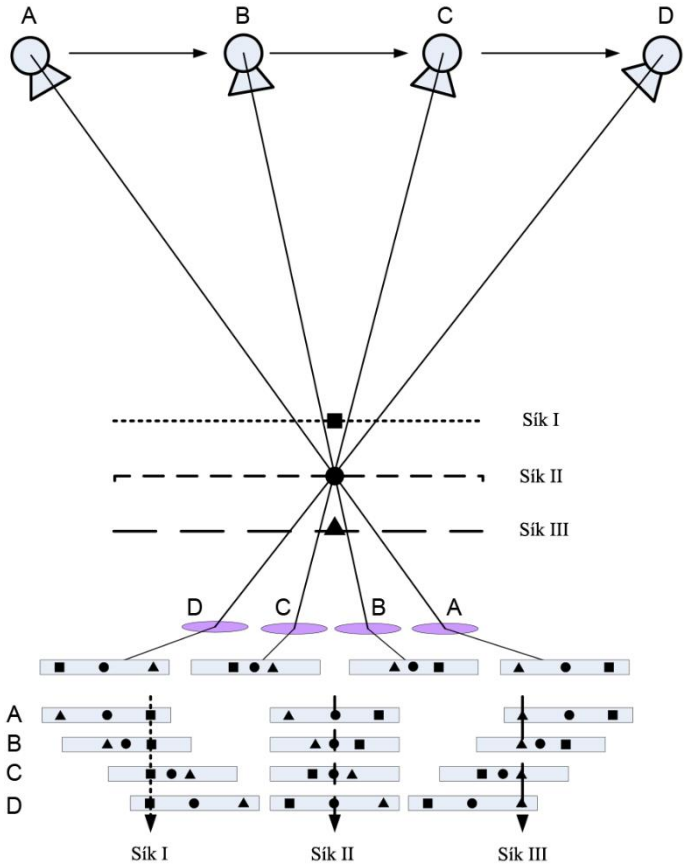
A fent vázolt hagyományos tomográfiás példa könnyen kiterjeszthető a fogászati röntgenfelvételeknél való használatra, ha megfontoljuk a képfelvevő sebességének megváltoztatását. Ha a képfelvevő sebességét növeljük, levonható az a következtetés, hogy a fókuszterület, amelyet a fogászatban fókuszcsatornának neveznek, távolodik a képfelvevőtől, és a sebesség csökkentésével ennek fordítottja történik. Ily módon egy ívelt fókuszpálya hozható létre, amint az a 10.6. ábrán látható, ahol megfigyelhető, hogy a fókuszpálya szélessége csökken, ahogy távolodik a képfelvevőtől (lásd 10.2.2.2. fejezet).



10.6. ÁBRA. A röntgensugár állandó sebességgel halad jobbra, míg az alatta lévő képreceptor balra. Az egybefüggő vonal a fókuszsík. Ebben az esetben a képreceptor a mozgás során felgyorsul, így a fókuszsík a képreceptortól távolodik.

A hagyományos tomográfia érdekes fejlesztése a digitális technológia hozzáadása volt, amellyel a képfelvevő sebességét "digitálisan" változtatják meg; ezt nevezik tomoszintézisnek. Ebben az esetben egy felvételsorozat tíz egyedi röntgenképből állhat, amelyek mindegyikét a cső egyszeri elmozdítása során, egymás után olvasnak ki és törölnek. A képeket digitálisan összeadják, hogy rekonstruálják a test különböző fókuszsíkjait. Látható, hogy a fókuszsíkot úgy lehet megváltoztatni, hogy a sorozatban minden egyes képet növekvő mértékben előre- vagy visszatolunk. A 10.7. ábra ezt négy kép egyszerűsített esetére szemlélteti.

A 9. fejezetben tárgyaltak szerint a tomoszintézist célszerűbb a CT speciális eseteként kezelni, amelyben az adatokat korlátozott szögtartományból nyerik. A számított képet ezután a különböző CT rekonstrukciós módszerekkel lehet megkapni.



10.7. ÁBRA. A röntgencső állandó sebességgel mozog jobbra, míg a képreceptor állandó sebességgel mozog balra. Ezen az ábrán a kép négy mintavételezése látható az A, B, C és D csőpozícióban. A négy mintavételezett kép megfelelő eltolással történő kombinálásával a jelzett I., II. és III. síkokra fókuszált tomográfiás képek készíthetők.

10.5.2. Tomográfiai alkalmazások

A hagyományos tomográfiát a modern radiológiai osztályon szinte teljesen felváltotta a CT. Az egyik terület, ahol még mindig széleskörűen használható, az intravénás pielogram, ahol a vesében lévő kontrasztanyagot kényelmesen a fókuszsíkon belül lehet elhelyezni, a kontrasztanyag jobb láthatóságáért. A változó sebességű tomográfia használata azonban igen elterjedt a fogászati intézményekben, a pantomográfiás fogászati röntgenfelvételek alkalmazásával, amint azt a 10.2. szakasz ismerteti.

A hagyományos tomográfia minden egyes fókuszsík felvételéhez vagy réteghez egy-egy röntgenfelvételt igényel. Ezért a sok metszetet megkívánó vizsgálatok természetüknél fogva nagy dózisúak. A tomoszintézis alkalmazása viszont csak egyszeri expozíciót és csőmozgást igényel ahhoz, hogy elegendő adatot rögzítsen a test metszeteinek rekonstrukciójához. Ez egy feltörekvő technológia, amelynek eddigi legjelentősebb alkalmazása a mammográfiában történt (9. fejezet).

HIVATKOZÁSOK

[10.1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).
[10.2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 103, Elsevier (2008).
[10.3] LEWIECKI, E.M., et al., Official positions of the International Society for Clinical Densitometria, j. Clin. Endocrinol. Metab. 89 (2004) 3651-3655.

IRODALOMJEGYZÉK

CENTRE FOR EVIDENCE-BASED PURCHASING, Digital Cone Beam Tomography (DCBT) Systems, CEP 10048; NHS PASA (2010).

HELMROT, E., ALM CARLSSON, G., Measurement of radiation dose in dental radiology, Radiat. Protect. Dosim. 114 (2005) 168-171.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dual Energy X Ray Absorptiometry for Bone Mineral Density and Body Composition Assessment, IAEA Human Health Series No. 15, IAEA, Vienna (2010).

LANGLAND, O.E., LANGLAIS, R.P., Principles of Dental Imaging, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (1997).

LUDLOW, J.B., DAVIES-LUDLOW, L.E., BROOKS, S.L., HOWERTON, W.B., Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT , Dentomaxillofac. Radiol. 35 (2006) 219–226.

WILLIAMS, J.R., MONTGOMERY, A., Measurement of dose in panoramic dental radiology, Br. J. Radiol. 73 (2000) 1002-1006.

11. fejezet

KOMPUTERTOMOGRÁFIA

J. GELEIJNS
Leiden Egyetem Orvosi Központ,
Leiden, Hollandia

Fordította: Hegyesi Szilvia

Lektorálta: Dr. Major Tibor

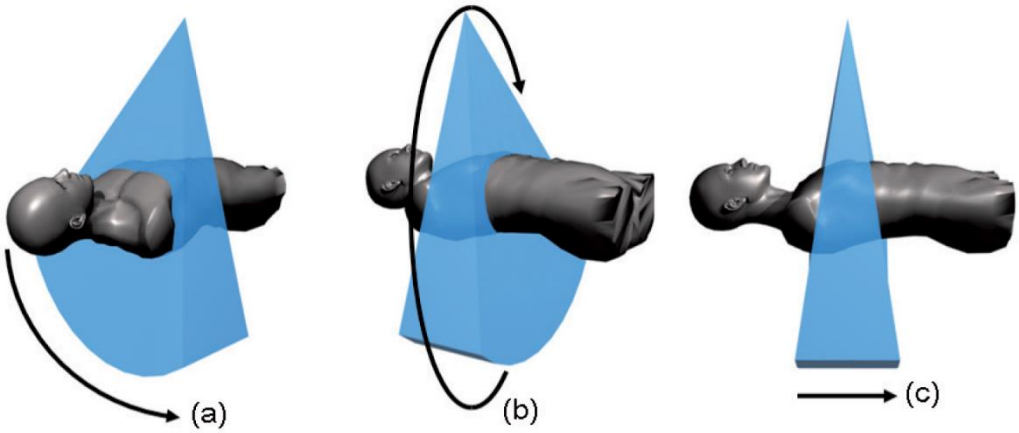
11.1. BEVEZETÉS

A klinikai rutinba való 1971-es bevezetése után a komputertomográfia (CT) egy olyan röntgenképalkotó modalitásból fejlődött ki, amelynek használata a neurológiára, azon belül az agy axiális leképezésére korlátozódott. Később sokoldalú, háromdimenziós, az egész test leképezésére alkalmas modalitássá vált, lehetővé téve a felhasználások széles skáláját, ideértve az onkológiát, a vaszkuláris radiológiát, a kardiológiát, a traumatológiát és az intervenciós radiológiát. A CT-t diagnosztikára és a páciensek állapotának nyomon követése mellett sugárterápiás kezelések megtervezésére, illetve adott rizikófaktorokkal rendelkező alpopuláció szűrésére is alkalmazzák.

11.2. A CT ALAPELVEI

11.2.1. A röntgenleképezés, a transzmissziós profilok gyengítése és gyűjtése

A CT képalkotás folyamata során nagyszámú vetítésből, különböző irányokból mérjük a páciensen áthaladó röntgennyalábok gyengítési profiljait. Egy adott irányú gyengítési profilt elsődlegesen az adott irányra merőleges, ívelt detektor rögzít, mely 800-900 detektorelemből (del) épül fel és detektorsornak nevezzük. A röntgencső és a detektorsor páciens körüli forgásával nagyszámú vetítés felvételezése válik lehetővé. A forgástengely vetületén egymás mellé sorakoztatott több tíz vagy akár több száz detektorsor használata még gyorsabb felvételezést tesz lehetővé (11.1. ábra). A rögzített gyengítési profilokat a CT-kép rekonstruálására használják, amely egy képelemeket (pixelek) tartalmazó mátrixot alkot (lásd a 11.3. szakasz).



11.1. ÁBRA. A CT képalkotás illusztrálása, a páciensen keresztül haladó röntgennyalábok detektálása egy detektorsor használatával (a), a röntgencső és a detektorsor forgatásával (b), valamint többsoros detektorral (c).

A CT felvétel képpontjaihoz rendelt értékek összefüggenek a leképezett szövetek sugárgyengítésével, pontosabban azok μ (m^{-1}) lineáris sugárgyengítési együtthatóival (lásd 2.3.1. szakasz). A lineáris sugárgyengítési együttható függ az anyag összetételétől, a sűrűségétől és a fotonenergiától, ahogyan azt a Beer-törvény mutatja:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \tag{11.1}$$

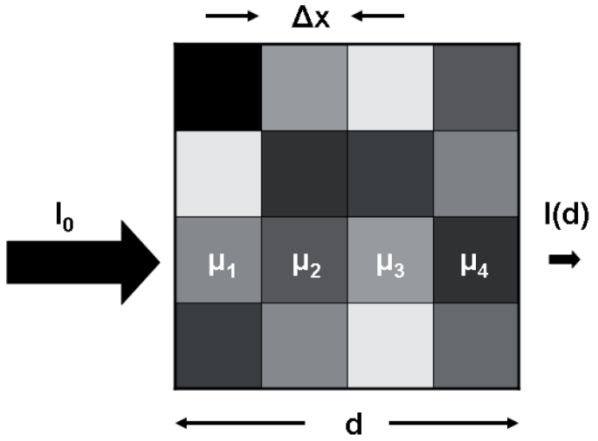
ahol $I(x)$ a gyengített röntgennyaláb intenzitása, I_0 a gyengítetlen röntgennyaláb intenzitása és x a vizsgált anyag vastagsága. Megjegyzendő, hogy a Beer-törvény csak az elsődleges sugárnyaláb gyengülését veszi figyelembe, míg a keletkező szórt sugárzás intenzitásával nem számol. A nem monoenergiás röntgennyalábok esetén a Beer-törvény úgy alkalmazható, hogy a röntgenspektrum minden energiájára külön-külön kell elvégezni a sugárgyengülés számítását és ezt a teljes spektrumra integrálni kell. Azonban a visszavetítést alkalmazó CT rekonstrukciós algoritmusok ezt általában nem veszik figyelembe; ehelyett jellemzően a gyakorlatban azt feltételezzük, hogy a Beer-törvény alkalmazható azzal, hogy a röntgensugárzás spektrumának átlagos fotonenergiájának megfelelő, egyetlen értékkel számolunk. Ez a feltételezés pontatlanságokat okoz a rekonstrukcióban és a nyaláb felkeményedése miatt jelentkező műtermékekhez vezet.

A páciensen áthaladó röntgensugárzás különböző szöveteken hatol át, melyeket különböző lineáris sugárgyengítési együttható jellemez. Abban az esetben, ha a nyaláb útja a páciensben 0-tól d-ig tart, akkor a d távolságon áthaladva gyengülő nyaláb intenzitása a következőképpen fejezhető ki:

$$I(d) = I_0 \mathrm{e}^{-\int_0^d \mu(x)\mathrm{d}x} \tag{11.2}$$

A CT felvétel tulajdonképpen pixelek mátrixa, emiatt a szkennelt páciens felfogható úgy is, mintha különböző lineáris sugárgyengítési együtthatójú térfogatelemekből (voxelekből) épülne fel. A 11.2. ábrán leegyszerűsítve egy 4×4-es mátrix reprezentálja a vonal menti transzmissziót. Egy ilyen diszkretizáció esetén a gyengítés a következőképpen fejezhető ki:

$$I(d) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{i=4} \mu_i dx} \tag{11.3}$$



11.2. ÁBRA. Röntgennyaláb gyengítésének elve egy egyszerű 4×4-es mátrix esetén. Elvben a mátrix minden egyes eleme különböző lineáris sugárgyengítési együtthatóval bír.

A fentiekből látható, hogy a CT-hez szükséges alapvető információk a gyengített és a belépő röntgensugarak intenzitásai, $I(d)$ és I_0, illetve ezek detektálhatósága. A képrekonstrukciós technikák ezután alkalmazhatók a lineáris sugárgyengítési együtthatók mátrixának meghatározására, amely a CT kép alapját képezi.

11.2.2. A Hounsfield-egység

A CT felvételen a rekonstruált lineáris sugárgyengítési együtthatók mátrixát (μ_{anyag}) áttranszformáljuk a hozzájuk rendelt Hounsfield-egységek mátrixává (HU_{anyag}), ahol a HU skálát a szobahőmérsékletű víz lineáris sugárgyengítési együtthatójára vonatkoztatva fejezzük ki ($\mu_{\text{víz}}$):

$$\mathrm{HU}_{\mathrm{anyag}} = \frac{\mu_{\mathrm{anyag}} - \mu_{\mathrm{víz}}}{\mu_{\mathrm{víz}}} \times 1000 \qquad (11.4)$$

Megállapítható, hogy a $\mathrm{HU}_{\mathrm{víz}} = 0$ ($\mu_{\mathrm{anyag}} = \mu_{\mathrm{víz}}$), $\mathrm{HU}_{\mathrm{levegő}} = -1000$ ($\mu_{\mathrm{anyag}} = 0$) és HU = 1 a víz lineáris sugárgyengítési együtthatójának 0,1%-át adja meg. A testszövetekre jellemző értékek a 11.1. táblázatban láthatóak. A HU-értékek a képalkotás során alkalmazott csőfeszültségtől függően változnak, kivéve a víz, illetve a levegő HU-értékét, melyek a definíció következtében állandók. Ennek oka, hogy a különböző anyagok a fotonenergia függvényében nem-lineáris kapcsolatot mutatnak a vízhez viszonyított lineáris sugárgyengítési együtthatójukkal. Ez a hatás leginkább az olyan anyagok esetén szembetűnő, amelyeknek magas az effektív rendszámuk, mint például a kontrasztanyaggal telített vér és a csont.

11.1. TÁBLÁZAT. KÜLÖNBÖZŐ SZÖVETEKRE ÉS ANYAGOKRA JELLEMZŐ HU-ÉRTÉKEK ÉS -TARTOMÁNYOK[a]

Anyag	HU
Tömör csont	+1000 (+300 … +2500)
Máj	+60 (+50 … +70)
Vér	+55 (+50 … +60)
Vesék	+30 (+20 … +40)
Izom	+25 (+10 … +40)
Agy, szürkeállomány	+35 (+30 … +40)
Agy, fehérállomány	+25 (+20 … +30)
Víz	0
Zsír	–90 (–100 … –80)
Tüdő	–750 (–950 … –600)
Levegő	–1000

[a] A tényleges HU-érték az anyag vagy szövet összetételétől, a csőfeszültségtől és a hőmérséklettől függ.

A legkisebb bitmélység, amelyet egy képponthoz érdemes rendelni 12, ami lehetővé teszi a Hounsfield-skála létrehozását -1024 HU és +3071 HU között, így a legtöbb klinikailag fontos szövetet lefedve. A bitmélységet 14-re növelve egy kiterjesztett Hounsfield-skála hozható létre +15 359 HU felső határral, és ezzel lehetővé válik nagy sűrűségű és nagy lineáris sugárgyengítési együtthatójú anyagok vizsgálata.

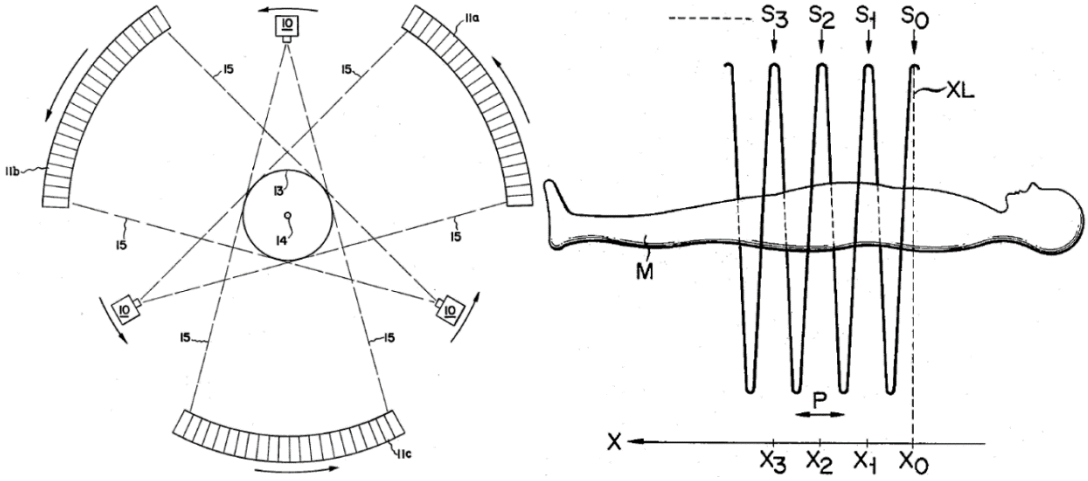
A CT felvételeket általában olyan monitorokon jelenítik meg, melyek nyolc biten szürkeárnyalatos skálával és így mindössze 256 szürkeértékkel rendelkeznek. Minden egyes pixel HU-értékét lineáris feltérképezéssel rá kell vetíteni egy-egy 8 bites intenzitású „ablakra”. Az ablakszélesség határozza meg a megjelenített, feltérképezett HU-értékek tartományát (a fehértől a feketéig), míg az ablak szintje szabja meg az ablakszélességen belül a HU középértékét a kiválasztott ablakban. A képen a vizsgálandó szövetek legjobb megjelenítése csak az ablak szintjének és szélességének legalkalmasabb beállításával érhető el. Következésképpen, a lágyszövet, a tüdőszövet vagy a csont megjelenítésére különböző ablakszintet és -szélességet használnak. Az ablakszint és ablakszélesség által meghatározott szürkeskálát az adott diagnosztikai feladathoz, így az ettől függő klinikai kérdéshez kell igazítani.

A klinikai gyakorlatban jelentős eltérések fordulhatnak elő a várt és a képalkotás során felvételezett HU-értékek között. Az ilyen pontatlanságok okai lehetnek például a HU-érték rekonstrukciós szűrőtől való függése, a leképezett látómező (FOV) mérete és a FOV-on belüli elhelyezkedés. Ezenkívül a képi műtermékek is hatással lehetnek a HU-értékek pontosságára. A vizsgálatok ismétlése során figyelembe kell venni, hogy azonos képalkotó modalitás alkalmazása esetén idővel változhatnak az adott szövettípus HU-értékei. A több centrumban elvégzett vizsgálatokban, amelyekben különböző CT berendezéseket használnak, szintén jelentős eltérések lehetnek a detektált HU-értékekben. Ezek következtében a kvantitatív céllal készített CT képalkotás külön figyelmet és gyakran a CT berendezés további kalibrációját igényli.

11.3. A CT KÉPALKOTÓ RENDSZER

11.3.1. Múltbeli és jelenlegi képalkotási konfigurációk

Az 1970-es évek elején végzett preklinikai kutatás és fejlesztés után a CT a diagnosztikus radiológiában nélkülözhetetlen képalkotó eszközzé vált (11.2. táblázat). Lenyűgöző, hogy a modern CT technológia nagy részét, amelyet napjainkban a klinikai gyakorlatban használunk, már 1983 végére leírták (11.3. ábra). A többdetektorsoros CT (MDCT) és a többforrásos CT elvét már egy 1980-as amerikai szabadalom tárgyalta [11.1]. A szabadalom leírja a szerzők által "széleskörűen alkalmazható, nagysebességű tomográfiás röntgenszkenner"-nek nevezett rendszert. A helikális CT képadatgyűjtési technikát leíró szabadalom [11.2] ezt írja: "a készülék lehetővé teszi a helikális szkennelést az asztal folyamatos mozgatása révén". A folyamatosan forgó röntgensugárforrás által bejárt út a páciens szemszögéből nézve spirális.



11.3. ÁBRA. A többforrásos- és MDCT (balra), valamint a helikális CT koncepciója (jobbra).

1980-ban az egyesült államokbeli Mayo Klinikán üzembe helyezett volumetrikus CT egy olyan szkenner volt, amely a másodperc tört része alatt képes volt egy adott térfogat teljes leképezésére, az ott üzembe helyezett „Dynamic Spatial Reconstructor”-nak (Dinamikus Térbeli Rekonstruktor) köszönhetően. A szkenner 14 röntgencsövet, ill. 14 képerősítőt használt és lenyűgöző teljesítményt nyújtott a térbeli lefedettség és az időbeli felbontás tekintetében, még a ma használt sztenderdekkel összehasonlítva is.

Jelenleg a legtöbb berendezés helikális MDCT szkenner, de a kettős forrású és a volumetrikus CT szkenner technológiákat is széles körben alkalmazzák.

11.3.2. Gantry és asztal

A gantry magába foglalja a rendszer minden elemét, melyek a páciensből kilépő nyaláb gyengítési profiljának detektálásához szükségesek. A transzmissziós méréseket különböző szögekből kell elvégezni, emiatt a képalkotó eszközöket a forgatható gantry szerkezeti elemein rögzítik. A röntgencső a nagyfeszültségű generátorral és a hűtőrendszerrel, a sugárhatároló, a nyalábformáló szűrők, a detektorív, illetve a képadatgyűjtő rendszer mind ezen a szerkezeten helyezkedik el. Ezeknek az alkatrészeknek a műszaki tervezése összetett, mivel ellen kell állniuk a jelentős centrifugális erőnek, amely a gantry gyors forgása során fellép. 0,25 másodpercnyi nagyságrendű körülfordulási idő esetén néhány tíz *g* erő lép fel.

A villamos energiaellátás általában a gantry forgórészéhez a csúszógyűrűkön keresztül jut. A felvett projekciós profilok általában a gantryről vezetéknélküli kommunikációs technológiával jutnak el egy számítógépre.

Az asztal műszaki tervezése és kivitelezése, akárcsak a gantry-é, kritikus, a nagy forgási sebesség mellett történő pontos adatrögzítés eléréséhez. Az asztalnak jelentős terhet kell elbírnia lehajlás nélkül. A páciens pozicionálása az asztalon történhet fejjel

vagy lábbal előre, illetve hanyatt vagy hason fekve; a fektetésre vonatkozó paramétereket általában a vizsgálati adatokkal együtt rögzítik.

11.2. TÁBLÁZAT. KÜLÖNBÖZŐ CT TECHNOLÓGIÁK ÁTTEKINTÉSE

CT technológia	Detektor-konfiguráció	Axiális FOV átfogása	Felvételezés axiális projekciós szögekből	Hosszanti tartomány lefedése
Első klinikai CT berendezés, 1974	Egyetlen del	Ceruzanyaláb, a röntgencső és a del kisléptékű, diszkrét mozgatásával	A röntgencső és a detektor forgatása kisléptékű szögelfordulással	Az asztal kisléptékű mozgatása
Axiális („step and shoot”) CT berendezés	Egyetlen detektorsor sokszáz del-lel	Legyezőnyaláb, a FOV teljes lefedésével	A röntgencső és a detektor 360°-ban egyszer fordul körbe	Mint fentebb
Helikális CT berendezés	Mint fentebb	Mint fentebb	A röntgencső és a detektor többszöri, folytonos forgatása	Az asztal folytonos léptetése
Helikális MDCT berendezés, 1998	Több detektorsor, pl. 4…64 aktív csatornával	Mint fentebb	Mint fentebb	Mint fentebb
Kettős forrású, helikális, MDCT berendezés	Két detektor, több detektorsorral, pl. 32…64 aktív csatornával	Két legyezőnyaláb, melyből legalább egy a teljes FOV-ot lefedi	Két röntgencső és detektor többszöri, folytonos körülfordulása	Mint fentebb
Volumetrikus CT berendezés, 2007	Több detektorsor, jelenleg legfeljebb 320 aktív csatornával	Kúpsugár, a FOV teljes volumetrikus lefedésére	A röntgencső és a detektor egyszeri, folytonos körülfordulása	A hosszanti tartomány átfogását (pl. 160 mm) a széles kúpsugár biztosítja; a 160 mm-t meghaladó átfogást a „step and shoot” adatgyűjtéssel és a rekonstruált térfogatok összefűzésével érik el

11.3.3. Röntgencső és generátor

A CT-hez szükséges nagy röntgenfluxus miatt a röntgencső volfrám anódot használ, amelyet úgy terveztek, hogy ellenálló legyen és elvezesse a jelentős hőterhelést. A hosszú idejű, folytonos képadatgyűjtés során a rendszer hűtését gyakran olajat vagy vizet keringtető hőcserélő rendszer biztosítja.

11.3.4. Kollimáció és szűrés

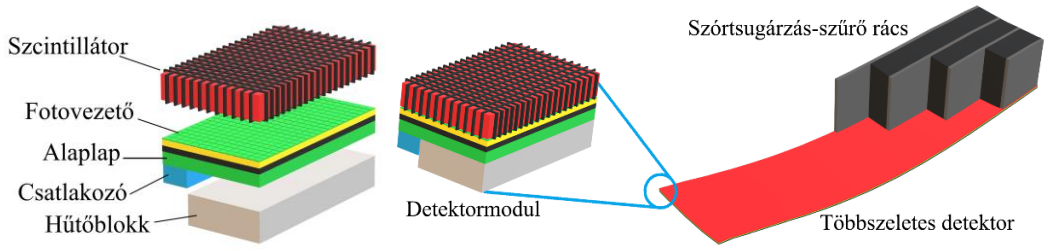
A röntgensugarat a vizsgálni kívánt tartományra kell kollimálni. A nyaláb a hossztengely mentén alapvetően keskeny, a kollimált röntgennyalábot alakja miatt nevezik legyezőnyalábnak. Az asztal mozgásirányára merőleges síkban, azaz *x*-*y* vagy axiális síkban, a nyaláb alakját úgy alakítják, hogy csökkentse a detektorok által rögzített jel dinamikatartományát. A nyalábot formáló (bowtie, csokornyakkendő) szűrőket alkalmaznak a kívánt eloszlás eléréséhez, a képalkotás során a gantry-be épített bowtie-szűrők valamelyikének nyalábba helyezésével.

11.3.5. Detektorok

A CT detektorok alapvető fizikai jellemzője a jó detektálási hatásfok és a gyors adatgyűjtés, kis utánvilágítással. Napjainkban a szilárdtestdetektorok[1] alkalmazása a legelterjedtebb, mivel ezek érzékelési hatásfoka közel 100%-os, míg a korábban használt nagynyomású, xenontöltésű ionizációs kamrák érzékelési hatásfoka körülbelül 70%-os volt. A szilárdtestdetektorok alapvetően szcintillátorok, ami azt jelenti, hogy a detektorral kölcsönhatásba lépő röntgensugarak fényt keltenek. Ezt a fényt az optimális érzékelés érdekében nagy fényáteresztéssel bíró szcintillátor hátoldalára erősített fotodiódák alakítják át elektromos jellé. A detektor elé általában szórtsugárzás-szűrő rácsot szerelnek, ami nagy sugárgyengítésű lemezkékből áll (pl. volfrám), melyeket a CT berendezés hossztengelye (*z*) mentén úgy rendeznek el, hogy egydimenziós szórtsugárzás-szűrő rácsot alkosson.

Egy detektorsor több ezer del-ből áll, amelyeket szeptumok választanak el egymástól, így megakadályozva, hogy az egyik del-ben keltett fényt a szomszédos del-ek érzékeljék. E szeptumoknak és a szórtsugárzás-szűrő rács lamelláinak minél kisebbnek kell lenniük, mivel ezek csökkentik a detektor effektív felületét, és ezáltal rontják a röntgensugárzás érzékelését. A 11.4. ábra a detektormodulokat mutatja be egy 4, 16, 64 és 320 szeletes CT szkenner esetén. A CT detektor számtalan modulból épül fel, melyek egy körív mentén illeszkednek egymáshoz.

[1] Ez egy általános megnevezés a képalkotásban használatos szcintillátorokra és fotodiódákra, amely nem tévesztendő össze a termolumineszcens dózismérőkkel (lásd ennek további tárgyalását a 21. fejezetben).

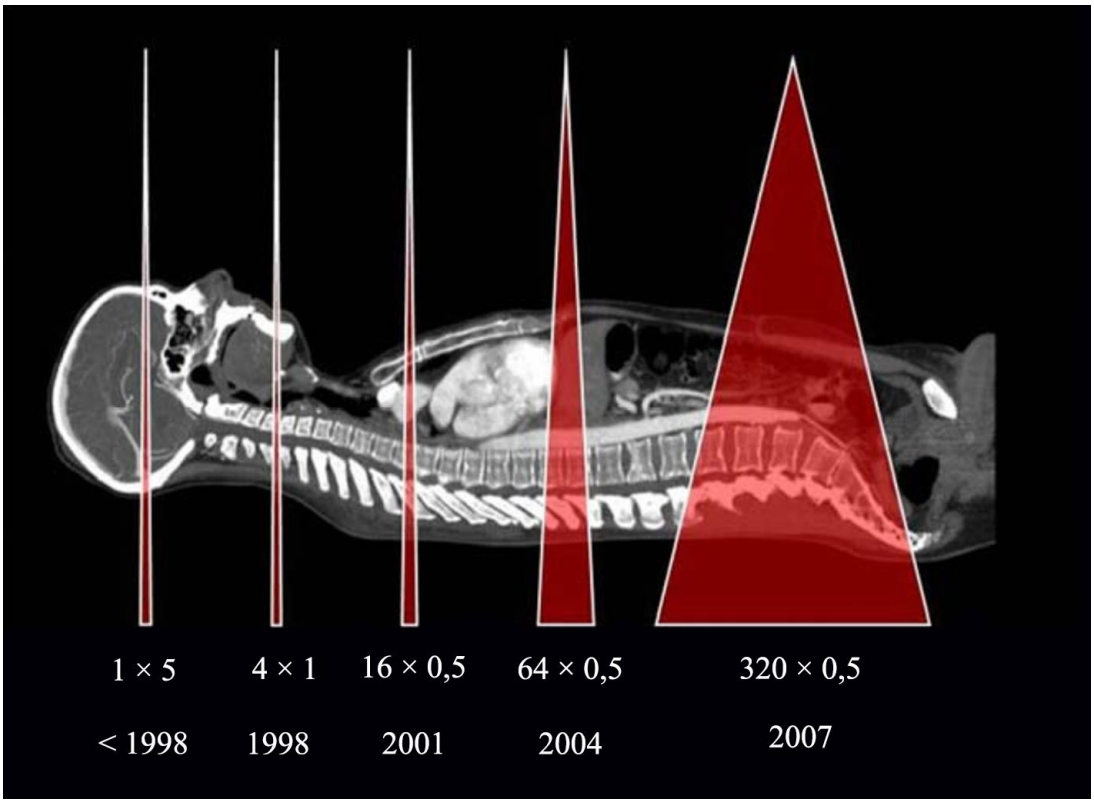


11.4. ÁBRA. Detektormodul CT berendezéshez (balra). A teljes CT detektor számtalan detektormodulból áll (jobbra). (Lásd még az eredeti kiadványt!)

A CT detektorok axiális (x–y) síkban íveltek és a hosszirányú (z) tengely mentén négyszögletesek. Amíg a legtöbb del a transzmissziós profil mérésére szolgál (a gyengített intenzitás, $I(d)$), a látómezőn kívüliek a gyengítetlen röntgensugárzás intenzitását mérik, $I(0)$. Tehát a 11.2 egyenletben szereplő $I(d)/I(0)$ könnyen meghatározható.

A rekonstruált kép felbontását, azaz a legkisebb leképezhető, páciensen belüli egység méretét (d) a detektorpixelek mérete és számuk a detektor íve mentén, a detektorpixelek z-tengely menti mérete, a szögek száma melyekből a vetítések mérése történik az adatgyűjtés során, illetve a röntgencső fókuszpontjának mérete határozzák meg. A rekonstruált képen a d méretű tárgy leképezéséhez, adott FOV látómező mellett, a detektorív mentén található, megközelítőleg 2FOV/d darabszámú del lenne szükséges. Körülbelül 800 del szükséges ahhoz, hogy 1 mm-es felbontást érjünk el egy 400 mm-es rekonstruált FOV esetén. A del-ek geometriai elrendezésének kis mértékű módosításával jobb térbeli felbontás érhető el egy teljes 360°-os körülfordulás esetén. A del-ek mérete egynegyedének megfelelő eltolásával az elméletileg elérhető térbeli felbontás kétszer jobb lesz. Emiatt a CT berendezéseknél általános, hogy negyed del-nyi eltolásokat alkalmaznak. Ökölszabályként alkalmazható becslés, hogy adott számú vetítési irányhoz ugyanannyi del szükséges. A jelenleg alkalmazott, 400 mm-nyi FOV látómezőt lefedő 800–1000 del mellett egy milliméternél jobb térbeli felbontás érhető el.

A 11.5. ábra azt mutatja be, hogyan növekedett az MDCT berendezések által leképezett terület, amint egyre több aktív detektorsort alkalmaztak. Az egydetektorsoros berendezésekkel végzett képalkotás jellemzően 5 mm-t fogott át. A négy aktív detektorsorral rendelkező CT berendezések jelentős fejlődést hoztak a hosszirányú felbontásban. Például négy detektorsor alkalmazásával, 4 × 1 mm-es képadatgyűjtési konfigurációval, a hosszirányú térbeli felbontás 5 mm-ről 1,25 mm-re nőtt.



11.5. ÁBRA. Az MDCT szkennerek átfogása nőtt a rendelkezésre álló aktív detektorsorok számának növekedésével.

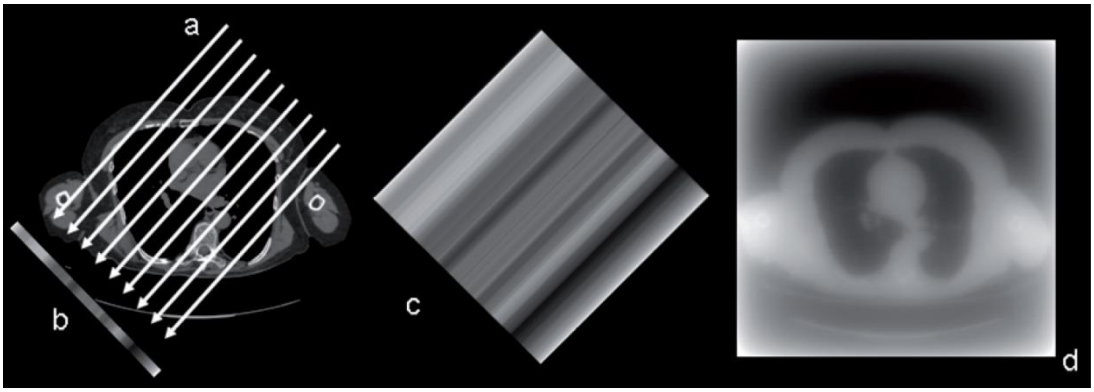
A klinikai gyakorlatban a négy aktív detektorsorral rendelkező CT berendezéseket elsődlegesen a hosszirányú felbontás növelésére alkalmazták, ezzel lehetővé vált a szkennelt térfogat háromdimenziós megjelenítése. A négy aktív detektorsorral rendelkező szkennerek felhasználhatóak arra is, hogy a hosszirányú átfogást tovább növeljék, például 4×2 mm = 8 mm-es vagy 4×4 mm = 16 mm-es átfogással. A megnövelt hosszirányú átfogás lehetővé teszi a rövidebb leképezési időt, azonban a hosszirányú felbontás javítása nélkül. A 16 vagy 64 aktív detektorsoros CT berendezések lehetővé tették a $16 \times 0{,}5 = 8$ mm-es és $64 \times 0{,}5 = 32$ mm-es képadatgyűjtő konfigurációkat. Ezek a berendezések kiváló hosszirányú térbeli felbontást, jó minőségű 3D rekonstrukciót, ugyanakkor rövidebb képfelvételi időt biztosítottak. Az akár 64 aktív detektorsorral rendelkező MDCT berendezések sem biztosítják teljes szervek átfogását, így a vizsgálni kívánt terület felvételezése általában helikális képadatgyűjtéssel, többszörös körülfordulással történik. A 320 detektoros CT berendezéssel egyetlen körülfordulással 160 mm-es átfogás lehetséges, ami elegendő az olyan szervek egyszeri körülfordulásból való leképezéséhez, mint például az agy vagy a szív.

11.4. KÉPREKONSTRUKCIÓ ÉS KÉPFELDOLGOZÁS

11.4.1. Általános fogalmak

A CT-kép rekonstrukciójához a páciensen áthatoló röntgensugárzás nagyszámú mérését kell elvégezni. Ez az információ képezi a CT-kép rekonstrukciójának alapját. A képrekonstrukciót megelőzően ki kell számítani a mért adatok logaritmusát. A mért, normált átvitel logaritmusa, $\ln(I_0/I(d))$, és a $\mu_i \Delta x$ szorzat között (fordított) lineáris összefüggés áll fenn ((11.2), (11.3) egyenlet).

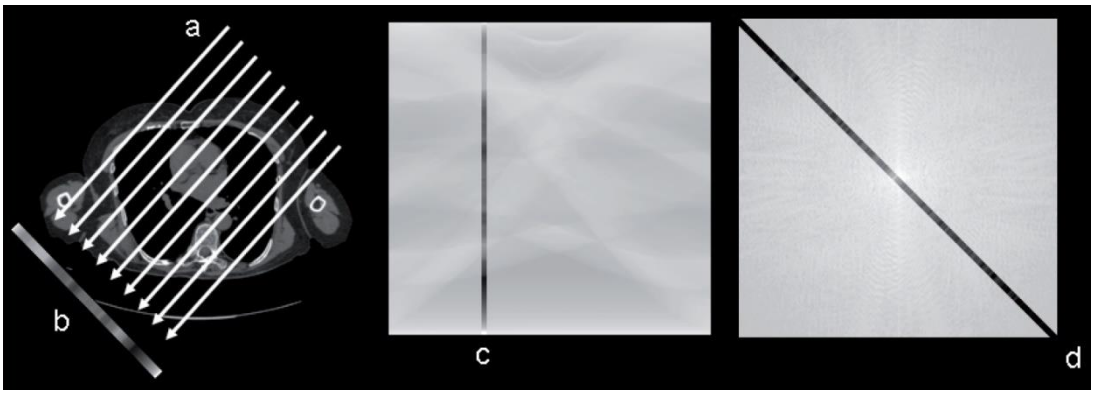
Intuitív módon úgy gondolhatnánk, hogy a mért transzmissziós profilok egyszerű visszavetítése használható a képrekonstrukcióhoz. Ezt a folyamatot a 11.6. ábra szemlélteti és mutatja a röntgensugár adott szögből történő vetítésével (a) létrehozott transzmissziós profilt (b). E profil visszavetítése a mért jelet egyenlőként terjeszti ki a vetület szögével megegyező irányban (c). A transzmissziós profilok vetítési szögenkénti összegzéséből világossá válik, hogy az egyszerű visszavetítési eljárás egy erősen elmosódott képet eredményez (d). Pontosabb rekonstrukció a profilok visszavetítés előtti szűrésével érhető el. Ez a módszer a szűrt visszavetítés, amelyet a következő szakaszokban tárgyalunk, és amely CT képrekonstrukcióhoz használt legelterjedtebb technika.



11.6. ÁBRA. Az egyszerű visszavetítés erősen elmosódott képet eredményez. A mellkas körvonalai és a tüdő kontúrjai még felismerhetők a képen.

11.4.2. Tárgytér, képtér és Radon-tér

A szűrt visszavetítés technikájának jobb megértése érdekében három, egymással összefüggő teret kell bevezetni: (i) a tárgyteret (lineáris sugárgyengítési együtthatók), (ii) a Radon-teret (vetítési értékek, ez másnéven a szinogram tér, ebben az esetben Descartes-féle koordinátákat alkalmazunk) és (iii) a Fourier-teret, amely a tárgytérből 2D Fourier transzformáció (FT) segítségével származtatható.



11.7. ÁBRA. A CT berendezés által az (a) esetében rögzített vetület (b); egy adott vetületi szögnek a Radon tér egy vonala felel meg (c) és a szinogram térben rögzített vonal 1D FT-ja a Fourier-térben (d) egy vonalat eredményez ugyanezen szög szerint.

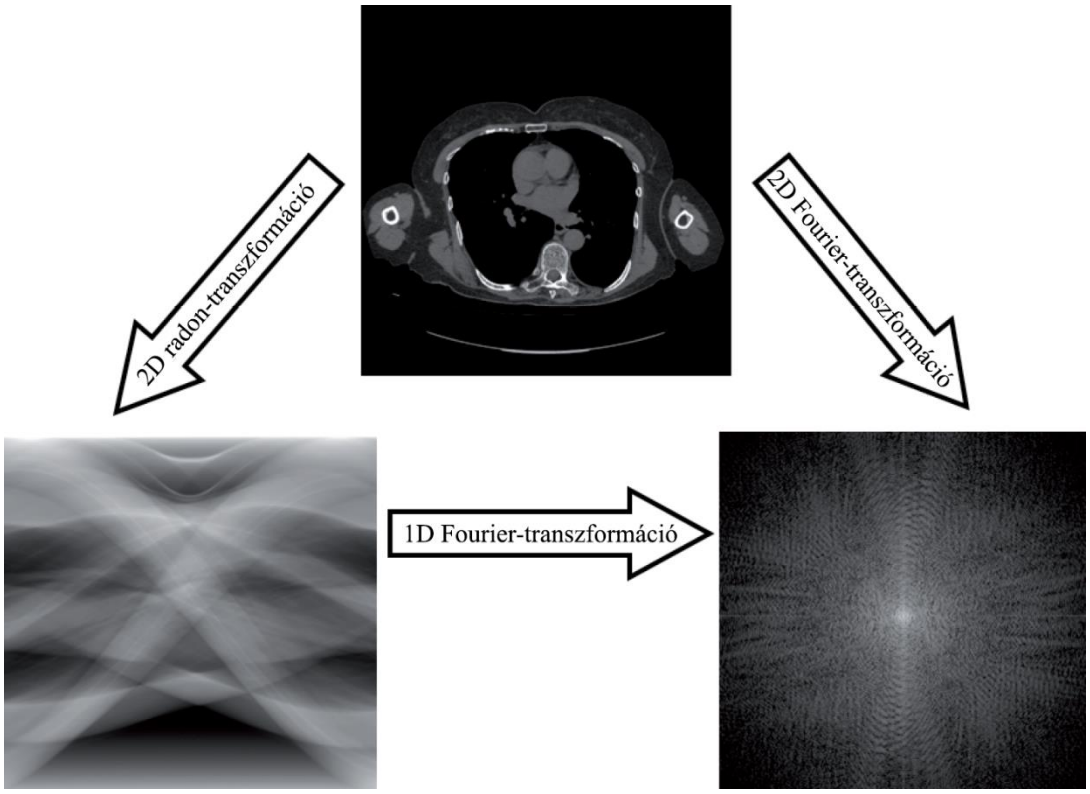
A 11.7. ábra a három tér közötti kapcsolatot szemlélteti, egy adott vetítési szögből származó transzmissziós vetületnél (b) egy adott vetítési szögből; ez a vetület megfelel a Radon-tér egy vonalának (c). A szinogramon felvett egyenes 1D FT-ja a szög szerint döntött vonalat eredményez a Fourier-térben (d) (lásd 11.4.3. szakasz).

A három tér, azaz a tárgytér, a Radon-tér és a Fourier-tér közti összefüggéseket a 11.8. ábra szemlélteti. A 2D Radon-transzformáció a tárgyteret a Radon-térbe viszi át. A 2-D Radon-tér az, ami valójában a CT vizsgálat során jön létre: a vetületeket rögzítik és nyers adatként tárolják a Radon-térben.

Amint azt a következő szakasz tárgyalja, a transzmissziós profil nagyszámú szögben végrehajtott egydimenziós Fourier-transzformációjának összegzése lehetővé teszi a képtér Fourier-transzformáltjának létrehozását. Az intuíció azt diktálja, hogy a Fourier-tér 2D inverz FT-ja alkalmazható a CT-nél a tárgytér rekonstruálásához. Azonban, ez még nem vezetne a legjobb eredményhez, mivel a szögenkénti Fourier-transzformált projekciós profilok újraosztályozása („rebinning”) és a Fourier-tér polárkoordinátákba való átalakításához szükséges interpolációk hajlamosak arra, hogy műtermékeket okozzanak a rekonstruált képeken (ezt a következő szakaszban részletesebben kifejtjük). Ennél jobb módszer, ha szűrt visszavetítést alkalmazunk a CT rekonstrukcióhoz.

11.4.3. Szűrt visszavetítés és más rekonstrukciók

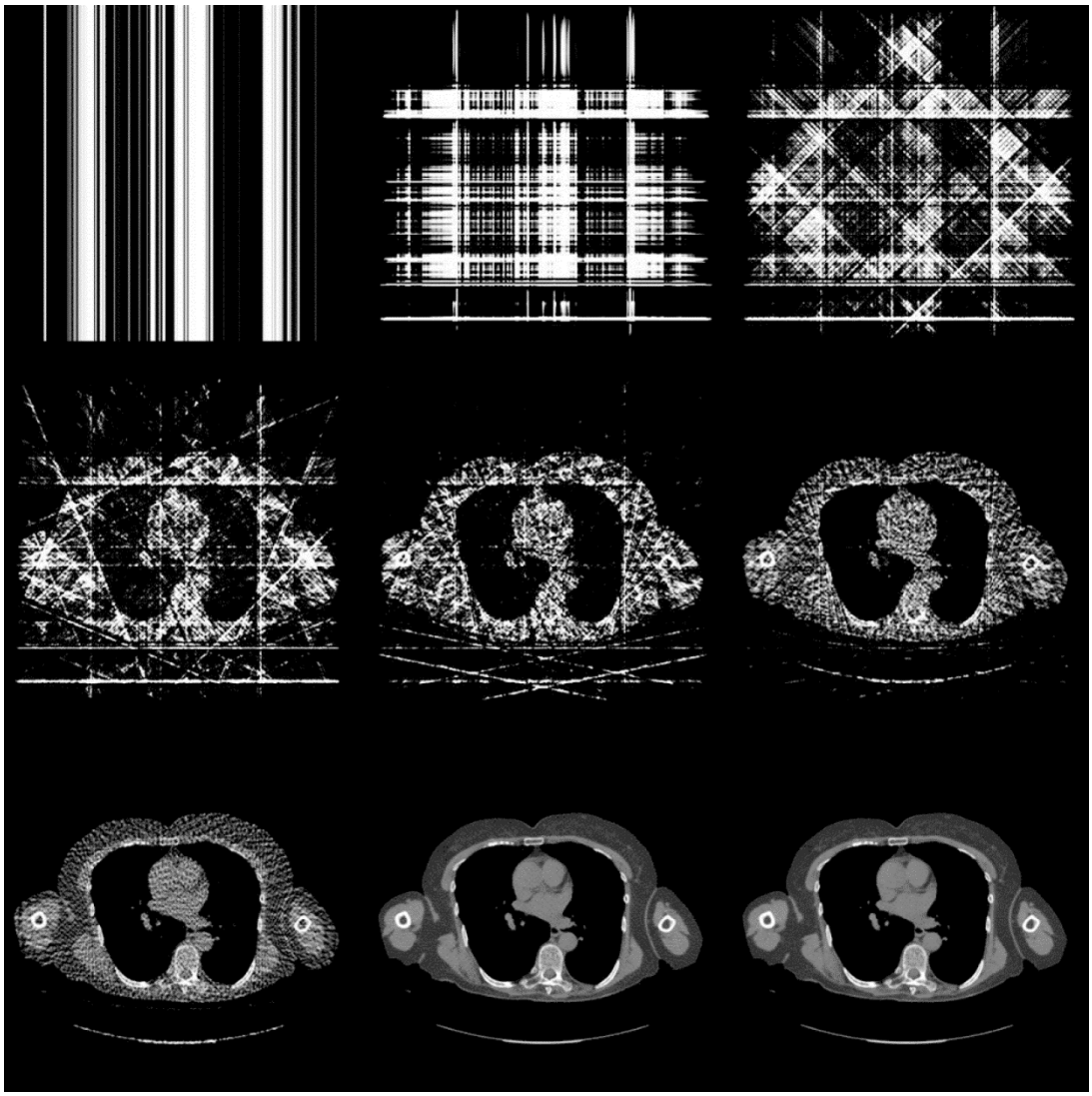
A szűrt visszavetítéshez négy matematikai művelet elvégzése szükséges, melyeket ebben a szakaszban részletezünk. Először a Radon-tér Fourier transzformációját szükséges elvégezni (sok egydimenziós FT-t igényel). Majd az 1D Fourier transzformáltak mindegyikére egy-egy felüláteresztő szűrést kell alkalmazni. A felüláteresztő szűrővel kapott FT-ak inverz Fourier transzformációját szükséges a következő lépésben elvégezni, hogy a módosított projekciós profilokból a Radon-teret megkaphassuk.



11.8. ÁBRA. A három tér, a tárgytér, a Radon-tér és a Fourier-tér közötti kapcsolat. Megjegyzendő, hogy több Radon-térbeli vonal 1D FT-ja lehetővé teszi a 2D Fourier-tér létrehozását (az 1D transzformációk száma megegyezik az érzékelt profilok számával).

Végül a szűrt profilok visszavetítése a vizsgált tárgy rekonstrukcióját eredményezi. A 11.9. ábra szemlélteti, hogy az egymás utáni, különböző szögekben elvégzett szűrt visszavetítések hogyan alkalmazhatóak a tárgytér jó rekonstruálásához. E lépésnél megjegyzendő, hogy (a Fourier transzformáció konvolúciós tételének megfelelően) a Fourier-térben alkalmazott szűrés helyettesíthető a Radon-tér profiljain végrehajtott közvetlen konvolúció révén, a megfelelő kernelt alkalmazva.

A képteret általában egy szabályos rácson jelenítik meg. Legyen a 2D képtér $f(x, y)$, ahol (x, y) Descartes-féle koordináták. A 2D képtér egyetlen, egyenlő távolságokra lévő, párhuzamos nyalábokkal végzett 1D leképezése egy vonalat ad a Radon-térben, amelyet a $p(t, \theta)$ vetületként fejezünk ki, ahol t a vetített röntgennyaláb és az izocentrum távolsága, θ pedig a vetítési szög (lásd 11.10. ábra). A központi szelet tétel, vagy más néven Fourier-szelet tétel kimondja, hogy az ilyen párhuzamos vetítések a képtéren a θ vetítési szögből egyetlen vonalat eredményeznek az $F(u, v)$ 2D Fourier-térben, amely szintén θ szögű (a 2D Fourier-térre k-térként is hivatkoznak).

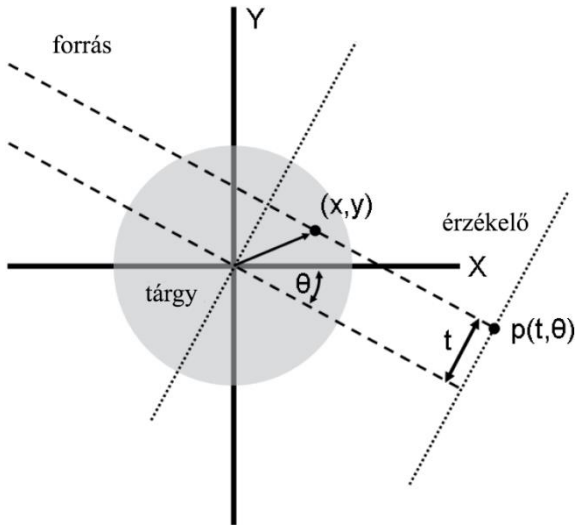


11.9. ÁBRA. Az egymást követő szűrt visszavetítésekkel jó tárgytér-rekonstrukció érhető el. A képekhez sorban 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 és 1024 szűrt visszavetítés tartozik különböző szögekben.

Ez az alábbiak szerint látható be. A $\theta = 0$ vetítési szög esetén a $p(x, 0)$ vetületben az ennek megfelelő Radon-térbeli vonal így írható le:

$$p(x,0) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y)dy \tag{11.5}$$

A $p(x, 0)$ vetület x-re vonatkoztatott egydimenziós Fourier-transzformáltja $\theta = 0$ vetítési szögben megadható:



11.10. ÁBRA. A transzmissziós profilok létrehozásának néhány geometriai jellemzője. Az (x, y) Descartes-féle koordináták az f képtérre vonatkoznak. A vetület p koordinátáját t, azaz a vetített röntgennyaláb és az izocentrum távolsága, és θ, a vetítési szög adják meg.

$$P(u) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(x,0)e^{-i2\pi ux}\mathrm{d}x = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y)e^{-i2\pi ux}\mathrm{d}x\mathrm{d}y \qquad (11.6)$$

és az $f(x,y)$ 2D képtér 2D $F(u,v)$ Fourier-transzformáltja, v=0 esetén:

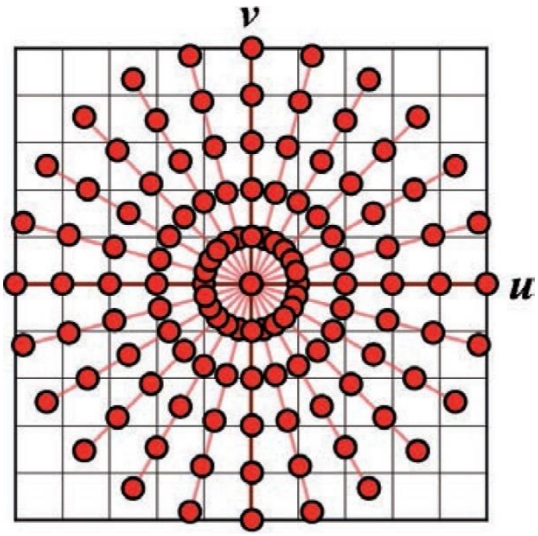
$$F(u,v)\big|_{v=0} = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y)e^{-i2\pi(ux+vy)}\mathrm{d}x\mathrm{d}y\big|_{v=0} = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y)e^{-i2\pi ux}\mathrm{d}x\mathrm{d}y \qquad (11.7)$$

Így világossá válik, hogy a $\theta = 0$ vetítési szögnél az x-re végzett 1D FT azonos a 2D $f(x, y)$ képtér $F(u, v)$ 2D FT-jával $v = 0$ esetén:

$$P(u) = F(u,v)\big|_{v=0} \qquad (11.8)$$

E következtetés általánosítható bármely θ projekciós szögre és így bizonyítja a központi szelet tételt. Így egy rekonstrukció, legalábbis elméletileg, elérhető előbb a nagyszámú szögben végzett vetítések profiljainak méréséből, a 2D $F(u, v)$ Fourier-tér létrehozásával, majd a 2D Fourier-tér 2D inverz FT-ja visszavetítésével a 2D képtérbe. A vetítések 1D FT-jai révén mintavételezett 2D Fourier-tér egy hagyományos, polárkoordinátákkal leírt 2D Fourier-teret eredményez. A képtérbe való 2D inverz FT előtt a szabályos elosztású polárkoordinátákkal leírt 2D Fourier-tér pontjait a szabályos osztásközű Descartes-féle koordinátarendszer pontjaira kell

transzformálni. A polárkoordináta-rendszerből a Descartes-féle koordinátarendszerbe történő transzformáció műtermékekhez vezethet a rekonstruált képen, mivel a 2D Fourier-tér mintavételezése sűrűbb az origó közelében (alacsony frekvencia), és ritkább az origótól távolodva (nagy frekvencia) (11.11. ábra).



11.11. ÁBRA. A CT vizsgálat szabályos elosztású mintavételt eredményez a 2D polárkoordinátákkal jellemzett Fourier-térben. Ezek transzformációja egyenletes osztásközű Descartes-féle koordináta-rendszerre bonyolult feladat, főként magasabb frekvenciákon (az origótól távol).

Szűrt visszavetítésként ismert módszerrel pontosabb és praktikusabb rekonstrukciót érhetünk el. A szűrt visszavetítés szintén a képtér 1D Fourier-transzformáltjaiból indul ki, így létrehozva a megfelelő Fourier-teret, de a 2D Fourier-tér $F(u, v)$ mintavételezése polárkoordináta-rácson történik, e koordináta-transzformációval:

$$u = \omega cos\theta, v = \omega sin\theta \tag{11.9}$$

Ezáltal a képrekonstrukciót, azaz a szűrt visszavetítést, a következőképpen fejezhetjük ki:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} \mathrm{d}\theta \int_{-\infty}^{+\infty} P(\omega,\theta)|\omega| e^{i2\pi\omega t} \mathrm{d}\omega \tag{11.10}$$

ahol $P(\omega, \theta)$ az 1D FT-ak 1D vetülete θ szögben, és $|\omega|$ az ún. rámpaszűrő a frekvenciatartományban.

A gyakorlatban különböző szűrők használhatóak a rekonstrukcióhoz, a megkívánt képi tulajdonságoktól függően. A szűrő (vagy konvolúciós kernel) a szűrt

visszavetítés esetén, amely elméletileg optimális rekonstrukciót eredményez, az úgynevezett Ramachandran-Lakshminarayanan-szűrő, másnéven Ram-Lak- vagy rámpaszűrő. Ez optimális térbeli felbontást biztosít a rekonstruált képeken. Azonban ez ugyanakkor viszonylag magas zajszintet eredményez a rekonstruált képeken. A klinikai gyakorlatban ezt az elméletileg „optimális" szűrőt úgy nevezik, hogy élkiemelő (sharp) vagy csontszűrő. Gyakran olyan szűrőket alkalmaznak, amelyek csökkentik a rekonstruált kép zajszintjét; ezek a szűrők némi levágást jelentenek a magasabb frekvenciákon.

A Shepp-Logan-szűrő alkalmazása mérsékelt levágással jár, ami kevéssé zajos képeket és jobb alacsonykontraszt-felbontású, ám kissé rosszabb térbeli felbontást eredményez a rekonstruált képeken; az ilyen szűrőket normál szűrőnek nevezzük. A nagy frekvenciák erősebb levágása további zajcsökkenést és jobb alacsonykontraszt-felbontást eredményez, láthatóan rosszabb térbeli felbontással. A klinikai gyakorlatban alkalmazott hasonló szűrőket lágyszöveti (soft tissue) szűrőknek nevezzük. A CT berendezések számos, adott klinikai felhasználásra optimalizált rekonstrukciós szűrőt kínálnak. Több rekonstrukciós szűrő alkalmazása is lehetséges egy adott CT felvétel esetén, így optimalizálható például a csont és a lágyszövet megjelenítése.

Más rekonstrukciós technikák, úgymint az algebrai vagy iteratív rekonstrukció szintén használhatók a CT-k esetén. Az algebrai rekonstrukció használata vonzónak tűnhet; azonban a klinikai gyakorlatban az algebrai rekonstrukció az egyenletek megoldása révén nem alkalmazható, az orvosi képalkotás során használt nagy (512 × 512) mátrixok, valamint az egyenleteknek a mérési hibákból és zajból eredő következetlenségei miatt.

Az iteratív (statisztikus) rekonstrukciók használata a CT képek rekonstrukciójában ma már általános. Az iteratív rekonstrukció jól ismert az orvosi képalkotásban, mivel a nukleáris medicinában rutinszerűen alkalmazzák. Az iteratív technikák potenciális előnyökkel járnak, többek között a csillagszerű műtermékek eltávolításával (különösen, ha kevesebb vetítési szöget használtak), és a jobb teljesítményű, alacsonyabb dózisú CT képalkotás miatt. Azonban az iteratívan rekonstruált képeken olyan műtermékek jelenhetnek meg, melyek a szűrt visszavetítéssel rekonstruált felvételeken nem, úgymint az átlapoló mintázatok vagy túllövések az éles intenzitás-átmenetekkel bíró területeken. Az iteratív rekonstrukciós algoritmusok alkalmasak alacsony zajszintű képek előállítására és egyre népszerűbbek a piacon elérhető CT berendezéseknél.

11.5. KÉPALKOTÁS

11.5.1. Előnézeti röntgenfelvétel

A CT felvétel elkészítését általában egy kétdimenziós vetületi leképezés, azaz egy előnézeti röntgenfelvétel (scan projection radiograph, SPR) előzi meg, amit a

gyártók neveznek még topogramnak, scoutview-nak vagy scanogram-nak is. Szűken kollimált legyezőnyalábbal, mozgó asztal segítségével egy álló (nem forgatott) röntgenforrással készíthető SPR felvétel. A röntgencsövet általában olyan helyzetben rögzítik, hogy a páciensről frontális vagy laterális irányú SPR készüljön. A CT vizsgálatot megelőzően egy vagy két SPR készül. Az SPR kezdőpozícióját a radiográfus határozza meg a CT vizsgálatra előkészített páciens elhelyezésével az asztalon. Ezt a gantryn kívül, ill. azon belül felszerelt páciensbeállításra szolgáló lézerfények segítségével végezheti el. Különböző CT képalkotási protokollokhoz általában előre meghatározott, általános SPR terjedelem társul, melyek az egyes páciensekre szabhatóak. Az SPR készítését közepes csőfeszültséggel (120 kV) és alacsony csőárammal (50-100 mA) végzik. A páciens sugárterhelése csekély a CT vizsgálatból származó sugárterheléshez képest. A képminőség, különösen a térbeli felbontás, mérsékelt a klinikai röntgenfelvételekhez képest.

Az SPR a CT vizsgálat kezdő- és végpozícióinak meghatározására szolgál (11.12. ábra). A CT-k automatikus expozícióvezérlő (AEC) rendszerei az SPR-ből nyernek információt a páciensen áthatoló röntgensugárzás gyengüléséről és ezen információ alapján határozzák meg az optimális csőáramot a röntgencső relatív, páciensehez viszonyított, hosszirányú helyzetének függvényében. Ezt nevezzük z-tengely irányú csőáram-modulációnak.

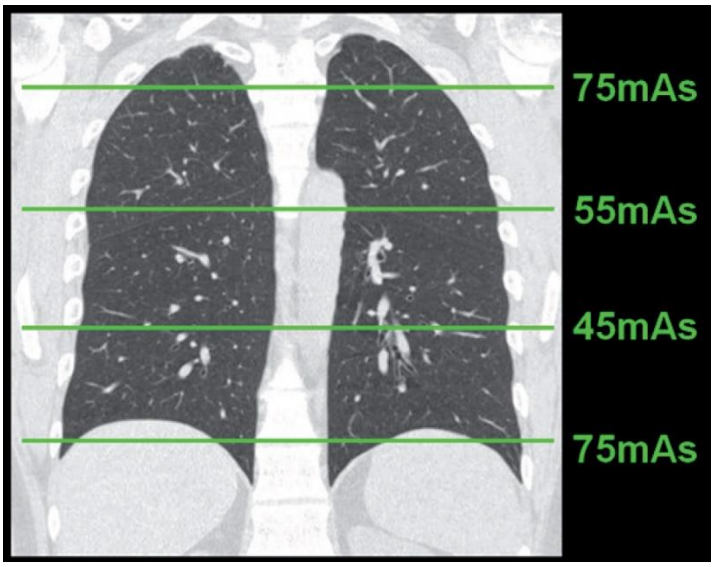
A 11.13. ábra egy helikális CT vizsgálat során, az AEC által módosított négy csőáram-idő szorzat (mAs) szintet mutat be. A csőáram-idő szorzata növekszik azokon a területeken, ahol nagy a röntgensugárzás elnyelése, és csökken az alacsony gyengítésű területeken. A CT-ben az AEC kiegyenlítheti a különböző vetítési szögeknél megjelenő gyengítésbeli különbségeket. Ezt nevezzük *x–y* tengely irányú csőáram-modulációnak.

11.5.2. Axiális CT felvétel

Az axiális CT vizsgálat során a transzmissziós profilok rögzítése a röntgencső körülfordulása és állóhelyzetű asztal mellett történik.



11.12. ÁBRA. A vizsgálat tervezésére szolgáló előnézeti röntgenfelvételek, sorban az agy, a mellkas és az ágyéki gerinc CT vizsgálatához. A radiográfus az előnézeti kép alapján kiválasztja a megfelelő vizsgálati tartományt, az FOV-t (sárgával jelölve) és a dőlésszöget (csak a fejnél).



11.13. ÁBRA. Az SPR az AEC használatához szükséges CT vizsgálat során. A mAs értékeket négy szint mutatja be, de a helikális felvétel során a csőáram-idő szorzat állandóan optimális a felvételezett területen.

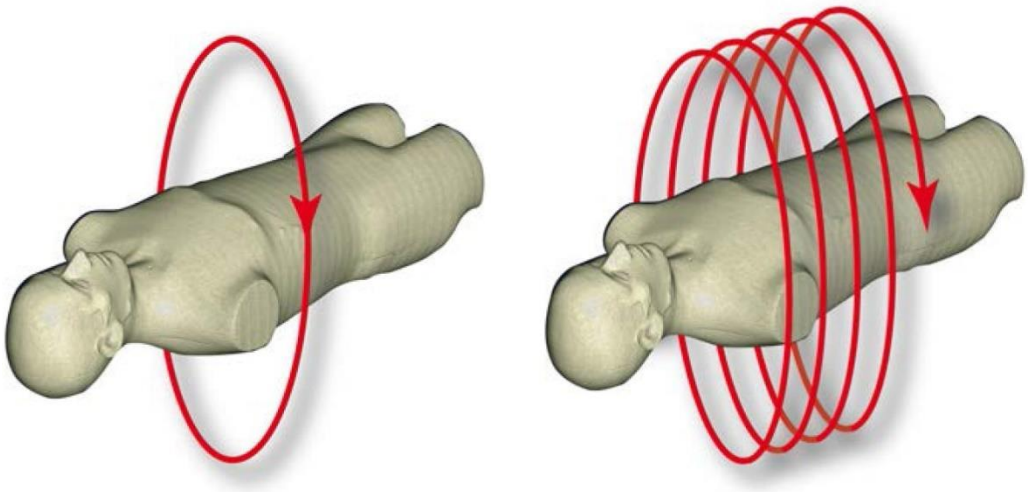
Az axiális felvétel elkészítéséhez a röntgencső általában egyszeri, teljes, 360°-os fordulatot tesz, de az időbeli felbontás javítása érdekében elvégezhető akár 180°+legyezőnyalábnyi szögnek megfelelő körbefordulás mellett is.

A körülfordulás szöge kiterjeszthető, például 720º-nyira, ezáltal javítható az alacsonykontrasztú felbontás, amit a nagyobb csőáram-idő szorzat alkalmazása tesz lehetővé (mAs). Egy teljes CT vizsgálat általánosan egymást követő axiális felvételekből áll, hogy átfoghassa a klinikailag lényeges térfogatot. Ezt az asztal léptetésével („step") érik el minden egyes felvétel („shoot") után. Ezt nevezik „step and shoot" felvételezésnek. Az asztal léptetése általában megegyezik a szeletvastagsággal, így az egymást követő axiális felvételek összefüggő axiális képkészletként rekonstruálhatók. A 11.14. ábra (bal) mutatja be egy axiális CT felvétel geometriáját.

11.5.3. Helikális CT felvétel

A helikális CT vizsgálatot 1989-ben mutatták be, amelynél a forgó röntgencsővel végzett képadatgyűjtést kombinálták az asztalmozgatással. A helikális CT bevezetése jelentősen javította a CT működését. A helikális CT felvételek előnyei közé tartozik a rövidebb vizsgálati idő és az egyenletes 3D képi információ a szkennelt térfogatról. A helikális CT felvételek hátrányai közé tartozik az olyan műtermékek megjelenése, mint például a szélmalom-műtermék. A 11.14. ábrán (jobb) láthatjuk a helikális CT felvétel geometriáját. A páciens szemszögéből nézve a röntgencső által bejárt körpálya spirálnak látszik.

A helikális szkennelés lehetővé teszi nagy vizsgálandó térfogatok felvételezését egy lélegzetvételen belül, ami az előfeltétele volt a magas minőségű CT angiográfia kifejlesztésének. Az asztalmozgatás sebessége a (névleges) nyalábszélességhez viszonyítva (az egyszeletes CT-k esetén ez a szeletvastagsággal egyenlő) fejezhető ki: a röntgencső 360°-os körülfordulására jutó asztalléptetés névleges nyalábszélességhez viszonyított arányát a helikális CT pitch-tényezőjének nevezzük. Az egyszeletes CT-k körülfordulási ideje 1–2 s és szeletvastagságuk (és névleges nyalábszélességük) 5–10 mm a legtöbb klinikai alkalmazás esetén.



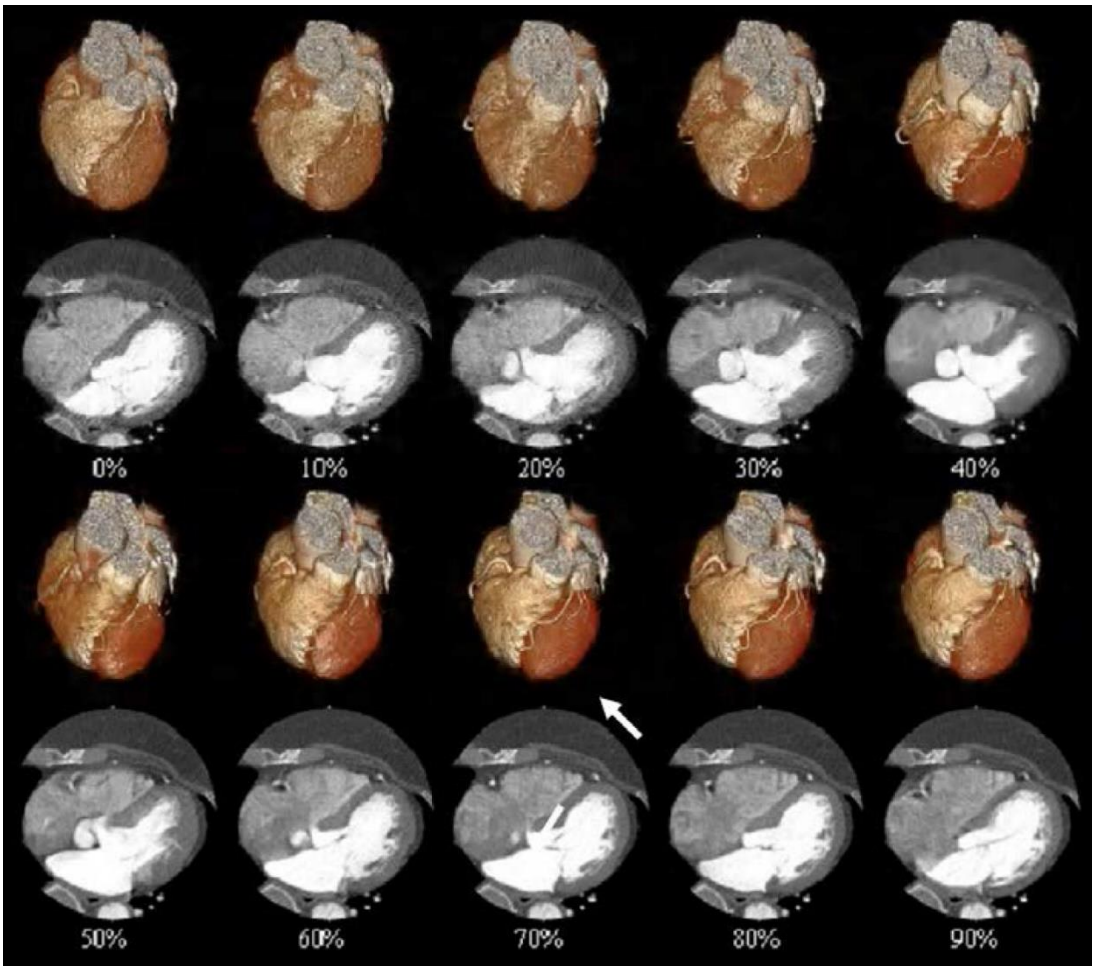
11.14. ÁBRA. Az axiális (balra) és a helikális CT képadatgyűjtés (jobbra) geometriai elrendezése.

11.5.4. MDCT felvétel

Tíz évvel a helikális CT bevezetése után a CT technológia következő lépése, amely még több új klinikai alkalmazást tett lehetővé, a gyorsan forgó MDCT szkennerek megjelenése volt (lásd 11.3. szakasz), akár 64 szomszédos aktív detektorsorral, amely lehetővé tette az azonosan nagyszámú gyengítési profil egyidejű mérését. Ugyanakkor a körülfordulási idő 0,3–0,4 s-ra csökkent, így egy felnőtt páciens szinte teljes testének letapogatása lehetővé vált egyetlen lélegzet megtartása során, jóval 1 mm alatti szeletvastagság mellett. Az MDCT berendezésekkel végzett képadatgyűjtés általában helikális üzemmódban történik. Kivételt képeznek a nagyfelbontású tüdőfelvételek, valamint a step and shoot kardiológiai CT a koszorúér-elmeszesedés vizsgálatára vagy koszorúér CT angiográfiára.

11.5.5. Kardiológiai CT

A kardiológiai CT a képadatgyűjtés és az elektrokardiogram (EKG) szinkronizálásán alapul, a szív legalkalmasabb nyugalmi állapotában. A 11.15. ábrán a szív rekonstrukciói láthatók a különböző szívfázisokban.



11.15. ÁBRA. Rekonstruált felvételek a szívről, a szívciklus különböző fázisaiban. Ebben a példában a teljes szívciklus 70%-ához tartozó szívfázis adja a legjobb, mozgásmentes eredményt.

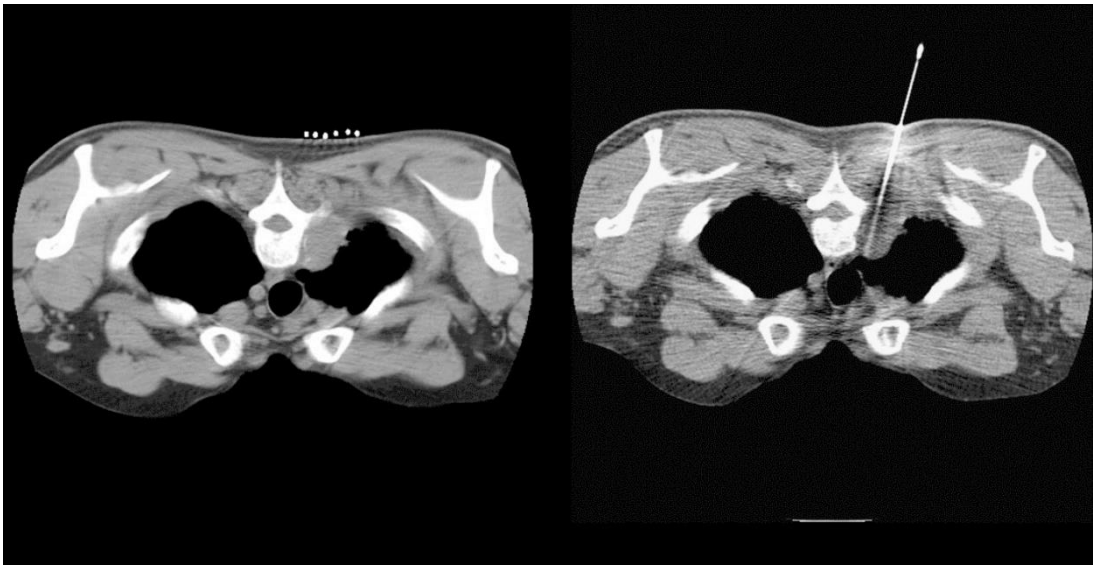
Figyeljük meg a koszorúerek eltérő elmosódását a különböző szívfázisokban. Ebben a példában a teljes szívciklus 70%-ához eső szívfázis az, ami a legjobb, mozgásoktól mentes eredményt biztosítja (a 70% a szívfázis intervallumának kezdetére esik). A szív rekonstrukciója történhet retrospektív, EKG-kapuzott rekonstrukcióval és prospektív, EKG-kapuzott rekonstrukciók segítségével. A retrospektív szívfázis kiválasztást végző rekonstrukciók alapja a nyers adatok és az EKG egy vagy több, teljes szívciklus alatt történő regisztrálása. A retrospektív EKG-kapuzott rekonstrukciók egyik alternatívája a prospektív step and shoot képadatgyűjtés. Az ilyen képadatgyűjtés előnye a páciensek dózisának csökkentése. Egyes CT berendezések lehetővé teszik az egész szív prospektív felvételezését egyetlen szívdobbanás során, az előre kiválasztott nyugalmi szívfázisban. Két kiemelendő példa akad, az egyik egy gyors, két forrású CT berendezés, amely képes a teljes szív helikális leképezésére és egy szélesnyalábú, kúpsugaras CT berendezés, amely egyetlen körülfordulással rögzíti a teljes szívet. Az ilyen újszerű ’egyetlen szívdobbanásos’ technikák a dózis jelentős csökkentését teszik lehetővé.

11.5.6. CT fluoroszkópia és intervenciós eljárások

A dinamikus CT alkalmas képvezérelt intervenciós beavatkozások elvégzésére, a CT fluoroszkópia vagy átvilágítás néven ismert technikával. A CT technikai fejlődése, mint például a folyamatosan forgó röntgencső, a rövid körülfordulási idő és a valós idejű képrekonstrukcióhoz elégségesen gyors hardver biztosítják a CT fluoroszkópia technikai feltételeit. CT fluoroszkópiához szükséges további hardveres háttér része egy olyan eszköz, amely lehetővé teszi a berendezés működtetését a vizsgálóhelyiségben és olyan kijelzők, amelyeken a képek valós időben megjeleníthetők, szintén a vizsgálóhelyiségben.

A 11.16. ábra egy axiális tervezési felvételt mutat be, amelyet punkció előkészítéséhez használnak; a bőrön lévő jelölők lehetővé teszik a tű belépési pozíciójának megtervezését és a szúrás céljának azonosítását. Megjegyzendő, hogy a zaj sokkal nagyobb a CT fluoroszkópia által vezérelt punkciós felvételen, mint a diagnosztikai vizsgálat esetén. A CT fluoroszkópia során a mérsékeltebb képminőség általában elégséges információt biztosít, az eljárást alacsony csőárammal kell elvégezni, hogy csökkentsék a páciens és a személyzet sugárterhelését.

Az MDCT fluoroszkópia klinikai indikációinak száma folyamatosan növekszik. A páciens belépőoldali bőrdózisát figyelemmel kell kísérni a bőrt érő determinisztikus hatások elkerülése érdekében. A vizsgálóhelyiségben a vizsgálat során jelen lévő személyzetnek védelmet kell biztosítani a szórt sugárzás ellen, ólomkötény viselésével és a szkennertől való minél nagyobb távolságtartással.



11.16. ÁBRA. A punkció előkészítésére szolgáló tervezési felvétel lehetővé teszi a cél azonosítását (balra). A CT fluoroszkópiával vezérelt punkció során a tű pozíciója pontosan jeleníthető meg (jobbra).

A kezelőnek a hagyományos átvilágítás során alkalmazott óvintézkedéseket kell követnie, vagyis a CT képadatgyűjtések számát a lehető legkevesebbre kell csökkenteni és a képadatgyűjtések időtartamát a lehető legrövidebbre szorítani. Ezek az intézkedések csökkentik mind a páciens, mind a személyzet sugárterhelését. Gyakran elegendő egyetlen alacsony dózisú, egyszeri körülfordulással készített axiális felvétel ahhoz, hogy információt kapjunk az eljárás helyzetéről; a dinamikus CT fluoroszkópiát csak akkor kell alkalmazni, ha az axiális felvétel nem nyújt elegendő információt. Különös gondot kell fordítani arra, hogy a kezelő kezét ne érje közvetlen expozíció. A kezelőnek a CT fluoroszkópia során a tűt csak egy speciális tűtartó segítségével szabad mozgatnia, amely nagyobb távolságot biztosít a kezelő keze és a röntgennyaláb között, ezzel megakadályozva a kéz közvetlen expozícióját.

11.5.6.1. Kontrasztanyagos CT

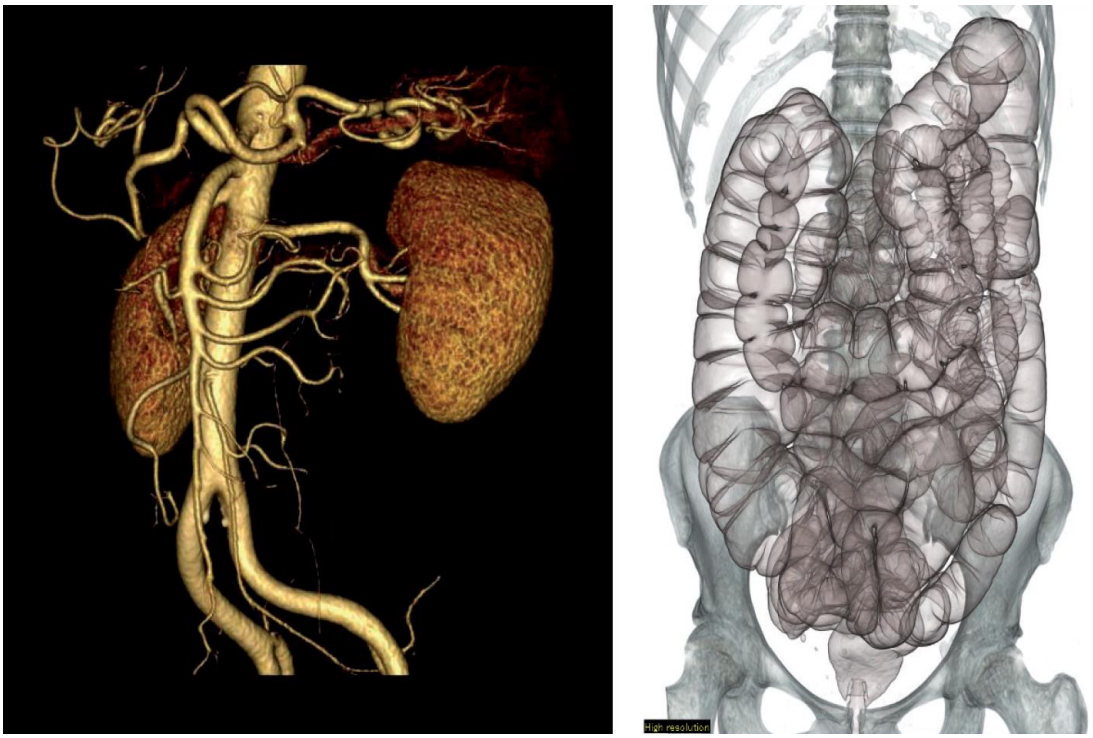
A kontraszt mesterségesen létrehozható olyan struktúrákon belül vagy azok között, amelyek nem lennének láthatóak a kontrasztanyag nélküli felvételeken. Például a CT angiográfiában, a CT vizsgálat során intravénásan jódot adnak be az ér és az érfalak közötti kontraszt kiemeléséhez (11.17. ábra, bal). A hasi régió egyes vizsgálatai esetén a beavatkozás előtt hígított jódoldatot itatnak a pácienssel, a gyomor-bél szakasz kontrasztjának emeléséhez. A CT kolonográfiában gázt juttatnak a bélrendszerbe a végbélen keresztül, a vastagbél és a környező szövetek közötti kontraszt növelésére (11.17. ábra, jobb).

11.5.7. Speciális alkalmazások

A CT speciális alkalmazásai közé tartozik a sugárterápiában való felhasználás a kezelések tervezéséhez és a további kísérleti alkalmazások, mint például a kettős energiájú CT képalkotás és a dinamikus térfogati CT vizsgálatok.

Sugárterápiás kezelés tervezéséhez használt CT esetén a páciensről a kezelési helyzetben készül felvétel, sík asztallapot használva. A nagy átmérőjű CT berendezések akkora gantry-nyílással rendelkeznek, amely elég nagy, hogy a pácienst a kezelési helyzetben lehessen leképezni. Elengedhetetlen a páciens gondos elhelyezése és beállítása a pontos lézerrendszerhez. A HU-értékek megfeleltetése az (relatív) elektronsűrűségnek orvosi fizikus általi, gondos kalibrálást követel.

A kettős energiájú CT képalkotás lehetővé teszi a vizsgálandó térfogat leképezését két különböző csőfeszültséggel. A nyaláb további szűrésével optimalizálni lehet a két kiválasztott röntgenspektrumot. A kettős energiájú CT ígéretes bizonyos szövetek és patológiai képletek jobb elkülöníthetősége miatt, használatával pontosan elkülöníthetők pl. a húgyúti kövek, akár tartalmaznak húgysavat, akár nem. Egyéb alkalmazások közé sorolhatjuk pl. a kéz és a láb ínszalagjainak jobb megjelenítését, valamint a csontos struktúrák eltávolításának lehetőségét a CT angiográfiás felvételek rekonstrukcióiból.

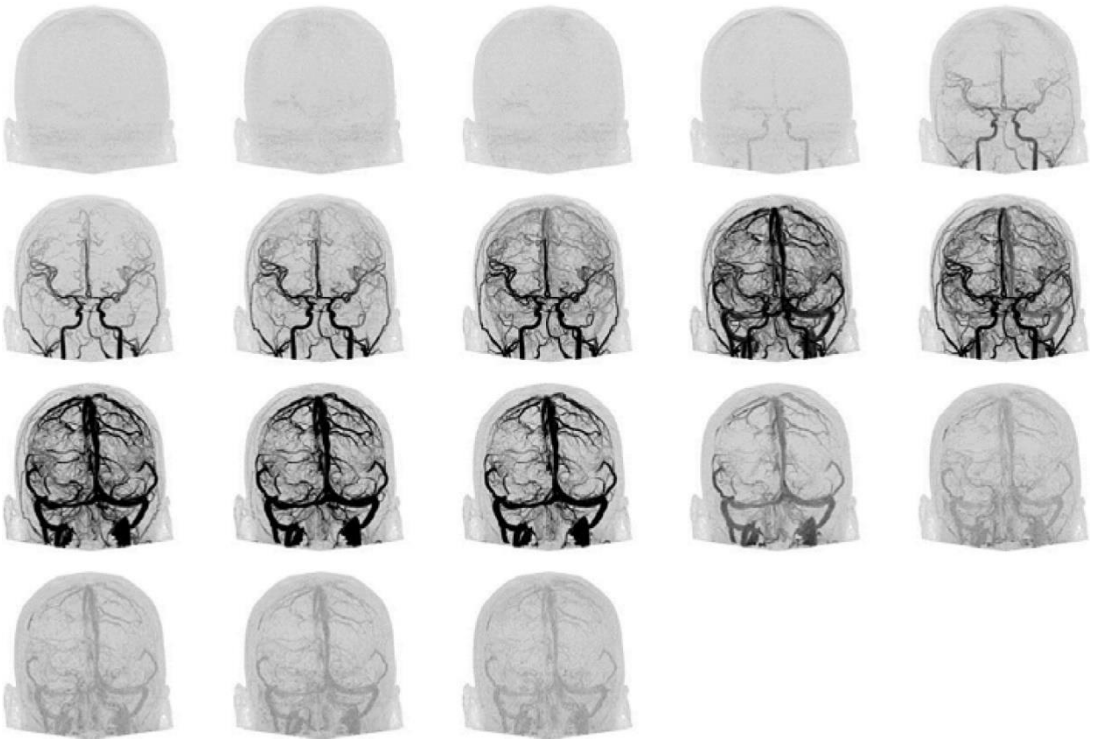


11.17. ÁBRA. CT angiográfia. 3D megjelenítésű kép az intravénásan adagolt, jóddal kiemelt erekről (balra). CT kolonográfia a végbélen keresztül befújt gázzal telített belekről (jobbra).

Egyes szkennerek lehetővé teszik a dinamikus CT képalkotást (másnéven 4D CT-t), mely esetén a vizsgálandó térfogat változása követhető az idő függvényében. Az ilyen vizsgálatok alkalmazhatók az ízületek mozgásának megjelenítésére vagy bizonyos szervek kontrasztanyag-halmozásának nyomon követésére (perfúziós vagy dinamikus CT angiográfia). A 11.18. ábra egy példát mutat be, mely a teljes agy volumetrikus CT-vel készített dinamikus CT angiográfiás vizsgálatát ábrázolja. Ezeken a felvételeken az erek kontrasztanyag halmozódása-ürülése látható az idő függvényében, ami lehetővé teszi az artériás, ill. vénás fázisok követését. A CT perfúziós vizsgálatokhoz tartozó további anatómiai területek a szív és a máj. Dinamikus CT vizsgálatoknál, akárcsak a CT fluoroszkópia esetén, a kezelőnek tisztában kell lennie azzal, hogy a bőrdózis gyorsan növekedhet. A páciens bőrdózisát 2 Gy alatt szükséges tartani, hogy elkerülhetőek legyenek az olyan determinisztikus hatások, mint pl. a bőrpír és az epiláció (lásd 20.12. szakasz).

11.6. CT KÉPMINŐSÉG

A fő képadatgyűjtési paraméterek a CT-nél a csőfeszültség, a csőáram és a körülfordulási idő. Viszonylag magas csőfeszültség (120–140 kV) alkalmazására van szükség a jó transzmisszió és elegendő detektorjel méréséhez.



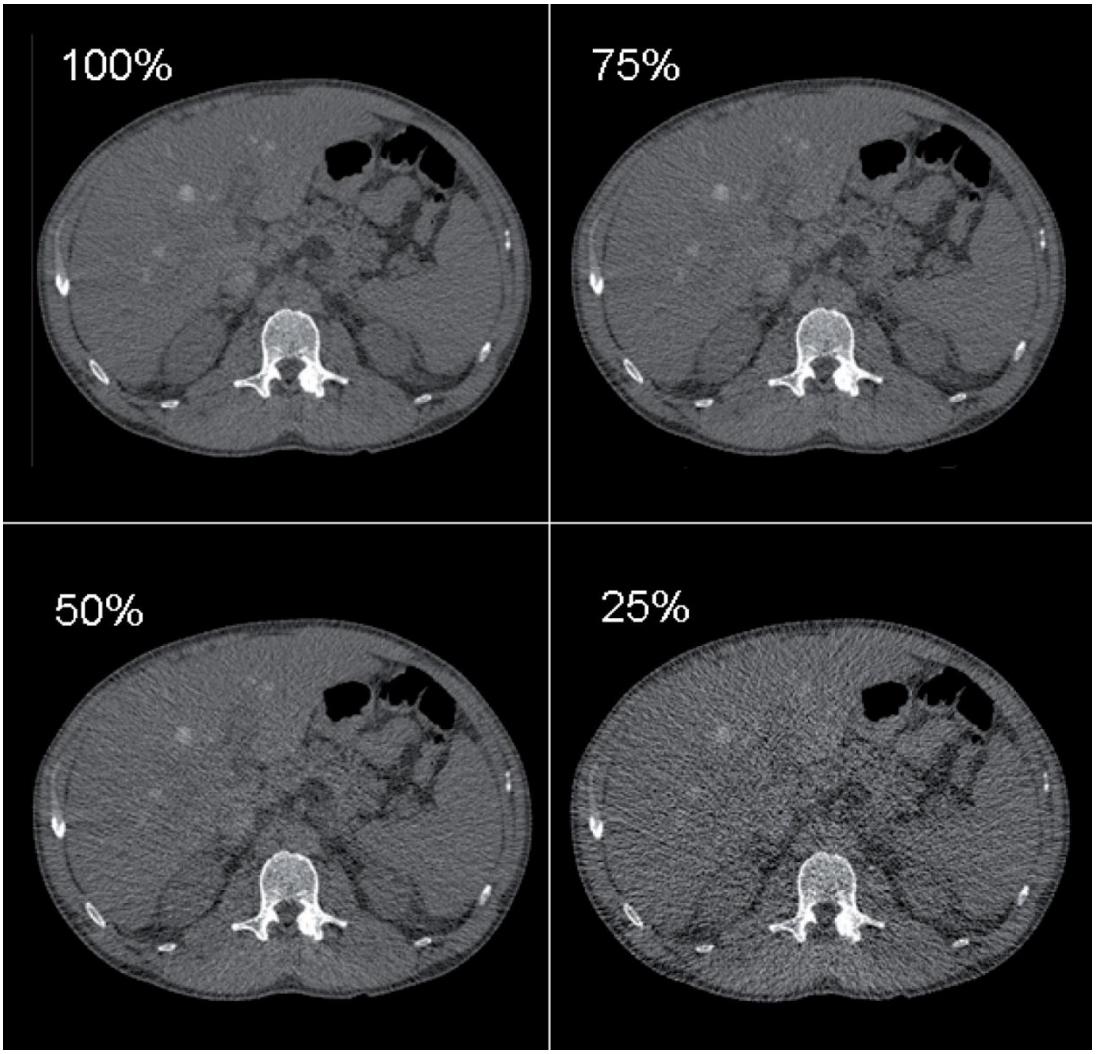
11.18. ÁBRA. Az agy dinamikus CT angiográfiás vizsgálata volumetrikus CT berendezéssel, mely az egész agyat átfogja (Aquilion ONE, Toshiba).

A speciális alkalmazások esetén, úgymint a kontrasztanyagos vizsgálatok és a gyermekgyógyászati vizsgálatok, előnyös lehet a viszonylag alacsony, 80–100 kV közötti csőfeszültség használata. A csőáram mértékét korlátozza a hosszú vizsgálati idő és a röntgencső hőkapacitása, illetve a páciensdózis mérlegelése. A mozgásból adódó műtermékek elkerüléséhez a lehető leggyorsabb körülfordulási idővel kell képet alkotni. A mozgási műtermékektől kevésbé befolyásolt vizsgálatokhoz és amelyek jó alacsonykontraszt-felbontást igényelnek (úgymint az agyi felvételek), érdemes hosszabb körülfordulási időt választani a megfelelőbb alacsonykontrasztú felbontás érdekében.

11.6.1. Képminőség

A CT felvételek legkiemelkedőbb jellemzője a kiváló alacsonykontraszt-felbontása, amely megkülönbözteti a CT modalitást más, nem rétegképalkotó felvételezőtől. Az alacsonykontrasztú felbontás az a tulajdonság, amely lehetővé teszi az olyan struktúrák megfigyelését, melyek közvetlen környezetükhöz képest csak kis jelkülönbséggel rendelkeznek. Az alacsonykontraszt-felbontást leginkább a képzaj korlátozza, ami csökkenthető a képminőség javításával, amire többféle módszert alkalmazhatunk. A zaj leggyakrabban a fotonfluxus növelésével csökkenthető (lásd 4. fejezet), ami a csőáram (mA) növelésével érhető el, ez azonban növeli a páciens

sugárterhelését. A zaj csökkentésére alternatíva a rekonstruált szeletvastagság, vagy a rekonstrukciós algoritmus megváltoztatása, ezek viszont rontják a térbeli felbontást. Az alacsonykontraszt-felbontást befolyásoló paraméterek a csőfeszültség, a nyaláb szűrése és a kontrasztanyag használata. A zaj hatása a CT felvételen a 11.19. ábrán látható, ahol a 100%-os kép egy valós klinikai felvételnek felel meg. A klinikai felvétel nyers adatait dolgozták fel alacsony dózist szimuláló algoritmussal, amely a képet zajjal terheli, így szimulálva a képminőséget akkor, ha a klinikailag alkalmazott csőáram 75%-, 50%- és 25%-ával alkotnánk képet. A máj alacsonykontrasztú lézióinak megjelenése alacsonyabb csőáramoknál romlik, a képeken megnövekedő zaj miatt.



11.19. ÁBRA. A máj kontrasztanyagos CT vizsgálata normál expozíció mellett (100%), valamint a normál expozíció 75%-, 50%- és 25%-át szimuláló felvételek többletzaj hozzáadásával.

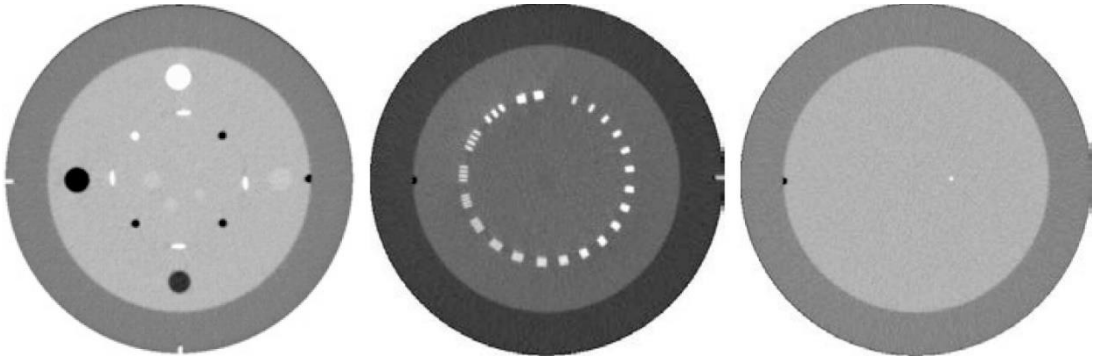
Az alacsonykontraszt-felbontás minőségét általában fizikusok vizsgálják olyan fantomokkal, amelyek különböző méretű, alacsonykontrasztú betétet tartalmaznak. A vizsgálati eredményként kapott kép kiértékelése lehet szubjektív, amikor az értékelő határozza meg, hogy egy adott betét látható-e vagy sem, vagy objektív, ha a kontraszt/zaj arányt kiszámítják. A zajteljesítmény-spektrum meghatározása a berendezés teljesítőképességének tárgyilagosabb mérőszámát adja, de ezt még nem alkalmazzák széles körben.

A térbeli felbontás, vagy magaskontrasztú felbontás, annak a jellemzője, hogy a vizsgált térfogaton belül kis tárgyak kontúrjai hogyan jelennek meg. A kis tárgyak csak abban az esetben bonthatók fel jól, ha nagyobb jelkülönbséget mutatnak. A térbeli felbontást korlátozza a CT berendezés felvételi geometriája, a rekonstrukciós algoritmus és a rekonstruált szelet vastagsága. A voxelméretet gyakran használják a térbeli felbontás jellemzőjeként, bár a kisebb voxelméret nem feltétlenül jelent jobb térbeli felbontást. A *z*-tengely menti térbeli felbontást általában egy szelet érzékenységi profiljának segítségével határozzák meg, a válaszfüggvényt a félértékszélességként számszerűsítik, míg axiális síkban inkább a pontszórás függvénnyel (PSF) szokás mérni (lásd 4.4.1. szakasz). Ebből kiszámítható a modulációs átviteli függvény (MTF). Az MTF hasznos információt nyújt a képminőségről, bár az MTF klinikai értékelése a klinikai környezetben bonyolult lehet, és általában csak az új berendezések átvételekor és üzembe helyezésekor, vagy nagyobb korszerűsítéseket követően végzik el az orvosi fizikusok. A CT berendezések gyártói tájékoztatást nyújtanak a MTF-ről, amelyet nemzetközi szabványok szerint szükséges meghatározni [11.3]. A jelenlegi 64 szeletes berendezések térbeli felbontást jellemző teljesítőképessége, a PSF félértékszélességében kifejezve, mindhárom dimenzióban a 0,6–0,9 mm közötti tartományba esik.

A 11.20. ábrán egy CatPhan fantomról készült felvételek láthatók, amelyet széles körben használnak a CT berendezések képminőségének értékelésére. A bal oldali felvételen látható fantom perifériáján található négy nagyméretű betét lehetővé teszi a levegő, az alacsony sűrűségű polietilén, a PMMA és teflon anyagok HU-értékeinek összevetését. A középpont körül elhelyezkedő alacsonykontrasztú, különböző átmérőjű akrilbetétekkel értékelhető a tárgyméret hatása az alacsonykontraszt-láthatóságra. A középső képen látható magaskontrasztú vonalpárok teszik lehetővé a térbeli felbontás szubjektív értékelését. A jobb oldali képen látható fantomrészlet lehetővé teszi a térbeli felbontás objektív mérését, a kis volfrámgyöngy PSF-ének meghatározásával. A kép alkalmazható a homogenitás értékelésére is.

A gyorsan mozgó tárgyak leképezése a megjelenő CT felvételen az időbeli felbontással jellemezhető. A jó időbeli felbontással elkerülhetők a mozgási műtermékek és a mozgás okozta elmosódás. A CT berendezés jó időbeli felbontása gyors adatgyűjtés révén, a röntgencső gyors körülfordulásával érhető el. Az általános CT alkalmazásokhoz használt rekonstrukciós algoritmusok elméletileg biztosítják,

hogy az időbeli felbontás megfeleljen egy 360º-os körülfordulás és a teljes rekonstrukció időtartamának. A legjobb, rutinszerűen elérhető időbeli felbontás valamivel több, mint a körülfordulási idő 50%-a, 180°+legyezőnyalábnyi szögű adatgyűjtéssel és rekonstrukcióval. Az időbeli felbontás tovább javítható erre létrehozott rekonstrukciós algoritmusok alkalmazásával, például kardiológiai CT esetén szegmentált rekonstrukció alkalmazásával, vagy kettős energiájú CT berendezés használatával. Egyelőre nem állnak rendelkezésre olyan egyszerű módszerek, amelyek lehetővé tennék az időbeli felbontás mérését klinikai környezetben.



11.20. ÁBRA. A CatPhan fantomról különböző z koordinátáknál készült felvételek, amelyeken a fantom különböző moduljai láthatók.

11.6.2. Klinikai megfigyelő vizsgálatok

Az alapvető fizikai képminőség-vizsgálatok, az előző fejezetben leírtak szerint, a CT berendezés teljesítőképességéről nyújtanak információt. Ezek az információk felhasználhatók a műszaki specifikációk elkészítéséhez és a minőségellenőrzéshez (lásd 19. fejezet). Azonban ez nem nyújt elegendő információt a klinikai képalkotási protokollok kidolgozásához. Ennek oka, hogy többnyire ismeretlen, hogy milyen klinikai képminőséget igényelnek a radiológusok az egyes klinikai feladatokhoz, akár az alapvető képminőség mérőszámok, akár a tapasztalati jellemzők tekintetében, amelyek a vizsgálótestek méréseiből származnak. Gyakorlati okokból a klinikai képalkotási protokollok nagyrészt a tapasztalatokon és konszenzuson alapszanak, de célszerűen klinikai megfigyelő vizsgálatokon és alkalmas tudományos bizonyítékokon kellene alapuljanak (lásd 23. fejezet). Azonban ritka a CT képalkotó protokollok optimalizálását célzó megfigyelő vizsgálat. Ennek egyik oka, hogy ugyanazon páciens többszöri leképezését leggyakrabban helytelenítik a többlet-sugárterhelés miatt. A 11.19. ábrán látható ugyanakkor, hogy a kisebb sugárterheléssel járó leképezések szimulálhatók matematikai modellekkel, amelyek zajt adnak a nyers adatokhoz, így meghatározható az adott megfigyelői feladathoz tartozó, elfogadható zajszint. A megfelelően megtervezett klinikai megfigyelő vizsgálatok segítségével meghatározható a CT protokollok optimális csőárama. A

csőfeszültség optimalizálása nehezebb feladat, mivel a csőfeszültség képminőségre gyakorolt hatásának szimulálását leíró algoritmusok nem léteznek. Így optimalizálása elsősorban elméleti megfontolásokon, fantomvizsgálatokon (például az optimális CNR elérése a jód-kontrasztanyagos CT angiográfiás vizsgálatokban) és megfigyelői konszenzuson alapszik.

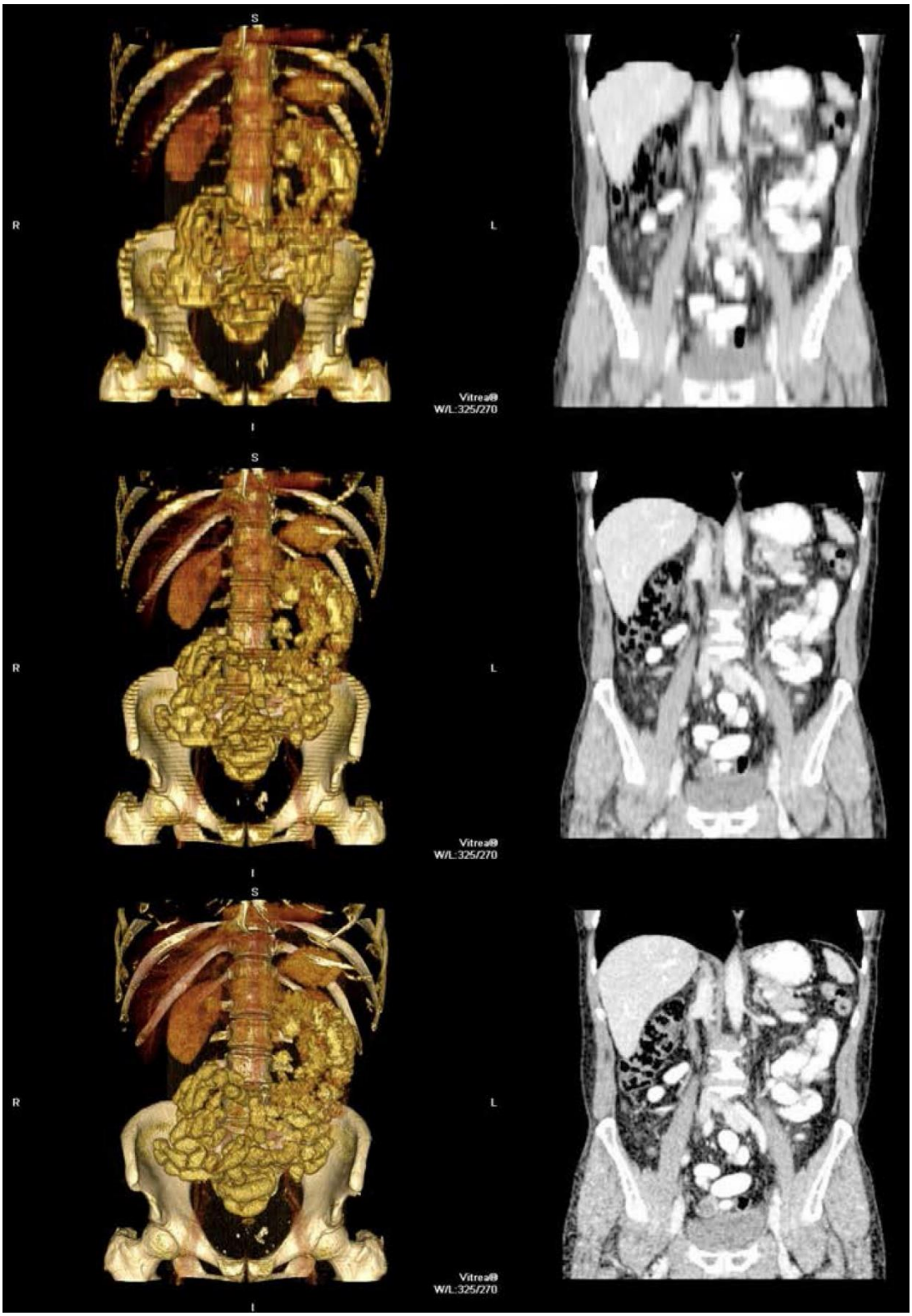
11.6.3. A képadatgyűjtő és rekonstrukciós paraméterek képminőségre gyakorolt hatása

Számos rekonstrukciós és megjelenítési paraméter befolyásolja a képminőséget és a megfigyelő teljesítőképességét. Ezek közé tartozik a rekonstruált szeletvastagság, a rekonstrukciós szűrő, az ablakolás és a képek újraformázása, amelyek alkalmazhatóak az axiális képek megtekintésén felül. Bármely CT felvétel rekonstruálható egy vagy több rekonstrukciós szűrővel. A 11.21. ábra ugyanazt a képet mutatja be 10, 5 és 0,5 mm-es rekonstruált szeletvastagsággal. Megjegyzendő, hogy a szeletvastagság csökkentésével mind a térfogati rekonstrukciós, mind a koronális felvételeken jelentősen javul a térbeli felbontás. Általában a rekonstrukciós szeletvastagság ≤1 mm.

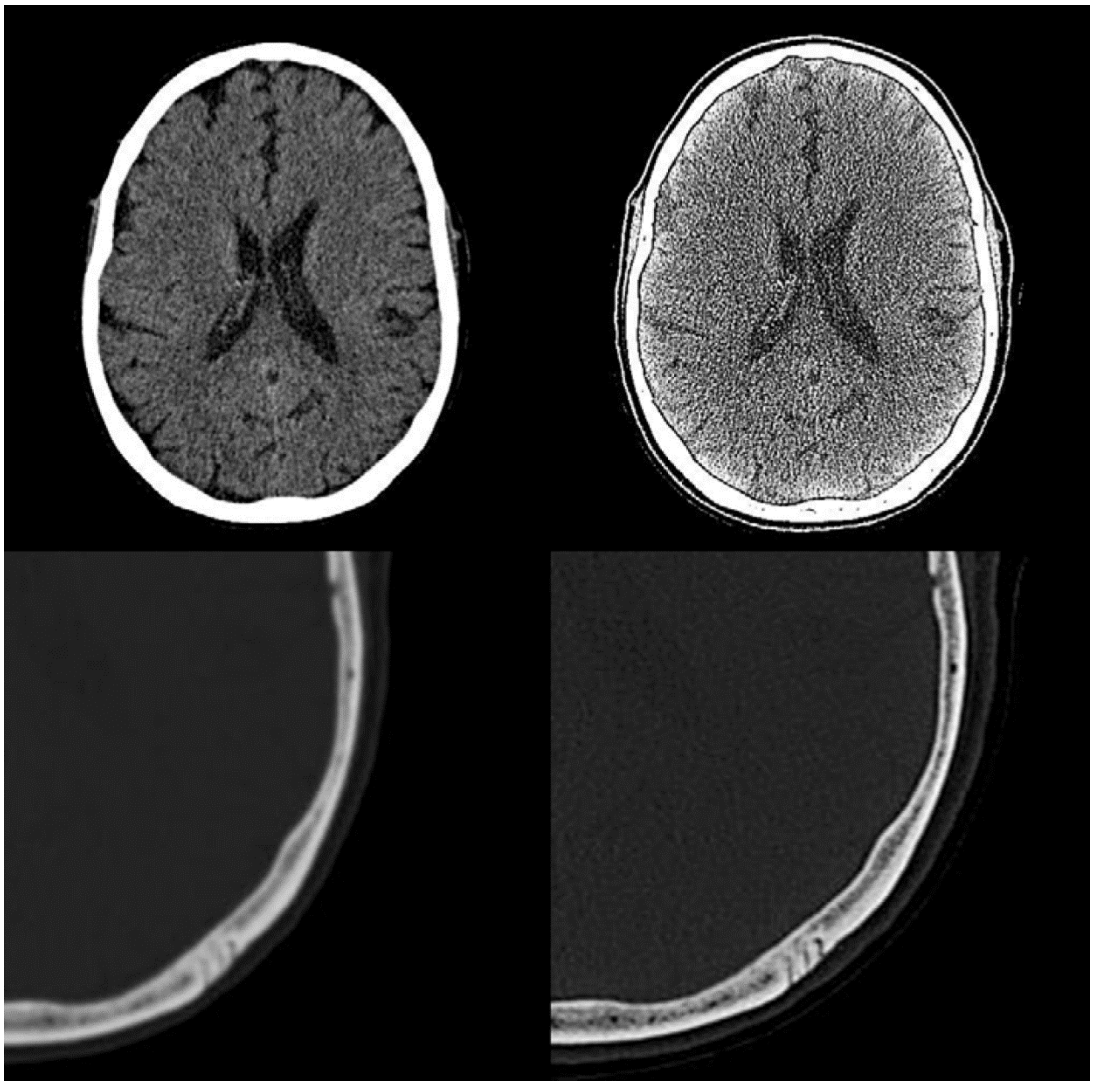
A kép leletezése során a radiológus beállíthatja a vizsgált anatómiához és patológiához illeszkedő, megfelelő ablakolást. Ezt szemlélteti a 11.22. ábra, melyen négy axiális koponya CT felvétel látható, melyek mindegyike ugyanazon képadatgyűjtés felhasználásával, utólagos képfeldolgozással készült. A bal oldali képeken látható CT felvételeket lágyszöveti rekonstrukciós szűrővel rekonstruálták; a jobb oldali képeket élkiemelő csont-rekonstrukciós szűrővel rekonstruálták. A felső sorban lévő képek esetén agyi ablakolást alkalmaztak (ablakszint 50, ablakszélesség 100); az alsó sorban lévő képek esetén csontablakot használtak (ablakszint 1000, ablakszélesség 2500). Amint látható, a bal felső kép feldolgozását és ablakolását az agyszövetnek megfelelő kiértékeléshez igazították. Hasonlóképpen, a jobb alsó képen a koponya csontos részletei jobban láthatók, a megfelelő rekonstrukció és beállítások miatt. A jobb felső képen az agyszövet megjelenítése korlátozott, a csont-rekonstrukciós szűrő helytelen alkalmazásából eredő képzaj miatt, ugyanakkor a csont sem értékelhető az alkalmazott ablakolás miatt. Hasonlóan a bal alsó kép is korlátozott a csont értékeléséhez, mert a csont elmosódott a lágyszöveti rekonstrukciós szűrés miatt, míg az agyszövet sem értékelhető a csontablak beállítása miatt.

Számos képi újraformázás használható az axiális képek megtekintése mellett. A 11.23. ábrán egy axiális rekonstrukciójú agyfelvétel és három további újraformázott kép látható: egy koronális kép, egy szagittális kép és egy volumetrikus megjelenítésű kép.

A 11.24. ábrán két mellkasfelvétel, bal oldalon egy maximális intenzitású vetületi kép (MIP), a jobb oldalon pedig egy 3D-s volumetrikus megjelenítésű kép látható.



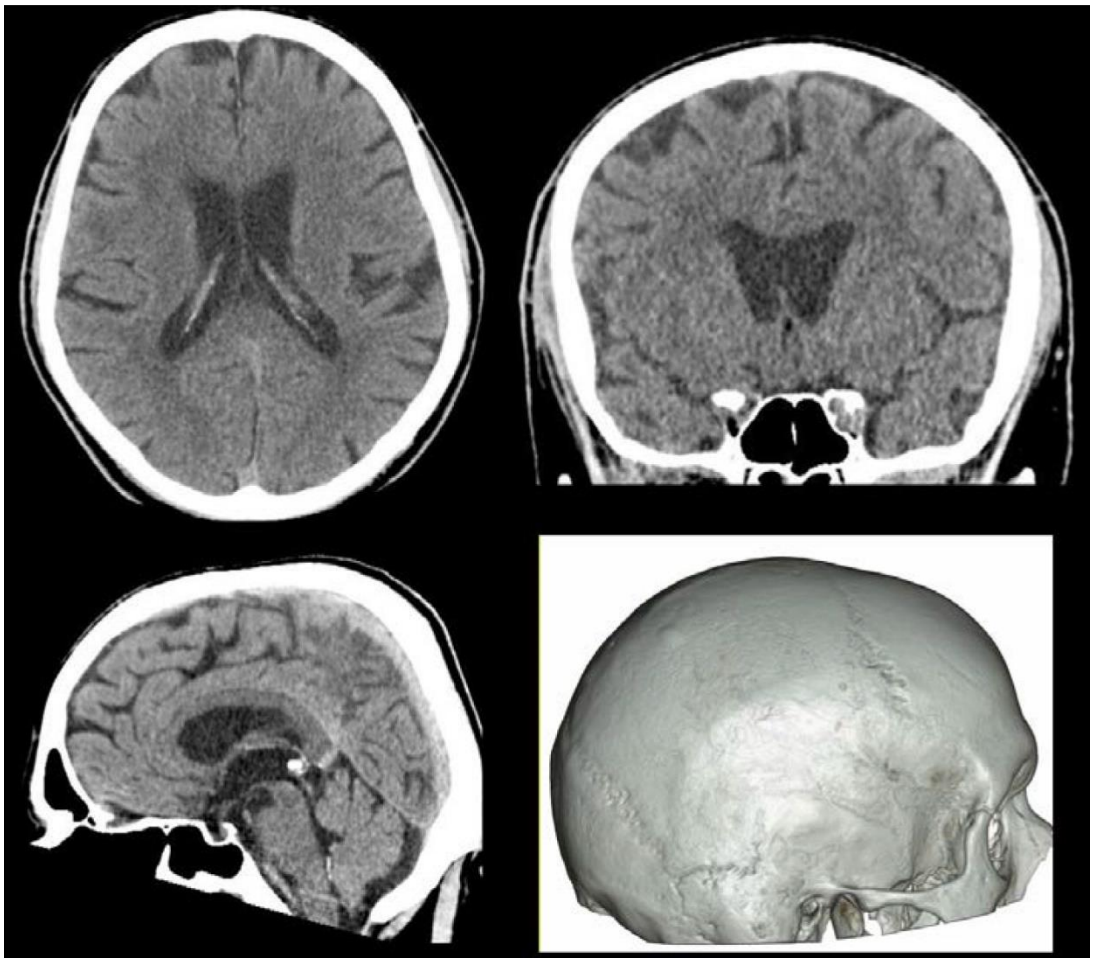
11.21. ÁBRA. Ugyanazon képadatgyűjtés rekonstrukciói 10 mm-es (fent), 5 mm-es (középen) és 0,5 mm (lent) szeletvastagsággal, a bal oldalon volumetrikus megjelenítésű képek (a leképezés 3D ábrázolása), a jobb oldalon koronális nézetek (a leképezés 2D ábrázolása).



11.22. ÁBRA. Négy koponya CT felvétel. A bal oldali képeket lágyszöveti rekonstrukciós szűrővel; a jobb oldali képeket csont-rekonstrukciós szűrővel rekonstruálták.

11.6.4. Műtermékek

A CT felvételek megfelelő képminősége csak akkor érhető el, ha a berendezés kalibrálását rendszeresen elvégzik a gyártó által előírt eljárások szerint. Ezek közé tartoznak a gyakori szabadlevegős és a ritkább, homogén vízfantomos kalibrációk. A szabadlevegős kalibrációk az egyes del-ek válaszjelének kis különbségeiről nyújtanak információt. Ez kulcsfontosságú, mivel a vetítéseknek 0,5%-on belüli pontossággal kell rendelkezniük. A fantomokkal végzett kalibrációk lehetővé teszik a nyalábkeményedés hatásának bizonyos mértékű korrekcióját.



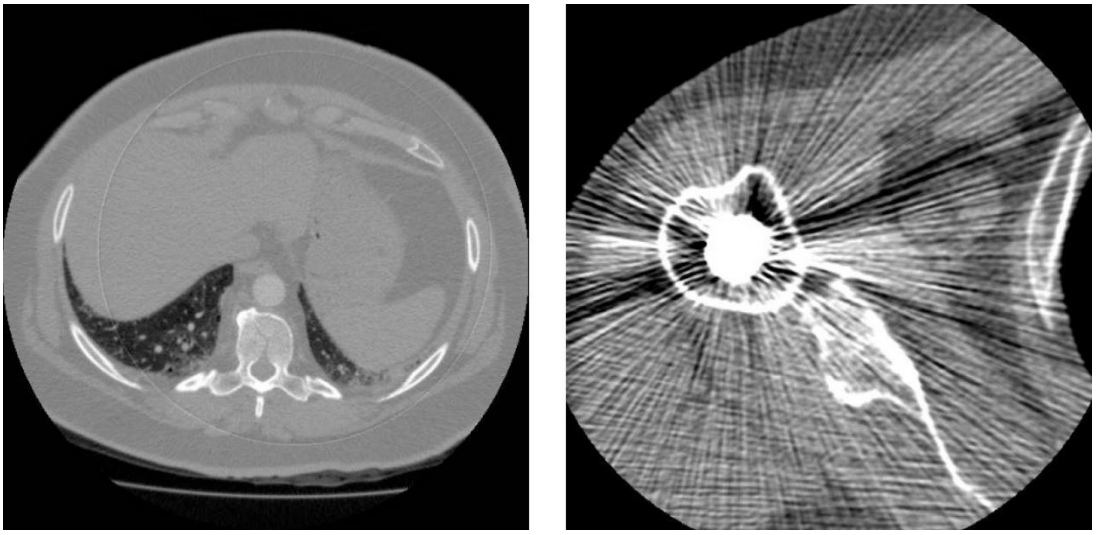
11.23. ÁBRA. Axiális kép az agyról (balra fent) és további három újraformázása: koronális kép (jobbra fent), szagittális kép (balra lent) és egy volumetrikus megjelenítésű kép (jobbra lent).



11.24. ÁBRA. Két mellkasfelvétel. A bal oldalon egy maximális intenzitású vetületi kép, jobbra egy 3D volumetrikus megjelenítésű kép látható.

Műtermékek megjelenhetnek a képalkotás, a rekonstrukció vagy a páciens miatt. A felvételhez kapcsolódó műtermékek közé tartoznak a gyűrűs műtermékek (11.25. ábra), amelyek egy vagy több hibásan működő del esetén fordulnak elő, illetve a használhatatlan felvételek, melyek a képadatgyűjtés során meghibásodott röntgencső miatt fordulhatnak elő. A vetítési adatok alulmintavételezése Moiré-mintákat eredményezhet, míg a detektor utánvilágítása a kép elmosódását okozhatja.

Egy jelentős műtermék léphet fel nagy szeletvastagság használatakor, ami a voxelek lineáris sugárgyengítési együtthatóinak *z*-tengely menti átlagolásából ered. Ezt a műterméket részleges térfogathatásnak nevezik; azt okozza, hogy a kis méretű, nagy sűrűségű tárgyak nagyobb méretű és kisebb sűrűségű tárgyként jelennek meg, például, ha nagy szeletvastagságú CT felvételen kortikális (tömör) csontot vizsgálnak. Ez elkerülhető kisebb szeletvastagságok alkalmazásával.



11.25. ÁBRA. Gyűrűs műtermék, egy vagy több del meghibásodása esetén (balra). Fém-műtermék a sugárkeményedés és a detektorra jutó alacsony dózis következtében (jobbra).

A röntgennyalábot erősen gyengítő tömör csont, kalcifikáció vagy fémtárgy a röntgennyaláb felkeményedésére jellemző műtermék megjelenéséhez vezethet. Fém protézis leképezése során nagyon súlyos műtermék jelenik meg; e hatást fém-műterméknek nevezik és akkor jelentkezik, ha a protézis szinte teljesen elnyeli az áthatoló röntgennyalábot. A 11.25. ábra jobb oldalán a nagyméretű fém implantátum axiális felvételén megjelenő, jellegzetes sugaras mintázat látható. Ez a kép egy csípőprotézisről készült.

A páciens miatt megjelenő műtermékek egy része elkerülhető a megfelelő utasításokkal, például, hogy ne mozogjon a vizsgálat alatt, vagy tartsa vissza lélegzetét a teljes vizsgálat alatt, különösen a törzs vizsgálatai során. A szív mozgása és az erek pulzálása nem kerülhető el. Ezért kulcsfontosságú, hogy például a koszorúerek vagy az aorta vizsgálatát optimalizáljuk a lehető legjobb időbeli felbontás

eléréséhez. Jól ismert, hogy az aorta pulzálása olyan műtermékeket okozhat, amelyek a főverőér repedést (aorta disszekciót) utánozzák. Ebben az esetben a műtermék súlyos következményekkel járhat a páciensre nézve, ha azt nem sikerül műtermékként azonosítani.

HIVATKOZÁSOK

[6.1] BERNINGER, W.H., REDINGTON , R.W., Multiple Purpose High Speed Tomographic X-Ray Scanner, Patent No. 4196352, General Electric Company, USA (1980).

[6.2] MORI., I., Computerized Tomographic Apparatus Utilizing a Radiation Source, US Patent No. 4630202 (1986).

[6.3] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 3-5: Acceptance Tests – Imaging Performance of Computed Tomography X ray Equipment, Rep. IEC 61223-3-5, IEC, Geneva (2004).

IRODALOMJEGYZÉK

BUZUG, T.M., Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT, Springer-Verlag, Berlin and Heidelberg (2008).

HSIEH, J., Computed Tomography: Principles, Design, Artefacts, and Recent Advances, 2nd edn, SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (2009).

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No. 19, IAEA, Vienna (2012).

KAK, A.C., SLANEY, M., Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, New York (1988), http://www.slaney.org/pct/ (accessed on 23 August 2012).

KALENDER, W.A., Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 2nd edn, Publicis Corporate, Erlangen (2005).

NAGEL, H.D., (Ed.), Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology, 4th edn, CTB Publications, Hamburg (2002).

12. fejezet

AZ ULTRAHANG FIZIKÁJA

J. C. LACEFIELD
University of Western Ontario,
London, Kanada

Fordította: Dr. Trón Lajos

Lektorálta: Dr. Balkay László

12.1. BEVEZETÉS

Az ultrahang a leggyakrabban használt képalkotó diagnosztikai eljárás, a 21. század elején a világszerte végzett képalkotó vizsgálatok mintegy 25%-át teszi ki. Az ultrahang sikere számos vonzó tulajdonságnak tulajdonítható, többek között az ultrahangkészülék viszonylag alacsony költségének és hordozhatóságának, az ultrahanghullámok ionizációt nem okozó jellegének, a véráramlás és a mozgó struktúrák, például a dobogó szív valós idejű leképezésének. Az ultrahang további előnyös tulajdonsága a lágyszöveti struktúrák közötti természetes kontraszt képi megjelenítése, amely kontrasztanyag beadása nélkül érhető el. Ez utóbbi tulajdonság lehetővé teszi az ultrahang széles körű orvosi alkalmazását, amely történelmileg elsősorban a szív- és érrendszeri képalkotást, de magába foglalja a hasi szervekről történő képalkotást, illetve ami a legimpozánsabb, a fejlődő magzat méhen belüli leképezését. Az állandó technológiai fejlesztések folyamatosan bővítik az ultrahang felhasználását számos alkalmazásban, beleértve a rosszindulatú daganatokról és a mozgásszervekről történő képalkotást, illetve a szemészetben és más területeken történő alkalmazásokat.

Az ultrahang megnevezés kifejezetten olyan akusztikus hullámokra utal, amelyek frekvenciája meghaladja az ember által hallható maximális frekvenciát, ami névlegesen 20 kHz. A diagnosztikai képalkotás általában a 2–15 MHz-es frekvenciatartományba eső ultrahanggal történik. A frekvencia megválasztását a térbeli felbontás és a behatolási mélység közötti kompromisszum diktálja, mivel a magasabb frekvenciájú hullámok jobban fókuszálhatók, de azokat a szövetek gyorsabban csillapítják. Az ultrahangképen meglévő információt az ultrahanghullámok szövetekben való terjedésének, visszaverődésének és csillapításának alapjául szolgáló fizikai folyamatok befolyásolják.

12.2. ULTRAHANG SÍKHULLÁMOK

12.2.1. Egydimenziós ultrahanghullámok

Az akusztikus hullám a nyomásnak olyan tovaterjedő ingadozása, amely a közvetítő közegben váltakozó összenyomást és tágulást okoz. A kompressziók és ritkulások a közeg egyes térfogatelemeit elmozdítják, és a hullám az egyes térfogatok közötti impulzusátvitel révén terjed. A közeg minden inkrementális (egymást követő) térfogata kis amplitúdójú rezgést végez eredeti helyzete körül, de nem terjed együtt a nyomászavarral.

Egy homogén, az ultrahangot nem csillapító cseppfolyós közegben, egy meghatározott x térbeli dimenzió mentén terjedő $p(x,t)$ nyomáshullám matematikai leírása az Euler-egyenletből kiindulva fogalmazható meg:

$$\frac{\partial}{\partial x}p(x,t) + \rho_o \frac{\partial}{\partial t}u(x,t) = 0 \tag{12.1}$$

és a folytonossági egyenlet:

$$\frac{\partial}{\partial t}p(x,t) + \frac{1}{\kappa}\frac{\partial}{\partial x}u(x,t) = 0 \tag{12.2}$$

A (12.1, 12.2) egyenletekben ρ_o a közeg nyugalmi sűrűsége, κ a közeg kompresszibilitása (azaz a Pa^{-1} egységekben mért egységnyi nyomásra eső térfogatváltozás), és $u(x,t)$ a hullám által keltett részecskesebesség.

Az Euler-egyenlet, amely Newton második mozgástörvényéből kiindulva levezethető, kimondja, hogy a nyomásingadozás felgyorsítja a közeget alkotó elemi, inkrementális térfogatokat. A folytonossági egyenlet, amely a közeg egyes inkrementális térfogataira vonatkozó tömegmérleg felírásával vezethető le, kimondja, hogy a nettó anyagbeáramlás helyi nyomásváltozást eredményez az anyag egyes inkrementális térfogataiba. Ezeket az elsőrendű differenciálegyenleteket kombinálva megkaphatjuk az akusztikus hullámegyenletet:

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2}p(x,t) - \frac{1}{c^2}\frac{\partial^2}{\partial t^2}p(x,t) = 0 \tag{12.3}$$

ahol

$c = 1/\sqrt{\rho_o \kappa}$ a hangsebesség.

A (12.3) egyenlet monokromatikus síkhullámú megoldása a következő:

$$p(x,t) = P\cos(\omega t - kx) \tag{12.4}$$

ahol P a hullám amplitúdója, $\omega = 2\pi f$ a hertz-ben mért f frekvenciának megfelelő körfrekvencia, és $k = 2\pi/\lambda = 2\pi f/c$ a λ hullámhossznak megfelelő hullámszám, amelynek a frekvenciával és a hangsebességgel való összefüggése $c = f\lambda$.

12.2.2. Akusztikus nyomás és intenzitás

Amint az a (12.4) egyenletből következik, egy ultrahanghullámot a frekvenciájával (*f*) és a nyomás amplitúdójával (*P*) lehet leírni. A diagnosztikai képalkotás során a nyomásamplitúdó tipikusan 0,1-4 MPa közé esik. Az ultrahanghullám erőssége jellemezhető az intenzitással, *I*-vel is, amely a terjedési irányra merőleges, egységnyi keresztmetszetű felületre jutó átlagos teljesítmény. Síkhullámok esetén az időben átlagolt intenzitás az amplitúdóval a következő módon függ össze:

$$I = \frac{P^2}{2\rho_o c} \tag{12.5}$$

A hangerősséget gyakran célszerű decibelben (dB) kifejezni, amely egy relatív logaritmikus skála, a következő definícióval:

$$I_{\mathrm{dB}} = 10\ \lg(I/I_{\mathrm{ref}}) \tag{12.6}$$

ahol I a hullám intenzitása (lineáris egységekben), I_{dB} pedig, az I_{ref} referencia-intenzitáshoz viszonyított, dB-ben mért hullámintenzitás.

12.2.3. Reflexió és transzmisszió

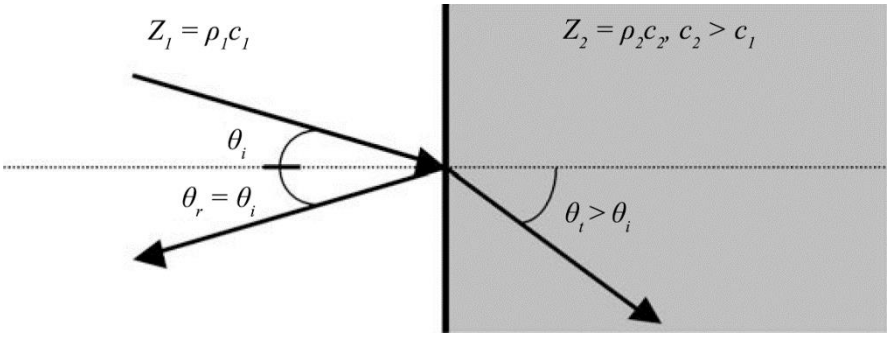
Az ultrahangkép az ultrahang visszaverődések nagyságát (az amplitúdó abszolút értékét) mutatja, ezért az akusztikus hullámok visszaverődésének (echó) fizikai megértése segít a képek értelmezésében. Vegyük azt a példát, amikor valaki egy téglafalú tornateremben kiabál, és érzékeli a távoli falról visszaverődött hangját. Ahogy az akusztikus hullám pozitív nyomású fázisa eléri a falat, a levegő a fal felületéhez préselődik. A fal a levegőhöz képest masszív és merev, így a levegő részecskéi nem rendelkeznek elegendő impulzussal ahhoz, hogy felgyorsítsák a hangot a fal felületén, hanem visszapattannak, és a mögöttük lévő légrészecskékhez préselődnek. A levegőnek a falról visszapattanó tömörülése az eredeti kiáltással ellentétes irányban terjedő akusztikus hullámot hoz létre.

A közeg tömegében és merevségében bekövetkező, visszaverődést okozó változások egyetlen tulajdonsággal, a Z akusztikus impedanciával írhatóak le. Síkhullám terjedése esetén az akusztikus impedancia a következő:

$$Z = \rho_o c = \sqrt{\rho_o \kappa} \tag{12.7}$$

Tekintsünk egy egyik oldalról végtelen kiterjedésű, Z_1 impedanciájú féltérben c_1 sebességgel haladó síkhullámot. A közeg síkfelületen érintkezzen egy Z_2 akusztikus impedanciájú másik, szintén egy irányban végtelen kiterjedésű közeggel, amelyben a síkhullám terjedési sebessége c_2 (12.1. ábra). A közegek határára merőleges egyeneshez képest mért beesési (θ_i), visszaverődési (θ_r) és törési szögek (θ_t) között, a következő összefüggés áll fenn a Snellius-Descartes-törvény akusztikai változata esetén, ahol $\theta_\mathrm{r} = \theta_\mathrm{i}$:

$$\sin\theta_\mathrm{t} = \frac{c_2}{c_1}\sin\theta_\mathrm{i} \tag{12.8}$$



12.1. ÁBRA. Beesési, visszaverődési és törési szögek két, síkkal határolt közeg határfelületén amelyekben a hang terjedési sebessége c_1, illetve c_2 ($c_1 < c_2$).

A (12.8) egyenlet azt mutatja, hogy a második közegbe átjutott hullám a határfelület normálisa felé hajlik, ha $c_1 > c_2$ és a normálisától távolodik, ha $c_1 < c_2$. Ezt az irányváltozást nevezzük törésnek, amely egyes klinikai képalkotó alkalmazásokban műtermékek forrása lehet. A törés határesete következik be, ha $c_2 > c_1$ és $\theta_\mathrm{i} > \sin^{-1}(c_1/c_2)$, amely esetben θ_t a (12.8) egyenlet szerint képzetessé válik és a hullám teljes visszaverődést szenved.

A beeső (P_i) és a visszavert (P_r) hullámok amplitúdói összefüggenek a reflexiós együtthatóval (R). Síkhullámokra folyadékban a reflexiós együttható a következő módon fejezhető ki:

$$R = \frac{P_\mathrm{r}}{P_\mathrm{i}} = \frac{Z_2 \cos\theta_\mathrm{i} - Z_1 \cos\theta_\mathrm{t}}{Z_2 \cos\theta_\mathrm{i} + Z_1 \cos\theta_\mathrm{t}} \tag{12.9}$$

A (12.9) egyenlet számlálója azt jelzi, hogy visszaverődés akkor keletkezik, amikor egy akusztikus hullám megváltozott akusztikus impedanciával találkozik, így az ultrahangképet úgy lehet elképzelni, mint egy térképet, amely a szövetek akusztikus impedanciájának a relatív változásait mutatja. Mivel az amplitúdó egy előjeles mennyiség, $-1 \leq R \leq 1$, az R negatív értéke azt jelenti, hogy a visszavert hullám a beeső hullámhoz képest fordított.

A beeső hullám P_i amplitúdója és a második közegbe átjutott hullám P_t amplitúdója a T átviteli együtthatóval függnek össze, amit a teljes reflexió lehetőségét is figyelembe vevő formában jó kifejezni:

$$T = \frac{P_\mathrm{t}}{P_\mathrm{i}} = \begin{cases} \dfrac{2Z_2 \cos\theta_\mathrm{i}}{Z_2 \cos\theta_\mathrm{i} + Z_1 \cos\theta_\mathrm{t}} & c_1 \geq c_2 \text{ vagy } \theta_\mathrm{i} \leq \sin^{-1}(c_1/c_2) \\ 0 & c_1 < c_2 \text{ és } \theta_\mathrm{i} > \sin^{-1}(c_1/c_2) \end{cases} \tag{12.10}$$

A merőleges irányú beesés speciális esetében R-re és T-re egyszerűbb kifejezéseket kaphatunk a (12.9), (12.10) egyenletekben $\theta_\mathrm{i} = \theta_\mathrm{t} = 0$ behelyettesítéssel. A visszavert és az áteresztett intenzitásokra hasonló kifejezések nyerhetőek, ha a (12.5) egyenlet segítségével meghatározzuk a P_i, P_r és P_t értékeket és figyelembe vesszük, hogy a (12.5) egyenlet nevezőjében a $\rho_0 c$ kifejezés az akusztikus impedancia.

12.2.4. Gyengülés

A gyengülés kifejezés magában foglalja az összes olyan mechanizmust, amellyel terjedése során a hullám energiája más formába alakul át (disszipál), beleértve a reflexiót (lásd 12.2.3. szakasz), a divergenciát, a közeg inhomogenitásaiból történő szóródást és a hőelnyelést, amelynek során hullámmechanikai energiája hővé alakul át. Az elnyelés a diagnosztikai ultrahangvizsgálat során a gyengülés legjelentősebb forrása. Az abszorpciós feltételek beépítése a hullámegyenletbe a síkhullám megoldását exponenciálisan csökkenő szinuszosra változtatja a (12.4) egyenletben megadott formáról:

$$p(x,t) = P\mathrm{e}^{-\alpha x}\cos(\omega t - kx) \tag{12.11}$$

ahol α a frekvenciafüggő amplitúdógyengítési együttható neperben, (Np)/m-ként kifejezve. Egy ideális viszkózus folyadékban α a frekvencia négyzetével arányos, de lágy szövetekben a viszkózus relaxáción kívül az abszorpciós mechanizmusok is léteznek, ami miatt a gyengítési együtthatóban a frekvenciafüggés hatványkitevője nem egész értékű, azaz α úgy arányos f^{m}–mel, hogy $1 < m < 2$. A diagnosztikai ultrahang legtöbb alkalmazásánál a gyengítés frekvenciafüggése lineárisan közelíthető, azaz $\mathrm{m} \approx 1$ megfelelőnek bizonyul. A frekvenciafüggő gyengítés elsődleges következménye, hogy a nagyfrekvenciájú hullámok erősebben gyengülnek, mint az alacsonyabb frekvenciájúak, így a képalkotásban csak kisebb mélységig hatolnak.

12.3. A BIOLÓGIAI SZÖVETEK ULTRAHANG-TULAJDONSÁGAI

12.3.1. Hangsebesség, akusztikus impedancia és gyengítési együttható

A 12.1. táblázatban feltüntetett adatok a hang terjedési sebességét adják meg a biológiai szövetekben, valamint néhány más referenciaanyagban. Ökölszabályként szolgál, hogy a szilárd anyagokban a legnagyobb, a gázokban pedig a legkisebb a hangsebesség. Figyeljük meg, hogy a lágyszövetekben mért hangsebesség hasonló a testhőmérsékletű vízben mért hangsebességhez. Ez a hasonlóság a víz és a lágyszövetek között a legtöbb akusztikai tulajdonságra is érvényes, és ezért indokolt, hogy a folyadékokra vonatkozó egyenleteket használjuk az ultrahang hullámterjedésének elemzése során.

A 12.1. táblázatban néhány reprezentatív szövet és más anyag akusztikus impedanciáját is összehasonlítjuk. Az akusztikus impedancia ugyanazokat az általános viszonyokat követi, mint a hangsebesség, azaz alacsony értékek gázokban, közepes értékek folyadékokban és lágy szövetekben, és magas értékek szilárd anyagokban.

A biológiai szövetek gyengítési együtthatóit általában dB/(cm·MHz) értékben adják meg, ahol az egységek azt a tényt tükrözik, hogy az akusztikus intenzitásokat általában decibelben és nem neperben adják meg, illetve alátámasztják azt is, hogy a lineáris frekvenciafüggés jó közelítés a gyengítés leírására a biológiai szövetekben. Az Np és dB átváltási értéke $1\ \mathrm{Np} \approx 8{,}686\ \mathrm{dB}$. A reprezentatív szövetek csillapítási együtthatóit a 12.1. táblázat tartalmazza.

12.3.2. Szórás

A 12.2.3. szakaszban leírt, a (tükörszerű) visszaverődés mechanizmusához hasonlóan, szórás akkor következik be, amikor az ultrahanghullám eltérő akusztikus impedanciájú régióhoz ér a közegben. Szórás következik be, ha a hullám a hullámhosszához hasonló vagy annál kisebb méretű tárggyal lép kölcsönhatásba. A szórt echók izotrópok és lényegesen gyengébbek, mint a tükörszerűen visszavert

hanghullámok. A sejtmérettel összemérhető szöveti strukturális elemekről hátrafelé, a transzducer irányába szórt hanghullámok konstruktív és destruktív interferenciája a képek foltos textúrájának forrása, amely az ultrahangképeken a szervek belső megjelenését uralja. A transzducerről visszaszórt hanghullámok szintén a csillapítás másodlagos forrásai és jellemzően 10-20%-kal járulnak hozzá a képen látható csillapításhoz.

12.1. TÁBLÁZAT. NÉHÁNY ANYAG AKUSZTIKAI TULAJDONSÁGA
(akusztikai tulajdonságok Zagzebski [12.1] és Shung [12.2] közleményeiből)

Anyag	Hangsebesség (m/s)	Akusztikus impedancia (MRayl[1])	Csillapítási együttható (dB/cm 1 MHz-en)
Levegő	330	0,0004	12
Víz	1480	1,48	0,0022
Zsír	1450–1460	1,34–1,38	0,52
Máj	1555–1570	1,65	0,96
Vér	1550–1560	1,61–1,65	0,17
Izom	1550–1600	1,62–1,71	1,2
Koponyacsont	3360–4080	6,0–7,8	11,3

12.3.3. Nem-lineáris terjedés

Az akusztikus terjedésben nem-linearitás lép fel, mert a nyomáshullám megváltoztatja a közeg sűrűségét, és a hangsebesség a sűrűségtől függ $c = 1/\sqrt{\rho\kappa}$ szerint. Kis akusztikus intenzitásnál ez a hatás elhanyagolható; a diagnosztikai képalkotásra használt sugarak fókuszának közelében azonban a hullám által keltett sűrűségváltozások jelentősekké válnak, így a hullám kompressziós fázisa nagyobb sebességgel terjed, mint a hullám ritkulási fázisa. Ez a nem-linearitás a kezdetben szinuszos hullámot fűrészfogas mintázattá torzítja, mivel a hullám kompressziós szakaszai utolérik az előttük lévő ritkulási fázisú szakaszokat. A szinuszosról fűrészfogas mintázatra való átalakulás felharmonikusok megjelenését (azaz energia megjelenését az átvitt f_o alapfrekvencia egész számú többszöröseinél) eredményezi a hullám frekvenciaspektrumában. Ez a jelenség a 13. fejezetben tárgyalt szöveti harmonikus képalkotási mód fizikai alapja.

[1] A Rayl (rayl, Rayleigh) mértékegység az ultrahangtechnikában használatos. SI megfelelője: Pa·s/m; 1 MRayl (megarayl) = 1 Pa·s/m = 1 N·s·m^{-3}.

12.4. ULTRAHANG ELŐÁLLÍTÁS

12.4.1. Piezoelektromos eszközök

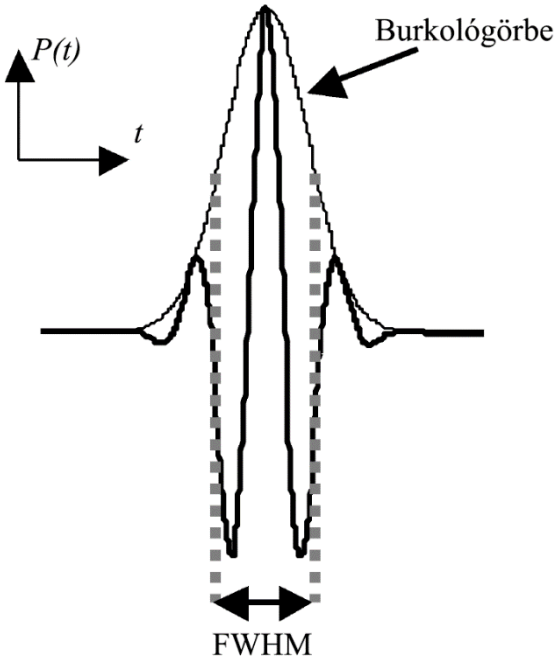
Pierre és Jacques Curie 1880-ban fedezte fel a kvarcok piezoelektromosságát, ami lehetővé tette az ultrahangkeltő-ultrahangdetektor (transzducerek) létrejöttét. A piezoelektromosság bizonyos kristályos anyagok olyan reverzibilis tulajdonsága, amelynek révén a kristály ellentétes oldalaira vitt mechanikus rezgésekkel ezeken az oldalakon nettó váltakozó elektromos töltést lehet létrehozni, illetve a kristályra kapcsolt váltakozó feszültség a kristály zsugorodásához és tágulásához vezet, rezgésbe hozva azt. A piezoelektromosság mikroszkopikus mechanizmusa úgy érthető meg, hogy az anyagot véletlenszerűen irányba álló elektromos dipólusoknak képzeljük el. Egy kényszererő deformálja a kristályt és a dipólusok átrendeződését eredményezi, ami nettó töltést indukál a kristályon. A kristályon alkalmazott potenciálkülönbség ellenben megváltoztatja a dipólusok elrendeződését, ezáltal a kristály térfogati deformációját idézi elő.

A diagnosztikai képalkotáshoz használt transzducereket hagyományosan az ólom-cirkonát-titanát felhasználásával gyártott ferroelektromos kerámia formájában állítják elő. Utóbbi anyagra általában a PZT rövidítéssel hivatkoznak, amely az ólom, a cirkónium és a titán vegyjeleinek első betűiből áll. A PZT viszonylag magas elektromechanikai csatolási hatásfokot biztosít alacsony költség mellett. Számos modern transzducer a PZT és egy nem piezoelektromos polimer kompozitja. A kompozit anyagok akusztikus impedanciája alacsonyabb, mint a hagyományos PZT-é, ami javítja a szövet határfelületén az akusztikus csatolást és növeli a transzducer sávszélességét. Ezért a kompozit anyagokat újabban előnyben részesítik a csúcskategóriás klinikai rendszereknél, ahol kevéssé szempont a transzducer költsége.

A transzducer sávszélessége és érzékenysége javul, ha a piezoelektromos kristályt egy fedőréteg és egy illesztő réteg közé helyezzük. A fedőréteg elnyeli a kristály hátoldaláról kisugárzott ultrahangot, és csillapítja a kristályon belüli hanghullámot. A kristály elülső felületéhez ragasztott illesztő réteg a transzducer és a szövet közötti reflexiós együttható csökkentésére szolgál, ezáltal növelve a transzducer érzékenységét a gyengébb visszavert (echó) hanghullámokra.

12.4.2. A kibocsátott ultrahangjel

A transzducer sávszélessége határozza meg az átvitt impulzus hosszát és ezáltal a képalkotó rendszer axiális (azaz a sugárirányú) felbontását. Az átvitt impulzus a 12.2. ábrán bemutatotthoz hasonló, kapuzott szinuszos jel. Az impulzus teljes szélessége a félértékszélességnél (FWHM) mért teljes impulzusszélességgel jellemezhető a legegyszerűbben: a szinusz periódusok N_c számának és a hullámhossznak a szorzata. Ebben az esetben a képalkotó rendszer AR axiális felbontása a következő:



12.2. ÁBRA. Tipikus diagnosztikai ultrahang rádiófrekvenciás impulzushullám-formája (vastag folytonos vonal) és a megfelelő demodulált burkolóimpulzus (vékony folytonos vonal). Az impulzus félértékszélessége (FWHM) is fel van tüntetve.

$$\mathrm{AR} = \frac{N_c \lambda}{2} \tag{12.12}$$

A (12.12) egyenletben a 2-vel való osztásra azért van szükség, mert az impulzus egy oda-vissza utat tesz meg a transzducertől a reflektáló közegig és vissza. Az ultrahang képalkotó transzducerek jellemzően nagy sávszélességgel rendelkeznek, ami 1,5-2,0 periódusidejű átvitt impulzusokat és 1 mm-nél jobb axiális felbontást eredményez.

12.4.3. Sugárzás és diffrakció

Az ultrahang transzducer által keltett sugárzási tere az apertúrával[2] párhuzamos síkban a skalár diffrakciós elmélet segítségével elemezhető. A skaláris diffrakcióelmélet alapja a Huygens-Fresnel-elv. Ezen elv szerint az apertúra pontforrások halmazára bontható úgy, hogy az apertúra által létrehozott sugárzási mező az egyes pontforrásokból kisugárzott gömbhullámok eredője. Egy fókuszálatlan apertúra távoli mezejében, illetve egy fókuszált apertúra fókuszában és azon túl a keletkező nyalábot a Fraunhofer-diffrakciós integrál írja le:

[2] E kézikönyvben apertúra alatt a transzducer ultrahanghullámot gerjesztő homlokfelületét kell érteni. A későbbiekben előforduló részapertúra ennek egy kisebb szegmense vagy szegmensei, mely egy vagy több kristályelemet is magába foglalhat.

$$U(x,y) = \frac{\exp(jkz)}{j\lambda z} \exp\left(j\frac{k}{2z}(x^2+y^2)\right) \int\int_{\Sigma} U(\xi,\eta) \exp\left(-j\frac{k}{z}(x\xi+y\eta)\right) \mathrm{d}\xi \mathrm{d}\eta \qquad (12.13)$$

ahol $U(x, y)$ az apertúrától z távolságú síkban lévő mező, $U(\xi,\eta)$ pedig az apertúra síkjában lévő mező.

A (12.13) egyenlet tömören a következőképpen írható:

$$U(x,y) = \frac{\exp(jkz)}{j\lambda z} \exp\left(j\frac{k}{2z}(x^2+y^2)\right) \Im\{U(\xi,\eta)\} \qquad (12.14)$$

ahol $\Im\{\bullet\}$ A 2D térbeli Fourier-transzformációt (FT) jelöli, amelynek effektív térbeli frekvenciái $\tilde{k}_x = kx/z$ és $\tilde{k}_y = ky/z$.

Az orvosi ultrahangvizsgálatban a képsíkon belüli oldalirányú (x) dimenziót és a képsíkra merőleges magassági (y) dimenziót általában elválaszthatónak tekintik, így az oldalirányú sugárzási mintázat kiszámítható a (12.14) egyenletben szereplő η és y tagok figyelmen kívül hagyásával. Az ultrahang képalkotó rendszerek jellemzően fókuszált téglalap alakú apertúrát alkalmaznak, így a (12.14) egyenletbe az alábbiakat helyettesítve:

$$U(\xi) = \mathrm{rect}\left(\frac{\xi}{L}\right) = \begin{cases} 1 & -L/2 \le \xi \le L/2 \\ 0 & \text{egyébként} \end{cases} \qquad (12.15)$$

ahol L az apertúra hossza, és ha a fókusztávolság $z = F$, akkor megkapjuk az oldalsó sugárzási mintázatot:

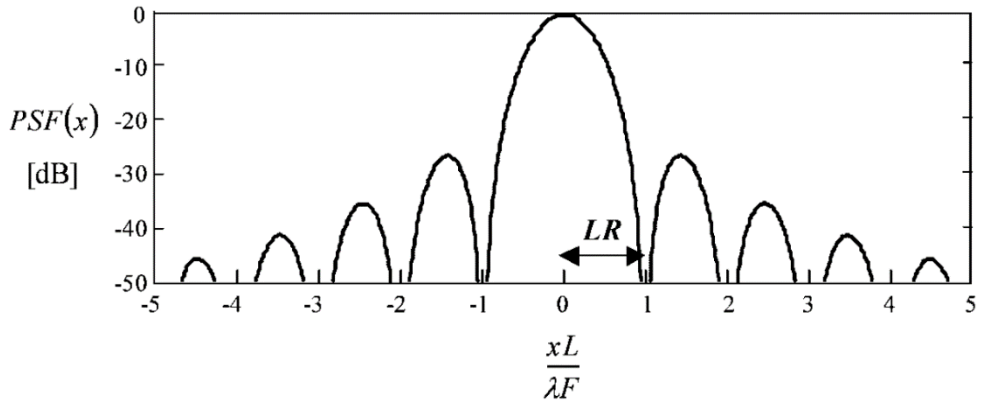
$$U(x) \propto \mathrm{sinc}\left(\frac{Lx}{\lambda F}\right) \qquad (12.16)$$

ahol $\mathrm{sinc}(a) = \sin(\pi a)/(\pi a)$ a rect (négyzet) függvény FT-ja (lásd 4.4.2. szakasz).

Az impulzus-echó képalkotás általában ugyanazt a fókuszált apertúrát használja a jel adásához és a vételéhez, ebben az esetben az oldalirányú pontszórás-függvényt (12.3. ábra) a (12.16) egyenlet négyzete adja.

A Rayleigh-felbontási kritérium a felbontást a nyaláb csúcsától a sugár első nulla pontjáig terjedő távolságként határozza meg. Ha a (12.16) egyenletben a sinc függvény értékét nullának vesszük és az egyenletet x-re megoldjuk, akkor az LR oldalirányú felbontásra a következő kifejezést kapjuk:

$$\mathrm{LR} = \frac{\lambda F}{L} \qquad (12.17)$$



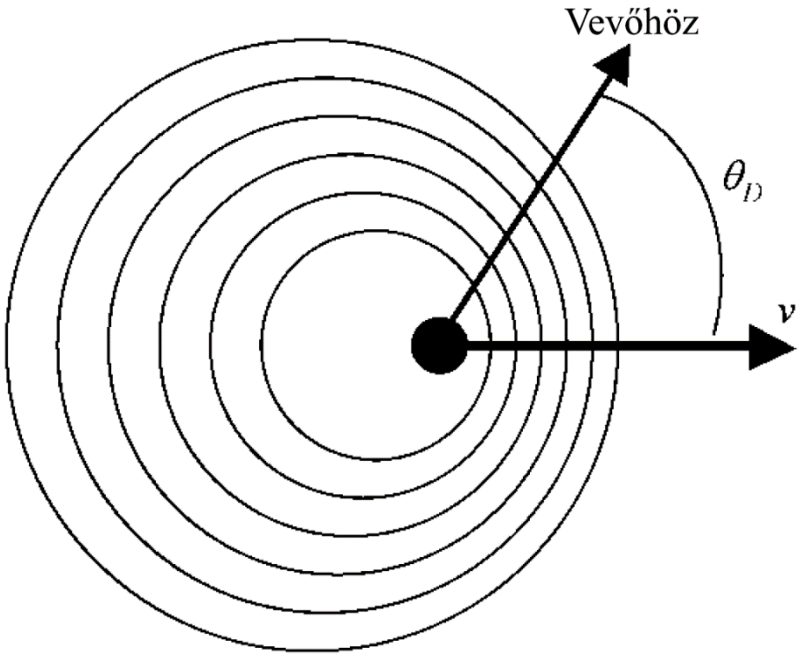
12.3. ÁBRA. Egy tipikus impulzus-echó oldalirányú pontszórás-függvénye egy sinc²-es nyaláb, amelynek LR-jét a (12.17 egyenlet adja).

A (12.17) egyenletben szereplő *F/L* arányt nevezzük a transzducer *f*-számának. Egy ultrahang képalkotó rendszer *f*-száma jellemzően 2 és legfeljebb 6 között van, így az LR általában az 1–2 mm-es tartományba esik.

12.5. DOPPLER-FIZIKA

12.5.1. A Doppler-effektus

A Doppler-ultrahang egy olyan módszer, amelyet a mozgó vér leképezésére és ezáltal a vér sebességének becslésére használnak a Doppler-effektus felhasználásával, amelyet 1842-ben Christian Doppler tanulmányozott. A Doppler-effektus sematikus magyarázata látható a 12.4. ábrán egy mozgó, folytonos hullámforrás esetére. Ahogy a forrás jobbra mozog, a hullám minden egyes következő ciklusa egy jobbra eltolt pozícióból sugároz, így a frekvencia a mozgás irányában összenyomódik, az ellenkező irányban pedig kitágul. Ez a jelenség magyarázza az érzékelt hangmagasság változását, ha például egy sziréna vagy vonatfütty elhalad egy álló megfigyelő mellett. A Doppler-effektus a mozgó visszaverődést keltő tárgyak, például a vörösvértestek visszhangjaira, valamint a mozgó források által kisugárzott hullámokra is érvényes.



12.4. ÁBRA. A Doppler-effektus sematikus ábrázolása folytonos sugárzó pontforrás (fekete pont) esetén, amely v sebességgel mozog a vastag nyíl irányában. A körök a kisugárzott hullám egymást követő periódusainak maximumhelyeit mutatják, relatív távolságuk a θ_D Doppler-szög függvénye.

A visszaverő tárgy mozgása által okozott frekvenciaváltozást Doppler-frekvenciának (f_D) nevezzük, ami a Doppler-egyenletből nyerhető:

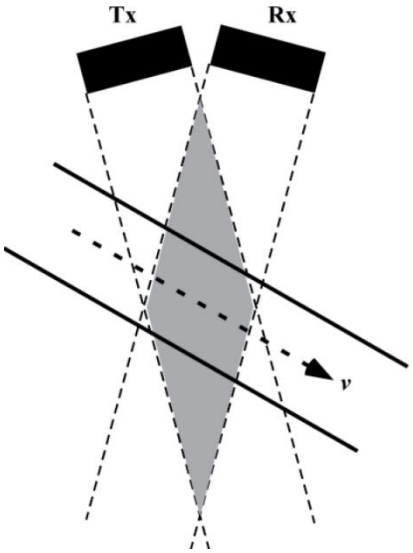
$$f_D = \frac{2|v|f_o \cos\theta_D}{c} \tag{12.18}$$

ahol $|v|$ a visszaverő tárgy sebessége f_o a beeső hullám frekvenciája, θ_D pedig a mozgás iránya és a reflektálóból a vevő felé irányuló nyaláb közötti Doppler-szög. A számlálóban lévő koszinuszos szorzó azt jelzi, hogy a Doppler-módszer a legérzékenyebb a közvetlenül a transzducer felé vagy a transzducertől távolodó mozgásra, ami $\theta_D = 0$, illetve $\theta_D = \pi$ értéknek felel meg.

12.5.2. Folytonos hullámú Doppler

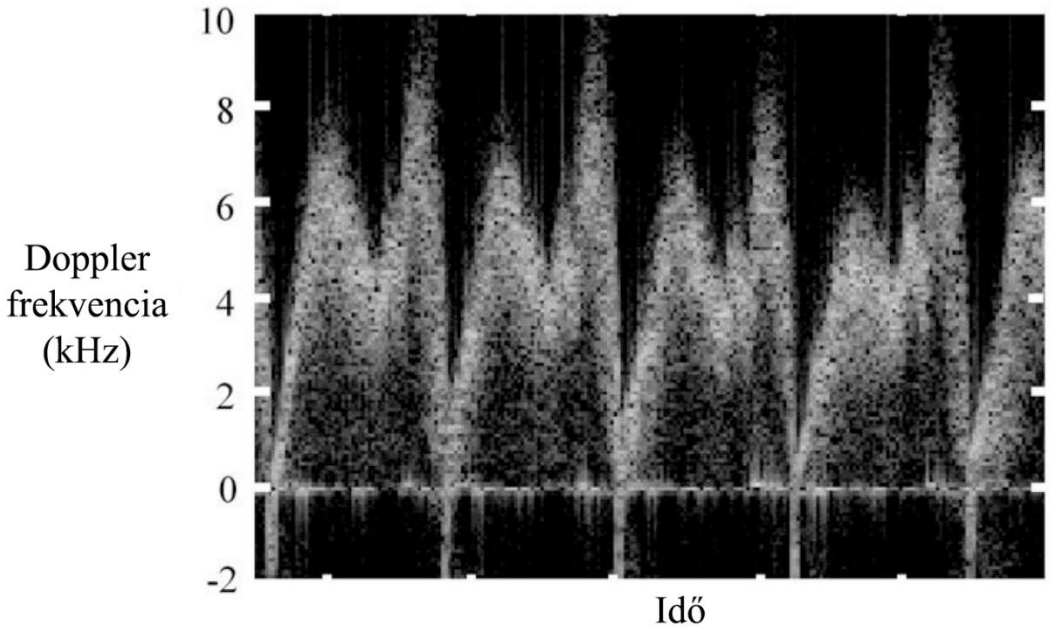
A legegyszerűbb Doppler-rendszerek folytonos hullámú (CW) Dopplert használnak, és általában kis kézi eszközök. A CW Doppler-transzducer két egymás melletti, enyhén egymás felé fordított piezoelektromos elemből áll, amint az a 12.5. ábrán látható. Az adó folyamatos szinuszos hullámot bocsát ki $\cos(\omega_o t)$ alakban, a vevő pedig az az adó- és a vevőnyaláb közötti, átfedési területről érkező visszhangokat érzékeli. Ha a visszaverő tárgyak mozognak, akkor a vett visszhangok alakja $\cos([\omega_o + \omega_D]t)$, ahol $\omega_D = 2\pi f_D$ és egy $\cos(\omega_D t)$ alakú Doppler-jel nyerhető vissza a fogadott nyalábok frekvencia-demodulációjával.

A vér maximális áramlási sebessége az aorta bejáratánál normál körülmények között körülbelül 1 m/s, így a (12.18) egyenlet azt mutatja, hogy a diagnosztikai ultrahanghoz használt megahertzes átviteli frekvenciák legfeljebb néhány kilohertzes Doppler-frekvenciákat eredményeznek, ami a kényelmesen hallható frekvenciák tartományába esik. Ezért a legegyszerűbb CW Doppler-berendezések a demodulált Doppler-jelet csak egy hangszóróra irányítják, hogy az orvos hallás után értelmezze.



12.5. ÁBRA. CW Doppler pásztázó geometria, amely jelzi a nyalábok irányát (szaggatott vonalak) amit az adó-apertúra (Tx) kelt és a vevő apertúra (Rx) fogad. A mért Doppler-spektrum magába foglalja a két nyaláb átfedésében mozgó összes szóró elem járulékát.

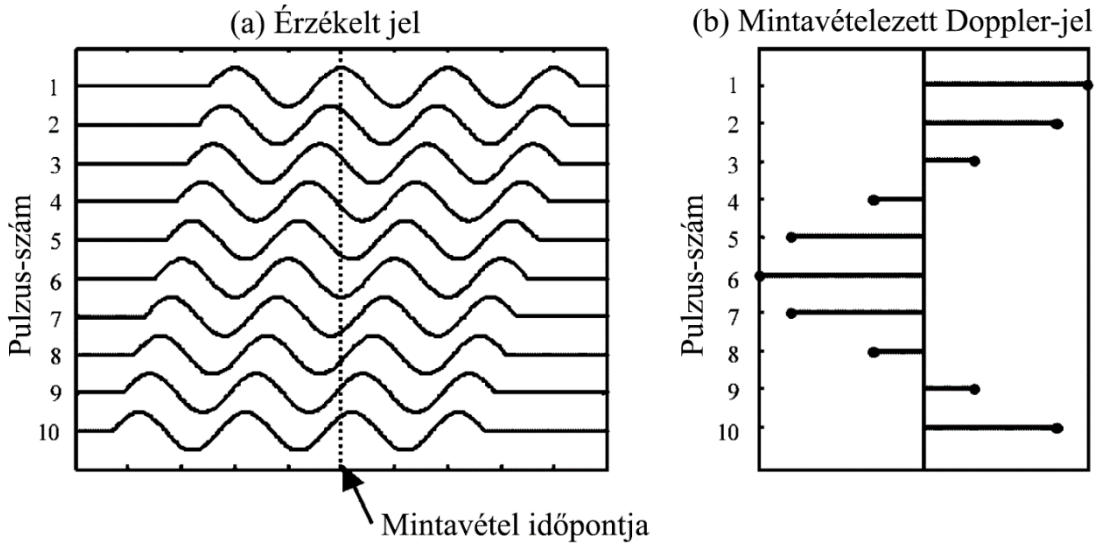
A Doppler-rendszerek a hangkimenet mellett gyakran megjelenítik a demodulált jel idő-frekvencia spektrumát is (12.6. ábra). Az ábra *x* tengelye az idő, az *y* tengely az időfüggő frekvencia (de ez a Doppler-egyenlet segítségével sebességre is átskálázható), a szürkeskálás pixelek pedig a Doppler-jel rövid idejű FT-jének nagyságát mutatja. Egy pixel a Doppler-spektrumban tehát a látómezőben lévő vörösvértestek arányát jelöli, amelyek egy adott időben egy adott sebességgel mozogtak. A spektrális megjelenítés hatékony eszköz az intrakardiális és az érrendszeri áramlás pulzatív jellemzőinek bemutatására.



12.6. ÁBRA. CW Doppler spektrális impulzusainak megjelenítése.

12.5.3. Impulzushullámú Doppler

A CW Doppler elsődleges hiányossága, hogy nincs térbeli felbontása, amely az adó és a vevő nyalábok közötti nagy átfedési területből adódik. Az impulzus-Doppler ezt a korlátot úgy oldja fel, hogy a képalkotáshoz hasonlóan a folytonos szinuszhang helyett rövid impulzusok sorozatát sugározza. A felhasználó a B-módú képen egy időkapuzó kurzor elhelyezésével jelöli ki azt a területet, ahonnan a Doppler-adatok rögzítésre kerülnek. Ahogy az egymást követő kibocsátott impulzusok visszhangja megérkezik, az időkapu szerint a visszhang várható érkezési idején egyetlen mintát veszünk (a 12.7(a) ábrán pontozott vonal), és azt a következő impulzus visszhangjának megérkezéséig megtartjuk. Ha a szóró elemek mozognak, akkor az időkaputól kapott jel minden egyes soron következő impulzussal változni fog, és a mintavételezés-tartás (sample-and-hold) művelet egy lépcsőszerű jelet fog létrehozni, amint az a 12.7. ábra (b) részén látható. A mintavételezés-tartás művelet kimenete aluláteresztő szűrésével egy egyenletesen változó Doppler-jelet kapunk. Megmutatható, hogy a simított jel frekvenciája megegyezik a Doppler-frekvenciával.



12.7. ÁBRA. Impulzushullámú Doppler „mintavételezés-tartás" üzemmódja. (a) A vevő által kijelzett, ugyanazon mozgó visszaszóróról érkező, tíz egymást követő visszhangjel. (b) a tíz visszhangjelből az (a) ábrán függőleges, pontozott vonallal jelölt időpontban vett mintákból álló Doppler jel.

Mivel a mintavételezés-tartás egy mintavételezési művelet, korlátozza az átlapolás (aliasing) nélkül mérhető maximális Doppler-frekvenciát. Az átvitt impulzusok ismétlődési frekvenciája (PRF) az effektív mintavételi frekvencia, így a Shannon-féle mintavételi tételt alkalmazva, a simított Doppler-jel maximális átlapolásmentes frekvenciája $f_{\max} = PRF/2$. Az f_{D} helyére $f_{\max}$ behelyettesítésével a Doppler-egyenletbe, azt a maximális sebességet ($v_{\max}$) kapjuk, ami az impulzushullámú Doppler-rendszerrel mérhető:

$$|v_{\max}| = \left|\frac{c(\mathrm{PRF})}{4f_{\mathrm{o}}\cos\theta_{\mathrm{D}}}\right| \tag{12.19}$$

A PRF-et viszont az időkapu távolsága korlátozza, mivel a második impulzust nem szabad hamarabb továbbítani, mint az első impulzusból származó visszhangok várható érkezési ideje. Ha az időkapuzás *z* mélységbe kerül, a PRF maximális értéke *c*/(2*z*) lesz. Ezt behelyettesítve a (12.19) egyenletben a PRF helyére a következőket kapjuk:

$$|v_{\max}| = \left|\frac{c^2}{8zf_{\mathrm{o}}\cos\theta_{\mathrm{D}}}\right| \tag{12.20}$$

A legtöbb ultrahang készülék nagy sebességű Doppler üzemmódot kínál, amely nagyobb PRF-et használ, mint amit az időkapu mélysége általában megengedne, hogy növelje $|v_{\max}|$-ot a (12.19) egyenlet szerint. Nagy sebességű üzemmódban a második (és talán a harmadik) impulzust is kibocsátja a forrás, mielőtt az időkapuba

beérkeznének az első impulzus által keltett visszhangok úgy, hogy a Doppler-jel az időkapuba érkező és az első impulzushoz rendelhető, valamint a későbbi impulzusokhoz rendelhető és kisebb mélységekben keletkező visszhangok eredője.

12.6. AZ ULTRAHANG BIOLÓGIAI HATÁSAI

12.6.1. Biológiai hatásmechanizmusok

Az ultrahangot általában a legbiztonságosabb orvosi képalkotó módszernek tartják, de mikor nagy intenzitású ultrahangimpulzus halad át a szöveteken, az impulzusból jelentős mennyiségű energia adódik át a szöveteknek, ami növeli a páciensre gyakorolt káros hatások kockázatát. Ezek a biológiai hatások a terápiás ultrahangkészülékekkel előnyösen kihasználhatók, de a diagnosztikai képalkotás során nem kívánatosak. Az ultrahang biológiai hatásainak két legfontosabb mechanizmusa a hőelnyelés és a kavitáció.

A szövetek felmelegedése az elnyelés következménye, ami a csillapítás elsődleges mechanizmusa. A diagnosztikai képalkotásban használt intenzitásoknál egyetlen impulzus által okozott helyi hőmérséklet-emelkedés kicsi. A B-módú képalkotásnál, ahol a nyalábot folyamatosan irányítják a szöveten keresztül, a véráramlás jellemzően eloszlatja az egy impulzus által leadott hőt, mielőtt a szövet ugyanazon térfogatát újra gerjesztenék, de az olyan technikáknál, mint az impulzus-Doppler, ahol gyors egymásutánban több impulzust irányítanak ugyanarra a fókuszpontra, lokális felmelegedés léphet fel a fókuszban. A terápiás ultrahangnál a hőmérséklet-emelkedéssel járó elnyelést a rákos daganatok hipertermiás kezelésére használják ki, nagy intenzitású impulzusok továbbításával, amelyek gyorsabb felmelegedést eredményeznek, mint a diagnosztikai képalkotáshoz használt impulzusok.

A kavitáció egy gázbuborék térfogatának oszcillációját jelenti, amely a beeső ultrahanghullám által keltett nyomásingadozás eredménye. In vivo kavitáció leginkább akkor fordul elő, ha mikrobuborékos kontrasztanyagokat alkalmaznak, vagy ha a tüdőt ultrahangnak teszik ki, de a legtöbb szövet is tartalmaz gázt olyan kis térfogatokban, amelyek ultrahang hatására kavitációs magok kialakulásával egyesülhetnek. Az alacsony intenzitású ultrahang általában ártalmatlan, stabil kavitációt eredményez, amelyben a gázbuborékok nem robbannak szét. A nagyobb intenzitású ultrahang azonban inerciális (instabil) kavitációt hozhat létre, amelyben a nyomáshullám ritkulási fázisa a buborékot a maximális stabil térfogatánál nagyobbra tágítja, ami a buborék hirtelen összeomlásához vezet. A hirtelen összeomlás 1000-10.000°C-os nagyságrendű helyi felmelegedést eredményez.

12.6.2. Akusztikai kibocsátás mértéke

Az ultrahang-expozíciót hagyományosan a térbeli csúcs, az időátlagolt intenzitás I_{SPTA} mérésével számszerűsítik, amelyet a sugárzott mezőn belül a legnagyobb intenzitású ponton mérnek (általában a transzducer fókuszában), több impulzus ismétlési intervallumnak megfelelő időtartamra átlagolva. Hasonlóan meghatározott egyéb mérőszámokat is szokás megadni, beleértve a térben és időben átlagolt intenzitást, illetve a térben és impulzusra átlagolt intenzitást. Az I_{SPTA} meghatározásának időátlagolási lépésével nagyobb mért expozíciót nyerünk például az impulzusos Doppler-módszer esetén, amelynél ugyanazt a fókuszpontot gyors egymásutánban többször gerjesztik. Az I_{SPTA} e sajátsága azt tükrözi, hogy az ismételt ultrahangos gerjesztés növeli a termikus bioeffektusok kockázatát, mivel a hő gyorsabban felhalmozódhat, mint ahogyan azt a véráramlás el tudja vezetni.

Az elmúlt 20 évben jelentős erőfeszítéseket tettek további expozíciós paraméterek kifejlesztésére, amelyek pontosabban tükrözik a termikus és mechanikai biológiai hatások kialakulásának kockázatát. Ennek eredménye a termikus index (TI) és a mechanikus index (MI) definíciója. Az 1992 óta gyártott legtöbb ultrahang készülék valós időben kijelzi a TI és az MI értékeket.

A TI a transzducer kimenő akusztikus teljesítmény és a leképezendő szövet hőmérsékletének 1°C-nyi megemeléséhez szükséges becsült akusztikus teljesítmény hányadosa. A lágyrészek, a vázcsontok és a koponyacsontok esetében különböző szöveti hőmodelleket, és így különböző TI-számításokat alkalmaznak. A szöveti hőmodell figyelembe veszi az impulzusismétlési frekvenciát is, így az olyan leképezések esetén, mint az impulzus Doppler, a számítások magasabb TI-t eredményeznek.

Az MI-t a kavitáció keltésének relatív kockázatának mértékeként értelmezik, alapja egy empirikusan levezetett formula:

$$\mathrm{MI} = \frac{\max(p_-)}{\sqrt{f}} \tag{12.21}$$

ahol $\max(p_-)$ a ritkulási nyomás csúcsa a gyengítési korrekció után. A képlet számlálójában a ritkulási nyomás használata azt a tényt tükrözi, hogy az inerciális kavitációt a gázbuborék túltágulása váltja ki, a nevező pedig azt a kísérleti megfigyelést tükrözi, hogy az inerciális kavitációnak alacsonyabb frekvenciákon nagyobb a valószínűsége.

Az 1992 után gyártott és az Amerikai Egyesült Államokban (USA) értékesített diagnosztikai ultrahang berendezések maximális I_{SPTA} értéke 720 mW/cm^2, maximális MI-értéke pedig 1,9 [12.3]. Az USA-beli I_{SPTA} és MI-határértékek de facto kisugárzási határértékek a világ legtöbb ultrahangkészüléke esetén, az USA orvostechnikai eszközpiacának viszonylag nagy mérete miatt.

12.6.3. Betegbiztonsági megfontolások

A TI-értékekre nincs konkrét felső határérték, de az ultrahang-szolgáltatókat arra ösztönzik, hogy a TI-re a "lehető legalacsonyabb érték" elvét alkalmazzák. Felnőttek esetében a 2 alatti TI érték általában biztonságos expozíciónak számít. A rövid expozíciók magasabb TI mellett is biztonságosan alkalmazhatók; a 2 feletti TI-nél a felnőttek vizsgálatára vonatkozó ökölszabály az, hogy a t_e expozíciós időt a következő összefüggés szerint kell korlátozni:

$$\mathrm{TI} \leq 6 - \frac{\lg(t_e)}{0{,}6} \tag{12.22}$$

ahol t_e percekben van mérve.

A magzati képalkotás további körültekintést igényel, különösen a magas TI mellett történő vizsgálatnál. Az USA-ban a magzati expozíciós időt TI = 2–6 esetén sokkal rövidebb időtartamra korlátozzák, mint amit a (12.22) egyenlet lehetővé tenne, pl. a magzati expozíciót TI = 4 esetén legfeljebb 4 percre korlátozzák.

A jelentős mennyiségű gázbuborék jelenléte, például a tüdőközeli struktúrák leképezésekor vagy a mikrobuborékos kontrasztanyaggal végzett vizsgálatok során egy másik olyan körülmény, amely esetén további körültekintés ajánlott, mivel a felesleges gáz jelenléte növeli az inerciális kavitáció kockázatát.

Magzati képalkotás során kerülni kell a kontrasztanyagokat, és óvatosan kell azokat alkalmazni a pulmonális hipertóniában vagy más labilis kardiopulmonális állapotú betegek echókardiográfiás vizsgálataiban. Kontrasztanyagok használata esetén általában elkerülhető az inerciális kavitáció, ha MI < 0,3, de nem végezhető mindig alacsony MI-vel vizsgálat, mivel egyes kontrasztanyagos képalkotó eljárások a mikrobuborékok szándékos szétrobbantásával nyújtanak diagnosztikai információt, MI > 1 esetén.

HIVATKOZÁSOK

[12.1] ZAGZEBSKI, J.A., Essentials of Ultrasound Physics, Mosby, St. Louis, MO (1996).

[12.2] SHUNG, K.K., Diagnosztikai ultrahang: CRC Press, Boca Raton, FL (2006).

[12.3] NELSON, T.R., FOWLKES, J.B., ABRAMOWICZ, J.S., CHURCH, C.C., Ultrasound biosafety considerations for the practicing sonographer and sonologist, J. Ultrasound Med. 28 (2009) 139-150.

IRODALOMJEGYZÉK

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, EC, Luxembourg (1996).

BIOEFFECTS COMMITTEE OF THE AIUM, American Institute of Ultrasound in Medicine consensus report on potential bioeffects of diagnostic ultrasound: Executive summary, J. Ultrasound Med. 27 (2008) 503–515.

BLACKSTOCK , D.T., Fundamentals of Physical Acoustics, Wiley, New York (2000).

COBBOLD, R.S.C., Foundations of Biomedical Ultrasound, Oxford University Press, New York (2007).

EVANS, D.H., McDICKEN, W.N., Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing, Wiley, New York (2000).

HILL, C.R., BAMBER, J.C., TER HAAR, G. (Eds), Physical Principles of Medical Ultrasonics, 2nd edn, Wiley, Chichester (2004).

JENSEN, J.A., Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach, Cambridge University Press, Cambridge (1996).

KINSLER, L.E., FREY, A.R., COPPENS, A.B., SANDERS, J.V., Fundamentals of Acoustics, 4th edn, Wiley, New York (2000).

KREMKAU, F.W., Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments, 7th edn, Saunders/Elsevier, St Louis, MO (2006).

PIERCE, A.D., Acoustics: An Introduction to its Physical Principles and Applications, Acoustical Society of America, Woodbury, NY (1989).

SZABO, T.L., Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Elsevier Science, Boston (2004).

13. fejezet

KÉPALKOTÁS ULTRAHANGGAL

J. C. LACEFIELD
University of Western Ontario,
London, Kanada

Fordította: Dr. Trón Lajos

Lektorálta: Dr. Balkay László

13.1. BEVEZETÉS

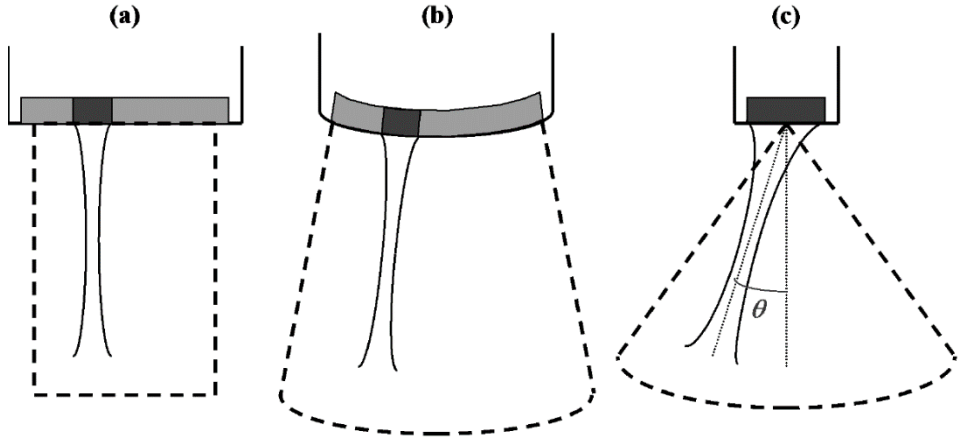
A hagyományos ultrahangvizsgálat során a képeket reflexiós vagy impulzus-echó módban rögzítik. Egy kis, piezoelektromos kristályelemekből felépülő tömb (a transzducer) fókuszált impulzust bocsát ki egy meghatározott irányban, amelyet pásztázó vonalnak neveznek. A szövetből visszatérő hanghullámokat (echókat) ugyanez a transzducer fogadja, a 13.2. szakaszban ismertetett ún. késleltető-összegző nyalábformáló eljárás segítségével fókuszálják, és demodulálják az echó nagyságának vagy burkológörbéjének meghatározásához. A berendezés a visszhangok relatív visszaérkezési idejét méri a gerjesztő impulzus kibocsátásától, majd egy becsült hangterjedési sebességgel feltérképezi a visszaérkezési időt a transzducertől vett távolsággal. A legkorábbi ultrahangrendszerek az egyszeri impulzusgyűjtés eredményét 1D, A-módú (amplitúdó mód) formában jelenítették meg úgy, hogy a visszhang nagyságát a távolság függvényében ábrázolták. A 2D vagy 3D, ún. B-módú (fényerő vagy fényesség mód) képet nagyszámú impulzus-echó felvétellel gyűjtik be, fokozatosan léptetve a pásztázó vonal irányát az egyes impulzus-echó művelet között, hogy egy 2D vagy 3D látómezőt (FOV) végigpásztázzanak. A B-módú képalkotás megnevezés arra utal, hogy a kép minden pixelének szürke szintje vagy fényessége a FOV egy-egy adott pontjáról visszaérkező visszhang nagyságának felel meg.

13.2. NYALÁBFORMÁLÁS AZ ULTRAHANG KÉPALKOTÁSBAN

13.2.1. Elektronikus fókuszálás és nyalábirányítás

A modern ultrahangrendszerekben alkalmazott diszkrét elemekből felépülő transzducerek lehetővé teszik a nagy sebességű elektronikus fókuszálási és nyalábeltérítési módszerek alkalmazását, amelyek az ultrahanggal elérhető nagy képfrissítés alapját képezik. A nyalábvezérlés fokozatosan változtatja a pásztázó vonal irányát a B-módú FOV letapogatása érdekében. A nyalábeltérítés folyamatának részletei kissé különbözőek attól függően, hogy a három fő transzducer típus közül melyiket használják. Ebben a szakaszban a 2D-s képalkotáshoz a leggyakrabban használt transzducer típusokat tekintjük át.

Egy lineáris transzducer akár 256, egyetlen sorba rendezett kristályelemet is tartalmazhat. A lineáris transzducereknél minden egyes impulzus-echó művelet egy-egy további szomszédos kristályelem egy kis részapertúrájának kiválasztásával történik, amint az a 13.1. (a) ábrán látható. A pásztázó vonal mindig merőleges a transzducer (azaz a kép axiális dimenziója mentén) éppen aktív részapertúrájának közepére. A pásztázó vonal a transzducer felülete mentén léptetve halad az egyes impulzus-echó gyűjtések között, a részapertúra egyik végén lévő kristályelemet kikapcsolva, az átellenes végén lévőt pedig bekapcsolva. Ez az eljárás olyan téglalap alakú FOV-t eredményez, amelynek oldalirányú szélessége az transzducer hosszával összemérhető.



13.1. ÁBRA. Ultrahang transzducer és B-módú képalkotás geometriája. (a) Lineáris transzducer; (b) konvex transzducer; (c) fázisvezérelt transzducer, a θ azimutszög feltüntetésével. Mindegyik ábrán sötétszürke szín jelöli a kontúrral jelzett nyalábban a pásztázó vonalban aktív részapertúrát. Az (a) és (b) ábrákon világosszürke szín jelzi a transzducer inaktív részeit.

A konvex transzducer (13.1(b) ábra) a lineáris transzducerhez hasonlóan működik, azzal a különbséggel, hogy a transzducer felülete nem sík, hanem görbült. Ezért, ahogy az részapertúrát léptetik a tömbön, a pásztázó vonal oldalirányban elmozdul és azimutja is elfordul. Ez a konstrukció körszektoros, széles látómezejű képet eredményez minden mélységben.

A fázisvezérelt transzducer kristályelemei (13.1(c) ábra) szintén koplanárisak, azonban amint azt alább tárgyaljuk, kisebbek, kevesebb kristályelemet tartalmaznak, és szorosabban helyezkednek el, mint a lineáris transzducer kristályelemei. Minden egyes pásztázó vonal a transzducer középpontjából indul, és az adatgyűjtés az összes kristályelemet felhasználva történik. A pásztázó vonal azimutszöge (θ lásd 13.1(c) ábrán) fokozatosan növekszik az egyes kristályelemek által kibocsátott impulzusok időzítésének relatív beállításával, a következőkben leírtak szerint. Ez az eljárás olyan körszektoros FOV-ot eredményez, ami akár 90°-os azimutszöget is átfog, és kis mélységben, a kép tetejének közelében, egy szűk FOV-hoz konvergál.

Minden transzducer típus oldalirányban fókuszált, és a fázisvezérelt transzducer nyalábja még eltérített is, késleltető-összegző nyalábformálással bír.

A nyalábformálás célja az átvitel során annak biztosítása, hogy az egyes kristályelemekből kibocsátott impulzusok egyidejűleg érkezzenek a fókuszpontba, és így konstruktív interferencia lépjen fel. Az egyes kristályelemek gerjesztésének idejét az apertúra középpontjának gerjesztési idejéhez képest úgy kalkulálják, hogy az egyes kristályelemek és a fókuszpont közötti távolságot elemi trigonometria segítségével kiszámítják, és feltételezik, hogy a *c* hangsebesség a FOV-ban mindenhol 1540 m/s, ami a lágyszövetek átlagos hangsebessége. A vétel során hasonló késleltetéseket alkalmaznak, hogy a tervezett fókuszponttól az egyes kristályelemek által fogadott echókat időben összehangolják. A késleltetett jeleket ezután összegzik úgy, hogy a fókuszból kapott visszhangok konstruktívan összeadódjanak, és így egy nyalábformázott vételi jelet kapjanak.

13.2.2. A nyaláb jellemzői

A lineáris vagy fázisvezérelt elrendezés által létrehozott oldalirányú nyalábmintázat modellezhető, ha lineáris rendszerelemzést alkalmazunk az apertúra és sugárzási minta közötti Fouier-transzformációs (FT) összefüggésre (lásd 12.4.3. szakasz), amely kapcsolat a Fraunhofer-diffrakciós integrálból származtatható. Egyetlen kristályelemet egy keskeny, d szélességű, téglalap alakú apertúrának tekinthetünk, amely matematikailag $\mathrm{rect}\,(\xi/d)$-vel írható le, ahol ξ az oldalirányú dimenzió az apertúrasíkban, és a η, ún. ortogonális (merőleges) dimenziót a (12.13), (12.14) egyenletekben a következő, 1D tárgyalásban figyelmen kívül hagyjuk. E keskeny rect függvény konvolúciója egy ξ/s mintavételi vagy fésű-függvénnyel, egy s elemtávolságú, végtelen rácsot modellez. Egy széles rect függvénnyel, $\mathrm{rect}\,(\xi/L)$, történő szorzás egy $\xi = -L/2$-től $\xi = L/2$-ig terjedő, 1D transzducer lineáris rendszerű leírását adja:

$$A(\xi) = \left[\mathrm{rect}\left(\frac{\xi}{d}\right) * \mathrm{comb}\left(\frac{\xi}{s}\right)\right] \mathrm{rect}\left(\frac{\xi}{L}\right) \tag{13.1}$$

ahol $A(\xi)$ az úgynevezett apertúrafüggvény.

A Fraunhofer-diffrakciós integrál ((12.13) egyenlet) alkalmazásával a fókuszsíkban az *U*(*x*) oldalirányú nyalábprofil az $A(\xi)$ FT-jával arányos:

$$U(x) \propto \left[L\mathrm{sinc}\left(\frac{Lx}{\lambda F}\right) \times s\mathrm{comb}\left(\frac{sx}{\lambda F}\right)\right] d\mathrm{sinc}\left(\frac{\mathrm{d}x}{\lambda F}\right) \tag{13.2}$$

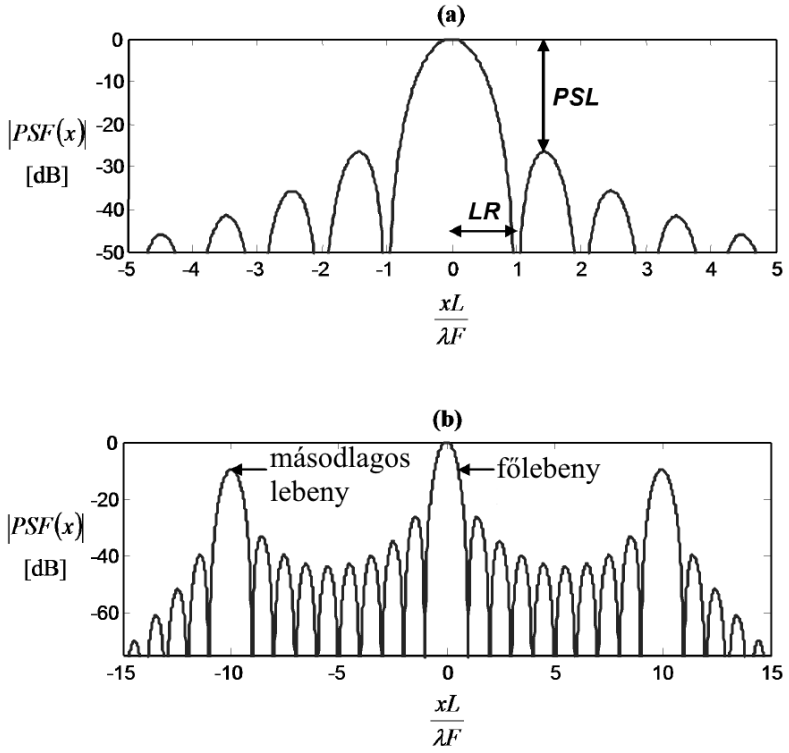
ahol $\mathrm{sinc}(a) = \sin(\pi a)\,/(\pi a)$, és a (12.14) egyenletben szereplő konstans tagokat a kompakt jelölés érdekében elhagyjuk. Általában ugyanazt az apertúrafüggvényt alkalmazzuk a jeladás és vétel során, ekkor az ultrahangrendszer PSF(*x*), oldalirányú pontszórás függvénye (PSF), egyenlő az *U*(*x*) négyzetével:

$$\text{PSF}\,(x) \propto \left\{\left[L\text{sinc}\left(\frac{Lx}{\lambda F}\right) \times s\text{comb}\left(\frac{sx}{\lambda F}\right)\right] d\text{sinc}\left(\frac{\mathrm{d}x}{\lambda F}\right)\right\}^2 \tag{13.3}$$

A (13.3) egyenlet által leírt, normalizált PSF, |PSF(*x*)|/|PSF(0)|, függvényt a 13.2(a) ábra mutatja be, decibelskálával. A 13.2(a) ábrán látható főnyaláb a (13.3) egyenletben szereplő $\text{sinc}\,(Lx/\lambda F)$ kifejezésből adódik. Az elsődleges nyaláb legnagyobb központi csúcsát a PSF főlebenyének nevezzük. A Rayleigh-féle felbontási kritérium szerint a képalkotó rendszer oldalirányú felbontása (LR) a főlebeny maximumától annak első nullpontjáig terjedő távolsággal egyenlő. Behelyettesítve $\text{sinc}\,(Lx/\lambda F) = 0$ értéket *x*-re a következő megoldást kapjuk:

$$\text{LR} = \frac{\lambda F}{L} \tag{13.4}$$

ami ugyanaz az eredmény, mint amit az egyelemű, téglalap alakú apertúrára kaptunk a 12.4.3. szakaszban.



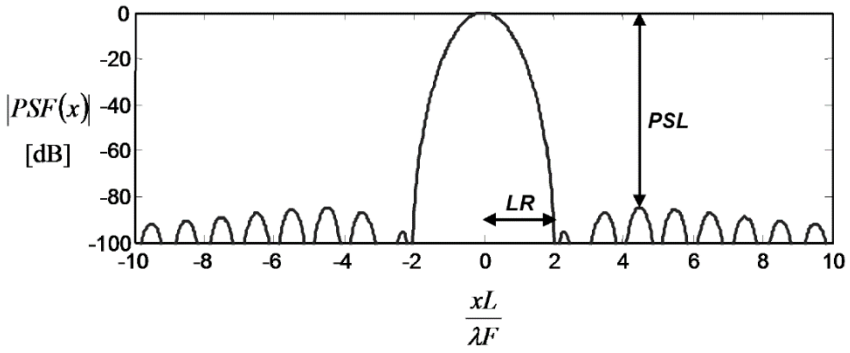
13.2. ÁBRA. (a) Egy F/L=1 f-számú, nem apodizált, lineáris transzducer oldalirányú PSF-e, PSF(x). Az LR és a melléklebeny csúcsszintjének (PSL, peak side lobe level) jelölésével. (b) Az oldalirányú PSF ábrázolása az x oldalirányú koordináták nagyobb tartományán, hogy a másodlagos lebeny látható legyen. Ebben a példában a kristályelemek közötti távolság 2λ.

Az elsődleges nyaláb főlebenyét kísérő csúcsokat melléklebenyeknek nevezzük. A PSL (ld. 13. ábra) a következőképpen fejezhető ki decibelben:

$$\mathrm{PSL} = 20 \lg \left[\frac{\max(|\mathrm{PSF}\ (x)|) \quad \text{a főlebenyen kívül}}{\max(|\mathrm{PSF}\ (x)|) \quad \text{a főlebenyen belül}} \right] \tag{13.5}$$

Ez a paraméter tekinthető a képalkotó rendszer kontrasztfelbontásának, azaz egy kisméretű, visszhangmentes céltárgy várható képkontrasztjának. A 13.2(a) ábra PSF-je esetén az elsődleges nyalábban a főlebenyhez képest az első (és legnagyobb) melléklebeny csúcsára PSL = -26,6 dB adódik, a (13.5) egyenlettel.

A melléklebenyek szintje csökkenthető az apertúra apodizálásával (súlyozásával), amelyben a külső kristályelemeken súlyozzák a jel adási és vételi amplitúdóját a késleltető-összegző nyalábformálás során. Ezt egy olyan függvény segítségével végzik, amely a $\mathrm{rect}\,(\xi/L)$-nél nagyobb mértékben csökken. Ha például az apodizáláshoz egyaránt Hamming-ablakot alkalmazunk a jel adó és vevő nyalábformálása során, akkor az így kapott elsődleges nyaláb a 13.3. ábrán látható alakot veszi fel. Figyeljük meg, hogy Hamming-apodizálással a PSL körülbelül 56 dB-lel csökken a (13.3.) egyenlet alapján kapott $\mathrm{sinc}^2(Lx/\lambda F)$ elsődleges nyalábéhoz képest, de az oldalirányú felbontás körülbelül kétszer olyan durva (tehát romlik), mint az egyenletesen súlyozott apertúra felbontása. A rácsba szervezett ultrahangrendszerek szinte mindig alkalmaznak valamilyen apodizációt, mivel a kontrasztfelbontás egy döntő tervezési szempont az olyan diagnosztikai feladatokhoz, mint a léziók felismerése.



13.3. ÁBRA. Oldalirányú PSF, PSF(x) egy lineáris rácsnál, melynek f-száma 1 és Hamming-ablakkal apodizált. Hasonlítsuk össze e nyaláb oldalirányú felbontását és a PSL-t az apodizálatlan nyaláb felbontásával és PSL-jével, a 13.2 ábrán.

A (13.3) egyenletben a $\mathrm{sinc}(Lx/\lambda F)$ kifejezés és a mintavételi függvény konvolúciója az elsődleges nyaláb másolatait, az úgynevezett másodlagos lebenyeket eredményezi, amelyek távolsága $\lambda F/s$ a fókuszsík oldalsó dimenziója mentén (lásd a 13.2(b) ábrát). A paraxiális közelítés szerint az m-edik másodlagos lebenynek a főlebeny csúcsától mért θ_{m} azimutszöge:

$$\theta_{\mathrm{m}} \approx \sin^{-1}\left[\frac{m\lambda}{s}\right] \tag{13.6}$$

A másodlagos lebenyek a tengelyen kívüli tárgyak visszhangját keltik, amelyek a képeken műtermékként jelennek meg (lásd 13.6. szakasz).

A másodlagos lebenyek egy alulmintavételezett jel diszkrét időspektrumában megfigyelhető spektrális csúcs másolatainak matematikai analógjai. Egy rácsrendszerben alulmintavételezett az apertúrafüggvény, ha a kristályelemek *s* távolsága túl nagy. Egy lineáris tömb esetén, ahol a nyaláb fókuszált, de nem eltérített, a másodlagos lebenyek elkerülhetők, ha azok közül az elsőrendűhöz tartozó azimutszög nagyobb, mint $\pi/2$ radián. Ha a (13.6) egyenlet jobb oldalát $\pi/2$-vel helyettesítjük $m = 1$ mellett, majd *s*-re megoldjuk, úgy megkapjuk a lineáris transzducer tervezési szabályát az $s \leq \lambda$ elemtávolságra.

Egy nyalábeltérítéses, fázisvezérelt transzducer esetén akkor a legnehezebb a másodlagos lebenyek elnyomása, ha a nyalábot a lehető legnagyobb azimutszögnek megfelelően térítik el, azaz párhuzamos a tömb kristályfrontjával. Az ennek megfelelő fázisvezérelt transzducer tervezési szabálya (a rövidség kedvéért bizonyítás nélkül megadva) $s \leq \lambda/2$.

A nyalábnak a magassági vagy a síkon kívüli dimenzióját az oldalirányú dimenzióhoz hasonlóan elemezzük. A hagyományos lineáris és fázisvezérelt transzducer berendezések azonban csak egyetlen sornyi kristályelemből állnak, ezért a magassági dimenzióban nem alkalmazhatók az elektronikus fókuszálási és nyalábeltérítési technikák, sem az apodizáció. A magassági fókuszálást a transzducer frontján elhelyezett akusztikus lencse végzi. Mivel egy kristályelem magassága lényegesen kisebb, mint az apertúra oldalsó (síkbeli) hossza, a képalkotó rendszer térbeli felbontása ebben a dimenzióban viszonylag durva (néhány milliméternyi). Tekintettel a lencse rögzített fókusztávolságára, a síkon kívüli gyengébb fókuszálás egyik előnye, hogy ebben a dimenzióban a mélységélesség, azaz azon intervallum, amelyen belül a nyaláb fókuszban marad, nagyobb, mint a síkbeli dimenzióban. A mélységélesség arányos a hullámhossz és az *f*-szám négyzetének szorzatával.

A magassági dimenzióban történő elektronikus fókuszálás technológiája az 1990-es évek végén megjelent, többsoros lineáris transzducer technológia miatt lehetséges. E transzduszcererek kristályelemei a magassági dimenzióban kis számú sorra vannak osztva (jellemzően 5–9), ami a magassági dimenzióban lehetővé teszi az elektronikus fókuszálást, de a nyalábeltérítést nem. A magassági lencsés 1D transzducerekkel összehasonlítva a többsoros transzducerek lehetővé teszik a magassági fókuszmélység változtatását, ami hasznos a következő szakaszban ismertetett multifokális képalkotási módszereknél. A többsoros transzducerek használata azonban növeli a rendszer összetettségét is, mivel a kisebb kristályelemeket tartalmazó transzducereket nehezebb gyártani, és a berendezésnek a jel adó-vevő elektronikájához további csatornákat kell tartalmaznia.

13.2.3. Multifokális képalkotó módszerek

A modern klinikai berendezések kezelőpanelje a felhasználó számára némi rugalmasságot biztosít a leképezéshez használt fókuszok számának és mélységének kiválasztásában. A több fókuszterülettel történő képalkotás úgy érhető el, hogy különböző mélységben történő fókuszálással ismételt adatgyűjtést végeznek minden egyes pásztázó vonalban. Ezután a pásztázások összesített eredőjét képezik a vonal minden egyes pontja mentén, ami a legközelebbi átviteli fókusszal vett impulzus-echó mintákból áll. Ha többsoros trandszducert használnak, a magassági, valamint az oldalirányú fókusz helyzete minden egyes impulzus-echó vételnél kiválasztható. A több átviteli fókuszterülettel történő képalkotás az egész FOV-ban egyenletesebb felbontású képet eredményez, de e javulás ára a lecsökkent képfrissítés.

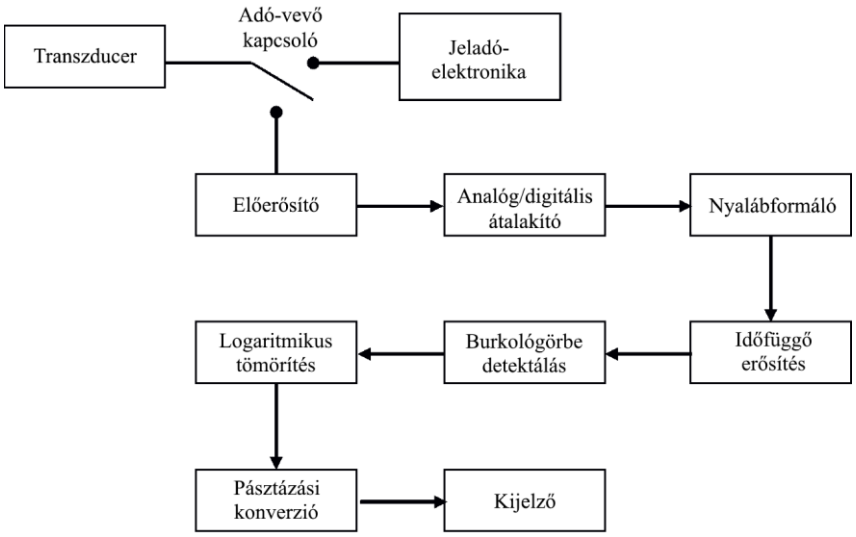
Minden modern berendezés dinamikus vételi fókuszálást is alkalmaz, attól függetlenül, hogy több átviteli fókuszterületet használ-e. Mivel az echók vevő apertúrába való érkezési ideje a visszhangokat keltő szórópontok mélységének megfelelő, így a vételi fókusz a késleltetés ideje szerint úgy változtatható, hogy kövesse az impulzust, ahogy az az egyes pásztázó vonalak mentén terjed. A vevő késleltetése lényegében folyamatosan frissíthető egy-egy pásztázó vonal vételekor, és a vételi nyaláb oldalirányú szélességét (valamint többsoros transzducer használata esetén a nyaláb magassági méretét) a FOV-ban mindenhol minimalizálni kell. A dinamikus vételi fókuszálás használata nincs hatással a képfrissítésre, mivel a vételi fókuszálás számítással jön létre az impulzus-echó vételét követően.

Az ultrahangrendszer képfrissítését az oldalirányú felbontás, a FOV és az átviteli fókuszterületek száma határozza meg. Az egy pásztázó sor felvételének teljes ideje megközelítőleg az impulzusnak a kép maximális mélységéig való oda-vissza utazási idejéből és az átviteli fókuszterületek számából szorzással határozható meg. A megfelelő térbeli mintavételezés biztosítása érdekében a szomszédos pásztázó vonalak oldaltávolsága nem lehet nagyobb, mint a fókusz oldalirányú felbontásának fele. Az egyetlen képkockán belüli pásztázó vonalak száma ezért az FOV oldalirányú méretétől és az oldalirányú felbontástól függ. Egyetlen képkocka felvételének ideje a pásztázó sorok számának és egyetlen sor felvételéhez szükséges teljes időnek a szorzata. Általánosságban a nagyobb FOV-ú képalkotás, a nagyobb térbeli felbontású képalkotás és a nagyobb számú átviteli fókuszterülettel történő képalkotás mindegyike csökkenti a képfrissítést.

13.3. B-MÓDÚ MÉRÉSTECHNIKA ÉS JELFELDOLGOZÁS

A 13.4. ábra egy ultrahang képalkotó rendszer általános blokkvázlatát mutatja be. A nagyfeszültségű gerjesztő impulzusokat az adóelektronika kapcsolja a transzducerre, hogy egy impulzust keltsen. Az adó-vevő kapcsoló ezután leválasztja a transzducert az adóelektronikáról, és rákapcsolja azt a vevőelektronikára, így elszigeteli a vevőelektronikát a nagyfeszültségű gerjesztő impulzusoktól. Az echókat

közvetlenül felerősítik, digitalizálják, majd késleltető-összegző nyalábformálással kombinálják, hogy egy formázott nyalábú rádiófrekvenciás (RF) jelet állítsanak elő. A mélyebben fekvő céltárgyakról érkező visszhangok csillapításának kompenzálására időfüggő erősítést alkalmaznak a nyalábformázott RF jelre. Hogy megkapják a jel magnitúdóját, burkológörbe detektálást végeznek, amelyet ezután logaritmikusan tömörítenek a kép dinamikatartományának maximalizálása érdekében. Végül a képen belüli 2D vagy 3D pozícióhoz való hozzárendeléshez pásztázási konverziót kell végezni a jel magnitúdójának minden egyes mintájára, és a logaritmikusan skálázott magnitúdóértékeket szürke szintekre kell skálázni. Miután a teljes FOV-ot átfogó pásztázó vonalak rögzítésre kerültek, az így nyert képkocka megjelenik a berendezés képernyőjén.



13.4. ÁBRA. B-módú ultrahang képalkotó rendszer blokkvázlata.

Az adó-vevő elektronikával szemben támasztott tervezési követelmények közé tartozik a nagy sávszélesség, amely lehetővé teszi a rövid gerjesztő impulzusok használatát a nagy axiális felbontás elérése érdekében, illetve a nagyteljesítményű működőképesség, hogy a berendezést és a transzducert összekötő kábelre 50-100 V-os gerjesztőjeleket lehessen kapcsolni. A B-módú képalkotást hagyományosan egyszerű gerjesztő hullámformával, például négyszögjellel vagy egyciklusú szinuszjellel végzik, amely esetben az átvitt impulzus spektrális jellemzőit elsősorban a transzducer frekvenciaválasza határozza meg. Egyes modern képalkotó módszerek azonban kódolt kibocsátott impulzusokat alkalmaznak (lásd 13.4.3. szakasz), amelyek a programozható gerjesztési hullámformák kialakításához kifinomultabb adó-vevő elektronikát igényelnek.

A vételi jelfeldolgozás a modern berendezéseken elsősorban digitális elektronikával történik, ezért itt a digitális technikát emeljük ki. A digitális jelfeldolgozáshoz kellően nagy frekvenciájú mintavétel szükséges (pl. 25–50 MHz az impulzus spektrumától függően), hogy az RF jel legmagasabb frekvenciájú összetevőit is megfelelően lehessen mintavételezni. A digitalizálást pedig legalább 12, de lehetőleg 16 bit-tel kell végezni, hogy az RF hullámforma megfelelő felbontással legyen ábrázolható. Az analóg-digitális átalakítást megelőzi egy átlapolást (aliasing) kiiktató, aluláteresztő szűrő. Ennek a szűrőnek a levágási frekvenciája gyakran meghatározó módon befolyásolja a kép végső axiális felbontását.

Az éles fókusz eléréséhez a nyalábformáláshoz kapcsolódó késleltetéseket nagy pontossággal kell alkalmazni. A tipikus eljárás a digitalizált RF jelek interpolálása, akár 1 GHz-es mintavételi frekvenciára, ami lehetővé teszi a fókuszálási késleltetések 1 ns pontosságú alkalmazását, majd a későbbi feldolgozáshoz az időben eltolt jeleket alul kell mintavételezni az eredeti mintavételi frekvencia szerint. Viszonylag egyszerű interpolációs módszereket kell alkalmazni, hogy ez a lépés valós időben elvégezhető legyen a dinamikus vételi fókuszáláshoz.

Ezután háromféle erősítést alkalmaznak a nyalábmódosítás utáni RF jelre. Először, egy állandó erősítést alkalmaznak (a szkenner kezelőpaneljén gyakran egyszerűen "Gain" felirattal), hogy a felhasználó beállíthassa a kép általános fényerejét. Másodszor, egy időfüggő erősítést, az úgynevezett időfüggő erősítő kompenzációt (time gain compensation - TGC) alkalmaznak minden egyes pásztázó vonalra a gyengítés hatásainak korrekciójához. A TGC értéke a visszhang érkezési idejének közelítőleg exponenciális függvénye kell, hogy legyen (ezért a T a TGC-ben), mivel a gyengítés a jel intenzitását a terjedési távolság exponenciális függvénye szerint csökkenti ((12.11) egyenlet). A felhasználó a TGC meredekségét külön-külön állítja be a FOV-ot lefedő több mélységi sávban, hogy vizuálisan azonos fényerősséget érjen el a kép egészén. Egy harmadik erősítést is alkalmaznak, amelyet oldalirányú erősítés kompenzációnak neveznek, ez az akusztikai árnyékolás vagy kiemelési műtermékek ellensúlyozására szolgál (lásd 13.6. szakasz), amelyek miatt a kép fényereje egy adott mélységben az oldalirányú helyzet függvényében változik. Az oldalirányú erősítést a felhasználó a TGC-hez hasonlóan manuálisan állíthatja be.

A digitális feldolgozás széles körű elterjedése előtt a burkológörbe detektálását analóg amplitúdó demodulációval végezték, pl. teljeshullámú egyenirányítással, majd a nyalábformált RF jel aluláteresztő szűrésével. A modern szkennerek jellemzően Hilbert-transzformációval számítják ki a jel magnitúdóját, amely pontosan $\pi/2$ fáziseltolást alkalmaz az RF-jelre, így közelíti annak négyzetes összetevőjét. Az egyes időbeli mintavételek pillanatában a jel nagyságát ezután az eredeti és a Hilbert-transzformált jelek négyzetösszegeként kapjuk.

A magnitúdójelet logaritmikusan tömörítik, mivel az impulzus-echó adatok dinamikatartománya meghaladhatja a 80 dB-t, ami jóval nagyobb, mint a szabványos, 256 szürkeárnyalatos kijelző 48 dB-es (= 20 lg(256)) dinamikatartománya.

A berendezés elektronikája képes lenne az adatokat több, mint 256 szürkeszintre leképezni, de ennek nem lenne sok előnye, mivel az emberi látórendszer nem képes a fényerő finomabb különbségeit megkülönböztetni. A logaritmikus tömörítés egy hatékony algoritmusa a magintúdójel (a teljes FOV-ra átlagolt) átlagát referenciaként használja, és ehhez képest decibelekben fejezi ki a lineárisan skálázott magnitúdóminták mindegyikét. Ezután a decibel értékeket intenzitásszintekre („szürke”-szintekre) kell lineárisan átskálázni úgy, hogy egy -*X*/2 dB nagyságú jel a 0 szürke szinthez (fekete), a 0 dB (azaz az átlagos magnitúdó) a 128. szürkeszinthez, +*X*/2 dB pedig a 255. szürkeszinthez (fehér) tartozik, ahol *X* a megjelenített dinamikatartomány, és jellemzően 60 vagy 80 dB-nek felel meg.

A lineáris transzducer rendszer által előállított téglalap alakú képek esetén az eredeti echó-adatok térbeli mintavétele az oldalsó dimenzióban sokkal durvább, mint az axiális dimenzióban, ami az ultrahang készülék egyenetlen térbeli felbontásának köszönhető (lásd 12.4. szakasz). Ha a pásztázó vonalakat közvetlenül megjelenítjük, a pixelek téglalapszerű oldalaránya sávos műtermékeket eredményez a képeken. Ezért a képeket megjelenítés előtt oldalirányban interpolálják, hogy minden irányban megegyező pixelméretet kapjanak. Egy viszonylag egyszerű, 1D interpoláció, például az ún. köbös idomillesztés (cubic spline), jelentősen javítja a kép megjelenését.

A fázisvezérelt rendszer által előállított szektorképek esetén a polárkoordináta-rendszerben felvett pásztázó vonalakat téglalap alakú pixelrácson kell megjeleníteni. A szektor origójának közelében az egymás melletti pásztázó vonalak ugyanazon a pixelen haladnak keresztül, míg a szektor alapjának közelében a pixeltávolságnál messzebb lehetnek egymástól. Az átfedő pásztázó vonalakat tartalmazó pixelekhez egyetlen szürkeszint rendelhető a magnitúdójelek átlagolásával vagy az átfedő magnitúdóminták maximumával. A mélyebb tartományokban a pásztázó vonalak közti hiányzó adatokat általában a képsíkbeli 2D interpolációval töltik ki. Az interpolációs eljárás ellensúlyozza azt is, hogy az eredeti echó-adatokból származó legtöbb minta térbeli helyzete nem felel meg pontosan a leképező téglalaprács egyik pixele középpontjának sem.

13.4. MODERN KÉPALKOTÓ MÓDSZEREK

13.4.1. Kontrasztanyagos képalkotás

A diagnosztikai ultrahangvizsgálatokban vértérfogati kontrasztanyagként használnak 1–4 μm átmérőjű gázzal töltött mikrobuborékokat. A gáz és a lágyszövet akusztikus impedanciája közti >3 nagyságrendnyi különbség (12.1. táblázat) lehetővé teszi, hogy a mikrobuborékok erősen szórják az ultrahangot kis méretük ellenére. Az 1–4 μm átmérőjük kisebb, mint a vörösvértestek mérete, így nem rekednek meg a hajszálér-hálózatban, de még mindig túlságosan is nagy ahhoz, hogy az erekből kilépjen. E tulajdonságok miatt a jellemző rezonanciafrekvenciájuk 2–4 MHz-es tartományba esik.

A mikrobuborékokat egy héj veszi körül, hogy a gáz ne oldódjon be a vérbe. Az eredeti, „első generációs” mikrobuborékok kialakítása viszonylag merev héjba, például albuminba zárt légbuborékkal történt. Ma már azonban a legtöbb kontrasztanyagos vizsgálatot „második generációs” mikrobuborékokkal végzik, amelyek inert perfluor-karbon gázmagból, például perfluor-propánból (C_3F_8) állnak, és foszfolipid héjba vannak zárva. A perfluor-karbon gáz vérben való oldhatatlansága és a második generációs szerek esetében alkalmazott deformálhatóbb héj egyaránt hozzájárul a szerek keringési felezési idejének növeléséhez.

A kontrasztanyaggal készített ultrahangképek készítésének kulcsa, hogy a mikrobuborékok által keltett visszhangokat meg lehessen különböztetni a szövetek által keltett visszhangoktól, melyet általánosan a mikrobuborékok nem-lineáris szórási jellemzőinek kihasználásával lehet elérni. A mikrobuborékok gömbszimmetriája erős szórási rezonanciákat eredményez egy alapfrekvencián, amelyet a buborék sugara és a héj tulajdonságai határoznak meg, illetve ugyancsak rezonanciák figyelhetők meg az alapfrekvencia felharmonikusain (egész számú többszöröseinél) és szubharmonikusain (egész számú törtrészeinél). A kontrasztanyagos ultrahangvizsgálatok kezdeti fejlesztési szakaszaiban azt feltételezték, hogy a harmonikus spektrális jellemzőket tartalmazó echók egyértelműen azonosítják a mikrobuborékok visszhangját, de váratlanul felfedezték, hogy a lágyszövetek saját nem-lineáris ultrahang-tulajdonságokkal rendelkeznek. Ez a felfedezés vezetett a szöveti harmonikus képalkotás kifejlesztéséhez (lásd 13.4.2. szakasz), és további kutatásokat motivált a kontrasztanyag-detektálási technikák terén.

A legtöbb készülékkel végezhető kontrasztanyagos képalkotás a többimpulzusos képalkotási módszer valamilyen variációjának alkalmazásával, például impulzusinverzióval. Az impulzusinverziós képalkotás során minden egyes pásztázó vonalat szorosan, egymás után kétszer mérnek le, először egy egyszerű impulzus, aztán egy invertált impulzus (pl. az eredeti impulzus -1-gyel szorozva) kibocsátásával, majd a kapott echók összeadásával. A második echó szöveti komponense megközelítőleg az első echó invertált másolata, és a szöveti visszhangok kioltódnak, amikor a két regisztrált jelet összegezzük. A mikrobuborékok echóinak harmonikus komponensei viszont nem invertálódnak a második echóban, így az összegzési lépés a mikrobuborék echóinak alapfrekvenciás komponenseit törli, de a harmonikus komponenseket megtartja. Az így előállított kontrasztanyagos képek a kontraszt időbeli fokozódása és térbeli mintázatában mutatkozó helyi különbségek révén feltárják az érrendszeri működés rendellenességeit.

A kontrasztanyagos képalkotás másik lehetséges módja a roncsolásos-feltöltéses képalkotás. E képalkotás során nagy mechanikai indexű (lásd 13.6. szakasz) impulzusok sorozatát használják a FOV-ban lévő összes mikrobuborék szétroncsolására, majd a fokozódó kontraszt kinetikáját mérik, amint új mikrobuborékok áramlanak be a vizsgált területre. A kontrasztfeltöltés leképezhető

alacsony mechanikai indexű technikával, mint az impulzusinverzió, amely nem roncsolja szét a kontrasztanyagot. A feltöltődési kinetikára vonatkozó méréseket biofizikai modellek segítségével elemzik, hogy megbecsüljék az olyan paramétereket, mint a vértérfogat, a vizsgált területen való áthaladási idő és a perfúzió. A roncsolásos-feltöltéses képalkotás vitathatatlanul a legnagyobb orvosbiológiai értékkel bíró kontrasztanyagos ultrahang-módszer, mivel az ezzel a technikával becsült funkcionális paraméterek hasonlóak leginkább a kontrasztanyagos dinamikus CT vagy MRI képalkotás perfúziós paramétereihez.

13.4.2. Szöveti harmonikus leképezés

Amint azt a 12.3.3. szakasz tárgyalta, harmonikus spektrális komponensek keletkeznek, ha az ultrahangimpulzus a szöveten keresztül terjed, mivel a nyomáshullám modulálja a szöveti hangsebességet. Jelentős harmonikusok csak a diagnosztikai képalkotó rendszer nyalábjának fókuszában keletkeznek, ahol az impulzus intenzitása a legnagyobb. Ha a transzducer kellően nagy sávszélességgel rendelkezik ahhoz, hogy érzékelje a kibocsátási frekvencia második harmonikusánál lévő visszhangokat, a fogadott jel sávszűrésével készíthető olyan kép, amely csak a visszhangok harmonikus komponensét tartalmazza. Ezt a képalkotási módszert általában szöveti harmonikus képalkotásnak vagy natív szöveti harmonikus képalkotásnak nevezik.

A szöveti harmonikus képalkotás részben ellensúlyozza a térbeli felbontás és a behatolási mélység közötti kompromisszumot, amely a hagyományos B-módú képalkotásnál jelentkezik. Az alacsonyabb frekvenciájú kibocsátott impulzus frekvenciafüggő gyengítése kisebb, mint a visszatérő második harmonikus visszhangoké, míg a vevőfókusz oldalirányú szélessége keskenyebb, mint a kibocsátott nyalábé. Az így kapott kép oldalirányú felbontása és behatolási mélysége az alapfrekvencián történő hagyományos képalkotás és az alapfrekvencia kétszeresénél történő hagyományos képalkotás során megfigyelhető felbontás és gyengítés között helyezkedik el. Kísérletileg azt is kimutatták, hogy a szöveti harmonikus képalkotás esetén a hagyományos B-módú képalkotáshoz képest kevesebb a keverháttérzaj-műtermék („clutter”). Ezeknek az előnyöknek a csökkent tengelymenti felbontás az ára, mivel a transzducer frekvenciaválaszának átviteli sávját alap- és felharmonikus szegmensekre kell osztani ahelyett, hogy a lehető legrövidebb átviteli impulzus előállításához használnák a teljes sávszélességet.

13.4.3. Kódolt gerjesztésű képalkotás

A kódolt gerjesztő impulzusokkal történő képalkotás technikáját az ultrahang képalkotó rendszerek behatolási mélységének növelésére fejlesztettek ki. A kódolt gerjesztésű rendszer viszonylag hosszú időtartamú jelet, például egy chirp-et (növekvő vagy csökkenő pillanatnyi frekvenciájú szinuszjel) vagy impulzusmodulált

kódot bocsát ki, amelynél a szinuszjelet egy meghatározott időbeli sorrendben kapcsolnak be és ki, hogy bináris kódot hozzanak létre. Mindkét megközelítés szétosztja az átvitt energiát az impulzus időtartamára, így a jel-zaj arány (SNR) és ezáltal a behatolási mélység anélkül növelhetők, hogy a beteg expozíciójára vonatkozó szabályozási határértékeket túllépnék (lásd 12.6. szakasz). A vétel során illesztett szűrési technikákat alkalmaznak az átvitt kód echóból való dekonvolúciójához, hogy az axiális felbontás a hagyományos B-módú képalkotás axiális felbontását megközelítse.

A kódolt gerjesztés nagy képfrissítést (pl. több száz képkocka/másodperc) is lehetővé tesz több ortogonális impulzuskód egyidejű, különböző azimutszög felé irányított nyaláb kibocsátásával. Az ilyen nyalábok által keltett egyes visszhangok a vételi apertúrán interferálnak, de a vevő illesztett szűréssel megkülönbözteti az egyes impulzuskódokhoz tartozó visszhangokat, lehetővé téve így a több pásztázó vonalon az egyidejű adatgyűjtést.

13.4.4. Három- és négydimenziós képalkotás

Az ultrahang-technológia fejlődésével lehetővé vált, hogy a hagyományos 2D-s B-módú képalkotást kiegészítsék, és egyes alkalmazásokban felváltsák a 3D-s (vagy térfogati) leképezéssel és az úgynevezett 4D-s képalkotással, amelyben a 3D-s képek időbeli sorozatát végtelenített filmként mutatják be. A 3D-képek készítésének három fő módszere létezik, amelyek az előnyök, hátrányok és a technikai bonyolultság különböző kombinációit mutatják.

A 3D képeket egy lineáris vagy konvex transzducer mechanikus mozgatásával vagy forgatásával lehet felvenni, a 2D képsíkból való elmozdításuk révén. A 2D képek sorozatát szabályos lineáris vagy forgási lépésekben rögzítik, a 2D-s képekből azonnal rekonstruálható a 3D-s kép, mivel a képek közötti térbeli kapcsolat előre ismert. A 3D képalkotás e módszere viszonylag egyszerűen megvalósítható, és statikus objektumok esetén a legjobb képminőséget biztosítja, mivel nagy apertúrájú vagy nagyfrekvenciájú lineáris transzducerek használhatók, és annak mozgása a kezelőtől független. Egy 3D térfogati kép felvétele ezzel a módszerrel több másodpercet is igénybe vehet, mivel a transzducer vonalmenti vagy elforgatási sebességének lassúnak kell lennie a 2D képfrissítéshez képest. Ezért ez a technika körültekintő légzés- és EKG-kapuzást igényel, ha dinamikus struktúrák, például a dobogó szív leképezésére kívánják használni.

A szabadkézi szkennelés a 3D-s képalkotás másik módszere. E megközelítésnél a szonográfus kézzel mozgat vagy forgat egy hagyományos lineáris vagy konvex transzducert. E módszer egyes megvalósításaiban a transzducer mozgását egy külső elektromágneses vagy optikai nyomkövető rendszer érzékeli, amely szinkronban van a 2D képfelvételezéssel és a transzducer pozícióját használják a 2D képfelvételek rekonstruált 3D-s térfogaton belüli pozicionálásához. Alternatív megoldásként a

transzducer mozgása közvetlenül a képsorozatból is megállapítható, keresztkorrelációt használva a 2D-síkon belüli mozgás meghatározásához, és az egymást követő képkockák dekorrelációs sebességének felhasználásával a síkon kívüli elmozdulás becsléséhez. A rekonstruált kép minősége attól is függ, hogy a szonográfus mennyire képes szabályos, sima mozdulatokkal pásztázni a szondával, hogy a komponens 2D-s képek egyenletesen töltsék ki a 3D-s képtérfogatot.

A 3D-s képalkotás technológiailag legfejlettebb módszere a 2D-s fázisos transzducerrel végzett valós idejű 3D képalkotás. A módszerhez egy 2D-s transzducert használnak, amely kicsi (ideális esetben oldalanként $\leq \lambda/2$) négyzet alakú kristályelemekből álló mátrix, és az azimut és a polárszög mentén egyaránt lehetővé teszi a fázisvezérelt nyalábformálást. Az eredményül kapott képtérfogat egy 3D gúla alakú szektor, amely a hagyományos 1D fázisos transzducer által előállított kör alakú szektor kiterjesztésének tekinthető. Egy alternatív megközelítés egy kissé nagyobb elemekből álló 2D-s transzducer megépítése, majd a képek hagyományos, a lineáris rácselrendezésűhöz hasonló módon való felvétele. Ebben a megközelítésben minden felvett pásztázó vonalat egy-egy egyenesen előre fókuszált 2D részapertúra aktív elemei rögzítenek. A részapertúrát a transzducer frontján mindkét irányban léptetik, hogy egy 3D-s szögletes képtérfogatot hozzanak létre.

13.5. SZÍNES ÁRAMLÁSI KÉPALKOTÁS

13.5.1. Áramlási leképezések

A véráramlás leképezésére szolgáló Doppler-alapú módszerek a 12.5. szakaszban tárgyalt impulzushullámú Doppler módszer kiterjesztésének tekinthetők, amelyben a Doppler eljárást nagyszámú mintára alkalmazva 2D vagy 3D képeket készítenek a véráramlásról. A kapott áramlási képek megjelenítésének két fő formája létezik. Az egyik formátum, amelyet általában colour-Doppler-képnek (színezett Doppler-képnek) neveznek, vörös és kék színskálát használ az egyes mintatérfogatok átlagos axiális sebességének ábrázolására: a transzducer felé irányuló áramlást vörös színnel, a transzducertől távolodó áramlást kék színnel, a szín intenzitásával pedig a sebesség nagyságát jelölve. A színes pixeleket egy B-módú képre illesztik úgy, hogy a kimutatható áramlást nem mutató szöveti térfogatok visszhangját szürkeskálán ábrázolják. A colour-Doppler elsősorban a szív és a főbb erek leképezésénél hasznos, ha az átlagos áramlási sebesség nagyságának diagnosztikai jelentősége van. A B-módú kép felvételét a Doppler-adatok felvételével egyidejűleg kell elvégezni, így a colour-Doppler képfrissítése mindig kisebb, mint a hagyományos B-módú képalkotásé. A colour-Doppler-képből becsült sebesség érzékeny az átlapolásra (lásd 12.5.3. szakasz), mivel a Doppler-impulzusok ismétlési frekvenciáját korlátozza, hogy a colour-Doppler-képhez B-módú pásztázó vonalak menti adatgyűjtésre is szükség van. Az impulzushullámú Doppler-technikában az átlapolás által okozott

spektrális keveredés a colour Doppler-rendszernél (színezett Doppler) a pixel színének, és így az áramlás látszólagos irányának hirtelen változásaként jelenik meg.

A második megjelenítési forma, amelyet általában power-Doppler (amplitúdó-Doppler) néven említenek, egy vörös-narancs-sárga színskálát használ az egyes térfogatelemek Doppler-spektruma teljes teljesítményének ábrázolására, a legalacsonyabb teljesítményeket piros, a legmagasabbakat pedig sárga színnel megjelenítve. A colour-Dopplerhez hasonlóan a B-módú jelet szürke színskálán ábrázolják a kimutatható áramlással nem rendelkező szöveti térfogatokon. A Doppler-teljesítmény elméletileg arányos a mintatérfogatban mozgó vérsejtek koncentrációjával, ezért a power-Dopplert jellemzően olyan alkalmazásokhoz használják, mint például a tumorok leképezése, ahol a vér mennyisége diagnosztikailag hasznos paraméter. Bár a power-Doppler képek nem tartalmaznak információt az áramlás irányáról vagy sebességéről, a módszernek a colour-Dopplerrel szemben számos előnye van. A Doppler-amplitúdó nem függ a Doppler-szögtől, így a power-Doppler folyamatosabb képet ad a kanyargós erekről. A power-Doppler képek nem érzékenyek az átlapolási műtermékre, mivel az nem befolyásolja a Doppler-spektrum teljes teljesítményét. A power-Doppler a kicsi, lassú áramlású erek képalkotásában is jobban teljesít, mint a colour-Doppler, mivel az integrált teljesítményt kevésbé befolyásolja az alacsony SNR, mint az átlagos Doppler frekvenciát.

A colour-Dopplert és az impulzushullámú Dopplert néha kombinálják egy triplex Doppler néven ismert módszerben, amelyben a triplex harmadik komponense a colour-Doppler képben szereplő B-módú információ. A triplex Dopplernél a felhasználó által kiválasztott mintatérfogat leképezésekor az impulzushullámú Doppler-spektrum váltakozik a colour-Doppler képfelvétel adataival. A színes áramlási kép és a Doppler-spektrum egymás mellett jelenik meg. Ez a mód egy színes áramlási kép 2D térbeli információi mellett biztosítja a hagyományos impulzus-Doppler vizsgálatok nagyobb maximális sebességét és jobb sebességfeloldását. A triplex Doppler a duplex Doppler kiterjesztésének tekinthető, amely a színes áramlási képalkotást megelőző vizsgálati mód, amelyben egyidejűleg történik a B-módú kép és az impulzus-Doppler spektrum leképezése és megjelenítése.

13.5.2. Doppler képalkotás szövetekről

A hagyományos Doppler-rendszerek, beleértve a folytonos hullámú Dopplert, az impulzushullámú Dopplert és a színes áramlási képalkotást, a sebesség alapján különböztetik meg a véráramlást a lágyrészek mozgásától. Konkrétan a Doppler-rendszer feltételezi, hogy a véráramlás a közepes és a nagy sebességekhez rendelhető, míg az alacsony sebességgel mozgó szórópontok a lágyszöveteknek felelnek meg. Ezt a megkülönböztetést egy felüláteresztő szűrő, más néven keverthátténzaj-szűrő

(clutter filter) alkalmazásával érik el, hogy a Doppler-jelből eltávolítsák az alacsony Doppler-frekvenciájú komponenseket.

Lágyszövetek mozgásának mérésére szolgáló alkalmazásokban hasznosnak bizonyult a Doppler felületeresztő szűrőt aluláteresztő szűrővel helyettesíteni, hogy a felvételeken csak az alacsony sebességű mozgás jelenjen meg. Ezt a képalkotási módot szövet-Dopplernek nevezik. A szöveti Doppler egyik fő alkalmazási területe a kamrafali mozgás helyi eltéréseinek diagnosztizálása, például szívinfarktus után vagy szívelégtelenségben szenvedő betegeknél. A szöveti Doppler az impulzushullámú Dopplerrel analóg módon egyetlen mintatérfogaton is elvégezhető, ebben az esetben a szöveti mozgásnak tulajdonított Doppler-spektrum jelenik meg. Alternatívaként a szöveti Doppler-mérések a colour-Dopplerrel analóg módon is végezhetők egy 2D tartományban, az átlagos Doppler-frekvencia vagy axiális sebesség képének előállítása céljából.

13.6. KÉPI MŰTERMÉKEK ÉS MINŐSÉGBIZTOSÍTÁS

13.6.1. B-módú képalkotás műtermékei

Számos gyakori B-módú képi műtermék a 12. és az a fejezetben is bemutatott alapvető fizikai fogalmak alapján érthető meg. Az egyik ilyen példa a visszaverődési (reverberation) műtermék, amely akkor fordulhat elő, amikor a kibocsátott impulzus két erősen reflektáló határfelület között oda-vissza verődik. Minden alkalommal, mikor a visszaverődő impulzus visszatér a felső határfelületre, az akusztikus intenzitás egy része átjut a határfelületen, és továbbjut a transzducerbe. A transzducerhez visszavezetett impulzusok a képen a mélyebb határfelület másolataként jelennek meg, a visszhangot okozó tárgy vastagságával megegyező távolsággal elválasztva. A visszaverődések képi intenzitása a mélység függvényében csökken az impulzus intenzitásának a tárgy határaira jellemző reflexiós és transzmissziós együtthatókkal való kumulatív szorzódása miatt, így a keletkező műtermék általában csak egy korlátozott területet takar el a visszaverődő tárgy alatt. A visszaverődési műterméket gyakran nagy meszesedések vagy fémes idegentest okozzák. A szonográfusok a visszhangzó tárgy alatti fényes visszhangok sorozatát ún. üstökösfarok-műtermékként írják le, és azokat segítségként használják e kemény zárványok azonosításához.

A törési (refraction) műtermékek az előzőtől különböző B-módú műtermékek, amelyeket a reflektáló határfelületeken áthaladó echók okoznak. A 12.2.3. szakaszban tárgyaltak szerint a törés akkor következik be, ha az impulzus ferdén esik két eltérő hangterjedési sebességgel rendelkező szövet közötti határfelületre. Az impulzus terjedési irányának megváltozása a határfelületen való áthaladáskor eltéríti az impulzust a pásztázó vonal tervezett irányától. Ha a megtört irányú impulzus ezt követően erős reflektáló felülettel találkozik, a keletkező visszhang a felette lévő határrétegen való ismételt törés után visszajut a transzducer felé. A berendezés a

visszavert hangot a tervezett irány mentén a pásztázó vonalban fogja megjeleníteni, így a tükröző objektum helytelen oldalirányú pozícióban jelenik meg a képen.

A nagyon erősen reflektáló (azaz R~1) felület szintén eredményezhet reflexiós műterméket. Tekintsünk egy olyan átviteli impulzust, amelyet a Snellius-Descartes-törvény által leírt módon egy tükörszerű reflektor visszaver. A megtört impulzus echója visszajut a tükörszerű reflektor felületére, amely visszaveri azt a transzducerre. A berendezések ezeket a visszhangokat az eredeti pásztázó vonal iránya mentén, tehát a tükörreflektor mögött fogja megjeleníteni, mivel a visszaverődési idejük hosszabb. A gyakorlatban a legszembetűnőbb reflexiós műtermékeket a rekesz okozza, amikor például a májat a koponya irányába tájolt pásztázó síkkal képezzük le. A rekeszről visszavert echók látszólag a rekeszizom felett, a tüdőben mutatják a tárgyat, azaz olyan helyen, ahonnan nem várható jel, az ultrahang és a levegővel telt szerv közötti csatolás jelentette nehézségek miatt.

A gyengítési együttható lokális változásai árnyékolási és erősítési műtermékeket eredményezhetnek. Ha például a kibocsátott impulzus áthalad egy olyan objektumon, amely erősebben gyengít, mint a környező szövet, az ezen objektum mögött elhelyezkedő térfogatelemekre beeső impulzusok a vártnál alacsonyabb intenzitásúak lesznek. Az erősen gyengítő objektum mögött lévő szövet így sötétebbnek látszik, mint a B-módú képen az oldalsó szomszédos szövet. Az erősítési műtermékek éppen ellentétesen keletkeznek: egy kevéssé gyengítő zárvány miatt a mögötte lévő szövet a vártnál világosabbnak tűnik a képen. Mivel az időfüggő erősítéskompenzációs görbe minden pásztázó vonal mentén azonos, továbbá az oldalirányú erősítéskompenzáció a kép minden mélységében azonos, az árnyékolási vagy erősítési műtermékek kiküszöbölésére egyik feldolgozási lépés sem hatékony. A daganatok leképezésekor a lézió relatív gyengítése összefüggésbe hozható azzal, hogy az elváltozás jó- vagy rosszindulatú-e, ezért a szonográfusok az árnyékolási vagy erősítési műtermékeket néha diagnosztikailag hasznosnak tekintik.

A hangsebesség lokális változásai miatt az echók a képen helytelen mélységben jelenhetnek meg. Például a nagyobb hangsebességű terület mögötti echók hamarabb érkeznek a vevőhöz, mint az ugyanabból a mélységből más pásztázó vonalak mentén érkezők, így a nagy hangsebességű régió mögötti mozgó szóróponto k a valós helyzetüknél a transzducerhez közelebbiként jelennek meg. A legtöbb lágyszövet hangsebessége 1540 m/s közeli (lásd 12.1. táblázat), ezért a képnek a hangsebesség-változások miatti geometriai torzulása ritkán érzékelhető. A hangsebesség-műtermékek azonban gondot okoznak, ha az ultrahangot képvezérelt intervenciós eljárásokban alkalmazzák.

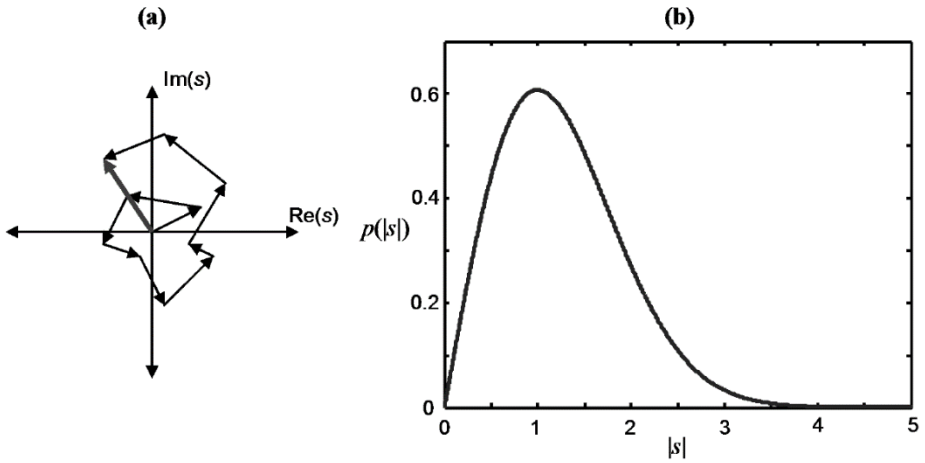
Amint azt a 13.2.2. szakasz említi, az oldalsó lebenyek csökkentik a képkontrasztot. Tekintsünk egy kis visszhangot nem adó objektumot, például egy folyadékkal telt ciszt át. A ciszt án áthaladó pásztázó vonalak menti adatgyűjtés során a nyaláb oldalsó lebenyei a ciszt án kívülre, a környező szövetbe nyúlhatnak. E körülmények mellett az oldalsó lebenyek intenzitásának egy része reflektálódhat a

transzducer felé. Az oldalsó lebenyek szóródása miatt érkező echók a pásztázó vonal nyalábjának tengelye mentén, azaz a cisztán belül jelennek meg. A ciszta így inkább tűnik gyengén szóró léziónak, mint visszhangmentesnek, és ezért a kép kontrasztja alacsonyabb, mint oldallebeny-műtermék nélkül lenne. Ez az érvelés az alapja annak, hogy a PSL-t ((13.5) egyenlet) az ultrahangrendszer kontrasztfelbontásának közelítő mértékeként értelmezik.

A másodlagos lebenyek, ha jelen vannak, ugyanolyan B-módú műtermékeket okozhatnak, mint az oldalsó lebenyek. Másodlagos lebenyből műtermék akkor keletkezik, ha a nyaláb főlebenye olyan közegen halad át, amelyen mérsékelten szóródik, míg a másodlagos csúcs egy erősen visszaverő objektumra esik. A másodlagos lebeny által keltett echó a pásztázó vonal tengelye mentén jelenik meg. Mivel a másodlagos lebeny általában szimmetrikus a főlebeny tengelye körül, a másodlagos csúcs műtermékek is szimmetrikusnak látszanak. Az erősen visszaverő struktúra a képen a megfelelő helyen fényesen jelenik meg, a kevésbé intenzív másolatai a visszaverő struktúrától balra és jobbra egyenlő távolságban jelennek meg. A reflektáló felületek műtermékeinek megjelenései olyan pásztázó vonalaknál fordulnak elő, amelyeknél $m = 1$ és $m = -1$ ((13.6) egyenlet) értékű másodlagos lebenyek a visszaverő struktúra felé irányulnak. A legtöbb transzducer rendszer azonban úgy van kialakítva, hogy megakadályozza a másodlagos lebenyek kialakulását, amint azt a 13.2.2. szakasz tárgyalja, és ezért a másodlagos lebenyek műtermékei viszonylag ritkák.

13.6.2. Foltosság

A foltosságot (speckle), azaz a B-módú képeken megfigyelhető szemcsés vagy foltos textúrát néha egy további típusú műterméknek tekintik, de a foltosság szintén a B-módú képek alapvető sajátsága, így külön figyelmet érdemel. A foltosság kialakulása az eredetileg az optikában kifejlesztett véletlen bolyongás modelljével érthető meg. Az ultrahangrendszert minden időpillanatban érik visszhangok a 3D PSF által meghatározott térfogatban elhelyezkedő számos, a térbeli felbontás miatt nem látható szöveti struktúráról. A keskenysávú határesetben minden egyes ilyen koherens echó az amplitúdójával és fázisával ún. fazorvektorként egy különálló fázistérképen ábrázolható. A vételi RF-jel pillanatértéke e fazorok koherens összegével egyenlő. Ha az összes mozgó szórópont hasonló struktúrájú, akkor az egyes fazorok nagyságát egy Gauss-féle véletlen változóként lehet modellezni; ha a mozgó szórópontok a felbontott térfogatban véletlenszerűen helyezkednek el, akkor az egyes echók fázisa egyenletes eloszlású véletlen változóként modellezhető $-\pi$ és π közt. Ebben az esetben a koherens összegzés grafikusan a komplex síkban történő véletlen bolyongásként szemléltethető (13.5(a) ábra). Ha a felbontott térfogatban legalább 10 mozgó szórópont van, akkor az echó burkológörbéjének megfelelő fazorösszeg nagysága, a Rayleigh valószínűség-sűrűségfüggvényt követi (13.5(b) ábra).



13.5. ÁBRA. (a) Véletlen bolyongás modell egy foltosság-jelhez. A vékony fekete fazorok az egyes szórópontok echóit, a vastag fekete fazor pedig a visszhangok koherens összegét jelöli. (b) A foltosság-jel |s| koherens összegének nagyságát leíró Rayleigh valószínűségi sűrűségfüggvény. A Rayleigh skálaparaméter ebben a példában 1-gyel egyenlő, így az |s| középértéke $\sqrt{\pi/2} \approx 1{,}25$.

A B-módú képen megjelenő foltosság tehát egy véletlenszerű folyamat eredménye, amelyet néha zajhoz hasonlítanak. Ez az összehasonlítás bizonyos körülmények között tanulságos lehet. Például, ha az összes fenti feltételezés teljesül, akkor a detektált jel burkológörbéje átlagának és szórásának aránya, amelyet pont-SNR-nek nevezünk egy konstans, értéke ≈1,91, és a jel hisztogramja az átlagos szórási erősségen túl kevés információt szolgáltat a szövetről. A foltok szemcseméretét, azaz a foltosság-mintázat térbeli autokorrelációs hosszát teljes mértékben a PSF határozza meg, és így szintén kevés információt hordoz a szövetről. Az olyan alkalmazásoknál, mint a léziók felismerése, a foltosság miatti szürkeskála-ingadozások az alacsonykontrasztú léziókat elfedhetik, ezért jelentős erőfeszítéseket fordítottak a foltosságcsökkentő módszerek fejlesztésére. A térbeli összegzés, amelynél a vizsgált területről különböző szögekből több képet vesznek fel és azokat átlagolják, a legsikeresebb foltosságcsökkentő módszer, amelyet ma már különböző márkanéven a legtöbb modern berendezésen alkalmaznak.

A foltosság és a zaj összehasonlítása azonban félrevezető is lehet. Mivel a foltosság minden, a szöveti struktúra belsejéből szórt echó koherens összege, a foltosság adja a jelet a kép zömén. Továbbá, ha a transzducer és a szövet egyaránt mozdulatlan, akkor a foltosság mintázata állandó, ellentétben a képen megjelenő elektronikus zajjal. Ennél fontosabb, hogy minden szövet rendelkezik bizonyos fokú térbeli szerveződéssel, hogy képes legyen biológiai funkcióit ellátni, így a szórópontok feltételezett véletlenszerű elhelyezkedése szigorúan csak szimulált képeken és a szöveteket utánzó fantomokon teljesül. Az is előfordulhat, hogy felbontott térfogatonként tíznél kevesebb szórópont van, vagy a valódi szövetekben több szórópont-csoport akad. Ezért az első- és másodrendű statisztikák és a szövetből nyert visszhangok spektrális jellemzői több információt hordoznak a szövetről, mint

amit a véletlen bolyongás modell sugall. Ez a megfigyelés motiválja az erőfeszítéseket, amelyek a szövetek kvantitatív jellemzésére szolgáló ultrahang képalkotási módszerek fejlesztését célozzák.

13.6.3. Minőségellenőrző fantomok és módszerek

Az ultrahang képalkotó rendszerekhez tervezett, szövetutánzó fantomok alapvetően a lágyszövetek akusztikai tulajdonságait reprodukáló anyagokból állnak. Az egyszerű laboratóriumi fantomok zselatin vagy agar szuszpenziókból is készíthetők, de a kereskedelmi forgalomban kapható fantomok általában olyan szabadalmaztatott polimereket használnak, amelyek sokkal hosszabb ideig eltarthatók, mint a zselatin- vagy agaralapú fantomok. A fantomban mért hangsebességet és gyengítési együtthatót általában gondosan beállítják, hogy az 1540 m/s, illetve 0,5 vagy 0,75 dB/(cm·MHz) legyen. A fantomok grafitból, polisztirolból vagy kollagénből készült apró szórópontok szuszpenzióit is tartalmazzák melyek rendeltetése, hogy a fantom leképezésekor vizuálisan valósághű foltokat hozzanak létre.

A fent leírt háttéranyagon kívül a fantom több leképezendő objektumot is tartalmaz, amelyek lehetővé teszik az ultrahangrendszer térbeli és/vagy kontrasztfelbontásának ellenőrzését. A térbeli felbontás meghatározására szolgáló tárgyak általában kis átmérőjű fémhuzalok vagy egyágú fonalszálak, amelyeket vízszintesen függesztenek fel a fantomon keresztül, hogy a keresztmetszeti képalkotáskor fényes, pontszerű céltárgyakat hozzanak létre. A fémhuzalok sorát a fantom akusztikus ablaka alatt azonos mélységben, szabályos mintázatban helyezik el, úgy, hogy a szomszédos drótok minden egyes párja fokozatosan csökkenő távolságot mutat, néhány millimétertől 0,5 mm-ig vagy annál kisebb méretig. A céltárgy e mintázatának leképezésével az oldalirányú térbeli felbontás megbecsülhető annak megfigyelésével, hogy a pontok mely párosai oldhatók fel a képen. További fémhuzalokat függőleges mintázatban helyeznek el, hogy lehetővé tegyék az axiális térbeli felbontás értékelését is. A fantom tartalmazhat több, különböző mélységben elhelyezkedő, oldalirányú és tengelyirányú huzalcsoportot is, hogy a felbontás a berendezés teljes FOV látóterében értékelhető legyen.

A kontrasztfelbontás megállapításához használt objektumok általában néhány millimétertől néhány centiméterig terjedő átmérőjű, gömb alakú zárványok, amelyek hasonlóak a háttér anyagához, de átlagos visszaszórási együtthatójuk nagyobb vagy kisebb, mint a háttérbeli anyagé. E zárványokat úgy tervezik, hogy a háttérbeli anyaghoz képest meghatározott reflexiós kontrasztot hozzanak létre. A zárványok kontrasztja a szóró részecskék méretének vagy összetételének változtatásával variálható, de a kontrasztot általában a szóró részecskék háttéranyaghoz viszonyított koncentrációjának változtatásával a legegyszerűbb megváltoztatni, behelyezve néhány szóróanyag nélküli céltárgyat is, hogy a visszhangmentes léziókat utánozzák.

A különböző mélységben rögzített zárványok eloszlanak az egész fantomban, hogy a képkontrasztot a lézió méretének és mélységének függvényében lehessen értékelni.

Az áramlási fantomok hasznos eszközt jelentenek a spektrális, colour- és power-Doppler-rendszerek teljesítményének értékeléséhez. Egy tipikus áramlási fantom kialakításánál a szövetet utánzó anyagot úgy alakítják ki, hogy egy vagy több üreges csatornát tartalmazzon, amelyek különböző átmérőjű vagy irányú ereket reprezentálnak. A csatornák csöveken keresztül csatlakoznak egy kalibrált pumpához, amely szabályozott áramlási sebességgel pumpálja a vért utánzó folyadékot az áramlási csatornákon keresztül. A vért utánzó folyadék, ahogy a neve is mutatja, kis szóróanyagok olyan szuszpenziója, amelyet úgy terveztek, hogy a vér akusztikai tulajdonságainak feleljen meg.

Fantomok rendelkezésre állnak a szonográfusok speciális alkalmazásokhoz való képzéséhez és a megjelenő új ultrahang képalkotó módszerek teszteléséhez is. Az oktatófantomok közé tartoznak például az ultrahanggal irányított biopszia vagy brachyterápiás eljárások gyakorlására tervezett antropomorf emlő- vagy prosztatafantomok. Az elasztográfiás fantomok a megjelenő új képalkotó módszerek tesztelésére szolgáló fantomok egy példáját jelentik. Az elasztográfiás fantomok felépítésükben hasonlóak a kontrasztfantomokhoz, azzal a különbséggel, hogy az utánzott léziók rugalmassági modulusuk és visszaszórási együtthatójuk eltérő értékében különböznek a háttéranyagtól.

IRODALOMJEGYZÉK

EVANS, D.H., McDICKEN, W.N., Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing, Wiley, New York (2000).

JENSEN, J.A., Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach, Cambridge University Press, Cambridge (1996).

KREMKAU, F.W., Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments, 7th edn., Saunders/Elsevier, St. Louis, MO (2006).

QIN, S., CASKEY, C.F., FERRARA, K.W., Ultrasound contrast microbubbles in imaging and therapy: Physical principles and engineering, Phys. Med. Biol. 54 (2009) R27–R57.

SHUNG, K.K., Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements, CRC Press, Boca Raton, FL (2006).

SZABO, T.L., Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Elsevier Science, Boston (2004).

ZAGZEBSKI, J.A., Essentials of Ultrasound Physics, Mosby, St. Louis, MO (1996).

14. fejezet

A MÁGNESES REZONANCIA FIZIKÁJA

HEE KWON SONG
Hospital of University of Pennsylvania,
Philadelphia, Amerikai Egyesült Államok

Fordította: Dr. Balkay László

Lektorálta: Simon Mihály

14.1. BEVEZETÉS

A mágneses magrezonancia (NMR) felfedezése – az atommagok azon tulajdonsága, hogy mágneses térben képesek elnyelni az alkalmazott rádiófrekvenciás (RF) energiát, majd azt egy meghatározott frekvencián kibocsátani – több évtizedre, az 1900-as évek elejére nyúlik vissza. Isidor I. Rabi fizikust lenyűgözte Otto Stern és Walther Gerlach munkája, amely kimutatta, hogy a részecskéknek belső kvantumtulajdonságaik vannak. Rabi elmélyült az atommagok mágneses tulajdonságainak vizsgálatában és 1938-ban felfedezte az NMR jelenségét. Néhány évvel később, 1946-ban Felix Bloch és Edward Purcell továbbfejlesztette a módszert, és sikeresen mért NMR-jelet folyadékokból és szilárd anyagokból is. Felfedezéseikért Rabi 1944-ben, Bloch és Purcell pedig 1952-ben kapott fizikai Nobel-díjat.

Míg Rabi, Bloch, Purcell és más, ezen a területen dolgozó fizikusok lefektették a módszer alapjait, a képalkotást is lehetővé tevő NMR felfedezése csak 1973-ban történt meg, mikor Paul Lauterbur lineáris mágneses térgradiensek felhasználásával kifejlesztett egy módszert az NMR jel térbeli kódolására. Ugyanebben az időben Peter Mansfield is kidolgozott egy, a szilárd testek térbeli szerkezetének meghatározására szolgáló NMR eszközt, amelynek során lineáris mágneses gradienst alkalmazott a kiválasztott próbatesten (mely vékony kámforrétegekből és műanyagból állt). A térben változó rezonanciafrekvenciák létrehozására alkalmazott mágneses gradiens mező ötlete fontos mérföldkő volt a mágnesezettség térbeli eloszlásának meghatározása érdekében, ami a mágneses rezonancia képalkotás (MRI) kezdetét jelentette. Lauterbur és Mansfield 2003-ban kaptak a munkájukért orvosi Nobel-díjat.

Felfedezése óta az MRI hamar az egyik legfontosabb orvosi képalkotó eszközzé vált, amely azóta is az orvosok rendelkezésére áll. Más képalkotó eljárásokkal, például a röntgennel és a komputertomográfiával ellentétben az MRI nem jár ionizáló sugárzással. Az MRI emellett olyan kiváló lágyszöveti kontrasztot biztosít, ami más képalkotó eljárásokkal nem lehetséges. Továbbá az MRI-ben a különböző szövetek közötti képkontrasztkülönbség igen pontosan szabályozható az adatgyűjtést definiáló néhány időzítési paraméter egyszerű beállításával. Az MRI felbecsülhetetlen értékű eszközzé vált számos különféle betegség vizsgálatában.

Ez a fejezet röviden bemutatja az NMR jelenségét, majd ismerteti, hogy ennek segítségével hogyan lehet mágneses rezonancia (MR) képeket készíteni. Az NMR néhány alapfogalma mellett bemutatásra kerül a térbeli kódolás technikája, valamint a szövetek egyedi tulajdonságaival összefüggő T_1 és T_2 relaxációs állandók mérésére szolgáló módszerek. E fejezet célja, hogy az olvasó megismerje az MRI alapfogalmait, a következő fejezet pedig az MRI néhány speciális témakörét ismerteti.

14.2. NMR

A kutatásban előforduló néhány kivételtől eltekintve az MRI a hidrogénatom magjának, a protonnak a leképezésével foglalkozik. Szerencsére az emberi test bőséges hidrogénkészlettel rendelkezik, főként víz és zsír formájában, amelyek egészséges személyeknél a teljes testtömeg 50–70%-át, illetve 10–20%-át teszik ki.

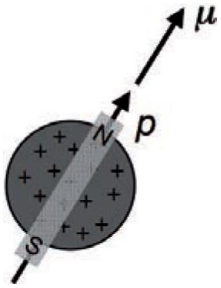
14.2.1. Atommag: spin, perdület és mágneses momentum

Az atommag számos tulajdonsága közül az egyik a $\boldsymbol{p}$ perdület (14.1. ábra):

$$\boldsymbol{p} = \boldsymbol{I}\hbar \tag{14.1}$$

ahol $\hbar$ a redukált Planck-állandó (a Planck-állandó osztva 2π-vel) és $\boldsymbol{I}$ a magspin (illetve annak kvantumszáma). Minden vektort félkövér kiemelés jelöl. A hidrogénmag esetében $I = ½$. Mivel a proton pozitív töltésű, a perdület egy, a magra vonatkozó $\boldsymbol{\mu}$ mágneses momentumot is létrehoz:

$$\boldsymbol{\mu} = \gamma \boldsymbol{p} \tag{14.2}$$



14.1. ÁBRA. A hidrogén atommag, a proton, perdületét $\boldsymbol{p}$ *jellemzi. A proton pozitív töltésének köszönhetően a spin* $\boldsymbol{\mu}$ *mágneses momentummal is rendelkezik.*

ahol γ a giromágneses faktor. A giromágneses faktor az egyes magokra jellemző, és a protonok esetében nagyjából 42,58 MHz/T értékű. A hidrogénen kívül más atommagokat is lehet MR képalkotásra használni, többek között a szenet (^{13}C), a fluort (^{19}F), a foszfort (^{31}P), a nátriumot (^{23}Na) és a káliumot (^{39}K) (14.1. táblázat). Mivel azonban ezek viszonylag kis mennyiségben fordulnak elő az élő szervezetben, MRI vizsgálatokat ezekkel az elemekkel csak korlátozottan végeznek a viszonylag kis detektálható jel miatt.

14.1. TÁBLÁZAT. AZ MR-BEN GYAKRAN HASZNÁLT ATOMMAGOK
(Stark és Bradley [14.1] nyomán)

Atommag	Relatív gyakoriság (%)	Spin (*I*)	Giromágneses arány (MHz/T)	Relatív érzékenység[a]	Gyakoriság az emberi testben (atomok %-a)
^{1}H	99,98	½	42,58	1	63
^{13}C	1,11	½	10,71	0,016	0,13
^{19}F	100	½	40,05	0,83	0,0012
^{23}Na	100	3/2	11,26	0,093	0,037
^{31}P	100	½	17,23	0,066	0,14
^{39}K	93,1	3/2	1,99	$5{,}08 \times 10^{-4}$	0,031

[a] Azonos számú atommag esetén.

14.2.2. Mágnesezettség kialakulása külső mágneses térben

Külső mágneses tér hiányában a mágneses momentumok (vagy spinek) sokasága véletlenszerű irányban helyezkednek el a térben, ami nulla nettó mágnesezettséget eredményez. Ha azonban külső mágneses teret ($\boldsymbol{B_0}$) kapcsolunk be, minden egyes spin az alkalmazott mező irányával párhuzamosan vagy azzal ellentétesen fog beállni, így az anyag mágnesesen polarizálttá válik (14.2. ábra). A párhuzamos orientáció alacsonyabb energiájú állapota miatt a spinek valamivel nagyobb számban fognak ebben az irányban tartózkodni. A párhuzamos (N+) és az ellentétes (N-) irányú spinek számarányát a Boltzmann-eloszlás írja le:

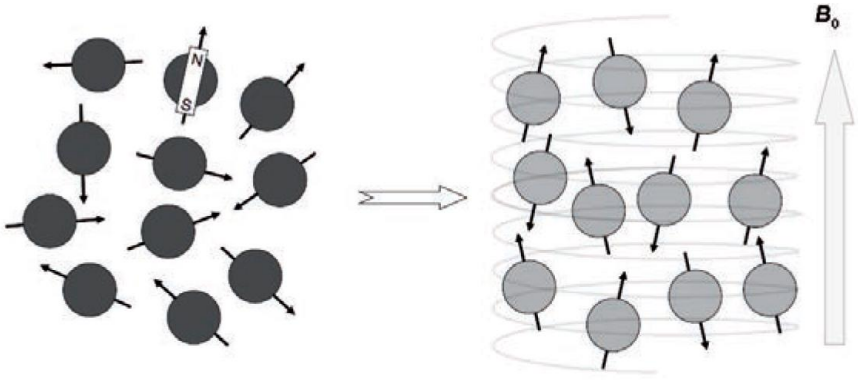
$$\frac{N_+}{N_-} = \mathrm{e}^{\Delta E/kT} = \mathrm{e}^{\hbar\omega_0/kT} \qquad (14.3)$$

ahol:

ΔE a két állapot energiakülönbsége;
k a Boltzmann állandó;
T pedig az abszolút hőmérséklet;

az ω_o pedig a Larmor-frekvenciát, vagy más néven a rezonanciafrekvenciát jelöli.

Proton esetében és 1,5 T térerősségnél ez az arány körülbelül 1,000010; ami azt jelenti, hogy 2 millió spinből csak körülbelül nettó tíz spin mutat a külső tér irányába! Bár a spineknek csak ez a kis töredéke detektálható, azonban bármely adott voxelben a rendelkezésre álló nagy számosságú hidrogén atommag lehetővé teszi a mágnesezettség detektálását MR képek készítéséhez.



14.2. ÁBRA. A térben kezdetben véletlenszerűen beálló spinek (a), egy rákapcsolt, külső $\boldsymbol{B_0}$ mágneses tér esetén azzal párhuzamosan vagy ellentétesen állnak be (b).

A külső $\boldsymbol{B_0}$ tér okozta polarizáción kívül a mágnes momentumra egy forgatónyomaték is hat, amely a mágnesezettséget a tér iránya körüli forgásra, azaz precesszióra kényszeríti. A spin mágneses térben való mozgása a Bloch-egyenlettel írható le, amely a mágneses momentum viselkedését leíró alapegyenlet:

$$\frac{\mathrm{d}\boldsymbol{\mu}}{\mathrm{d}t} = \gamma\boldsymbol{\mu} \times \boldsymbol{B} \qquad (14.4)$$

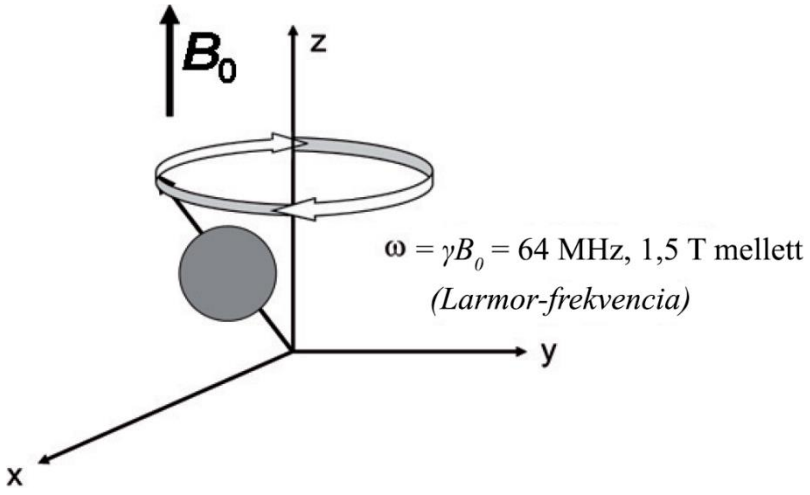
ahol $\boldsymbol{B}$ a mágneses mező. Ezen egyenlet alapján a spin ω_o Larmor-frekvencián precesszál (14.3. ábra), amely arányos a külső térerősséggel:

$$\omega_o = \gamma \boldsymbol{B}_0 \qquad (14.5)$$

A proton mozgása külső mágneses tér jelenlétében analóg egy pörgettyű precessziójával. Mivel egy pörgettyű a forgásából adódóan perdülettel rendelkezik, így a rá ható súlyerő forgatónyomatéka a gravitációs tér iránya körüli precesszióra kényszeríti.

Egy lokális (vagyis laboratóriumi) vonatkoztatási rendszerben a spinek tehát ω_o Larmor-frekvenciával precesszálnak a $\boldsymbol{B_0}$ iránya körül (egyezményesen a *z*-tengely mentén). Hasznos egy másik vonatkoztatási rendszert is alapul venni, egy olyat, amely Larmor-frekvenciával forog a laboratóriumi vonatkoztatási rendszerhez képest. A lokálisan pontosan Larmor-frekvenciával precessző spinek ebben a forgó vonatkoztatási rendszerben állónak tűnnek, míg azok, amelyek az álló rendszerben eltérő ω frekvenciával precesszálnak, a forgó vonatkoztatási rendszerben pedig ω_r frekvenciával precesszálnak, ahol:

$$\omega_r = \omega - \omega_o \qquad (14.6)$$

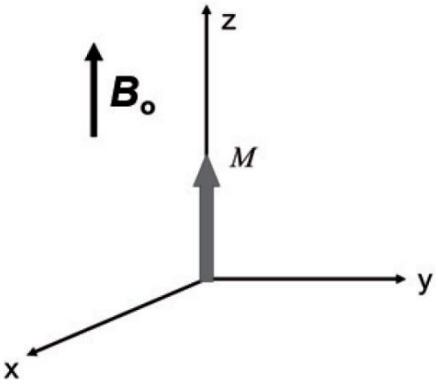


14.3. ÁBRA. Egy külső $\boldsymbol{B_0}$ mágneses tér hatására a spinek a mező iránya körül Larmor-frekvenciával precesszálnak, amely arányos a $\boldsymbol{B_0}$ nagyságával.

A voxelben lévő teljes mágnesezettség (a nettó mágnesezettség), ami a voxelben lévő összes spin vektorösszege, a *z*-tengely pozitív irányába, azaz a $\boldsymbol{B_0}$ irányába mutat (14.4. ábra). Ezentúl a mágnesezettségre való bármely további utalás az adott térfogatban (például egy teljes voxelben) levő spinek nettó mágnesezettségére fog vonatkozni, és nem egyetlen mag mágnesezettségére. Az $\boldsymbol{M}$ nettó mágnesezettség viselkedése hasonlóan kezelhető, mint egyetlen spiné. A Bloch-egyenlet ennek megfelelően módosítható, hogy a nettó mágnesezettség viselkedését tükrözze:

$$\frac{\mathrm{d}\boldsymbol{M}}{\mathrm{d}t} = \gamma \boldsymbol{M} \times \boldsymbol{B} \tag{14.7}$$

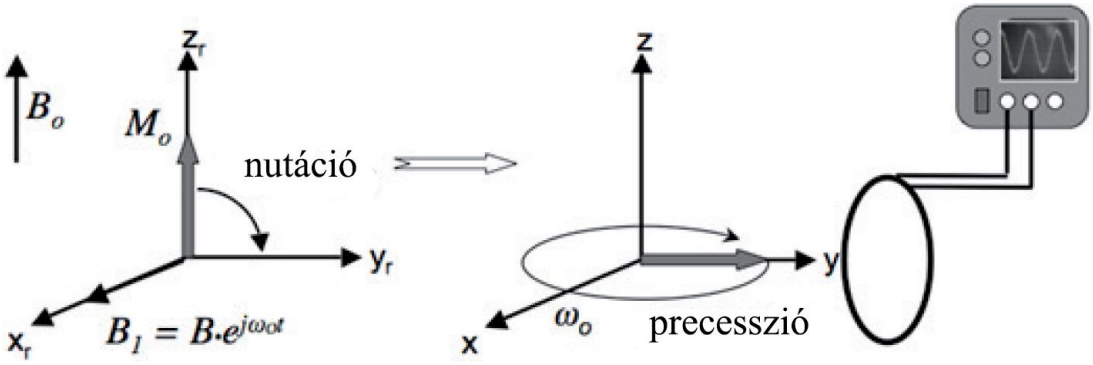
Fontos megjegyezni, hogy mivel a nettó mágnesezettség a *z*-tengely irányába mutat, így időben állandó és nem precesszál egyik tengely körül sem. Vagyis egy állandó $\boldsymbol{B_0}$ külső mágneses tér jelenlétében a nettó mágnesezettség állandó marad, és a tér irányába rendeződik. Ezt a mágnesezettséget egyensúlyi $\boldsymbol{M_0}$ mágnesezettségnek nevezzük. Azonban ha további mágneses tereket kapcsolunk, beleértve az időben változó mágneses tereket is, a mágnesezettség kitérhet az egyensúlyi helyzetéből és precesszálni kezdhet egy effektív mágneses tér körül. Jeldetektáláshoz az egyensúlyi mágnesezettség ilyen perturbációja szükséges, és ez a következő szakasz tárgya.



14.4. ÁBRA. Az $\boldsymbol{M}$ *nettó mágnesezettség a voxelben lévő összes spin vektoriális összege, ami az alkalmazott* $\boldsymbol{B_0}$ *tér irányába rendeződik.*

14.2.3. Gerjesztés és detektálás

Tekintsünk egy külső Larmor-frekvenciájú $\boldsymbol{B_1(t)}$ RF teret, amelyet a $\boldsymbol{B_0}$ mágneses térben levő spinekre kapcsolunk. A Bloch-egyenlet szerint a mágnesezettség precesszálni fog az effektív mágneses tér körül, amely a statikus $\boldsymbol{B_0}$ mező és az időben változó $\boldsymbol{B_1(t)}$ mező vektoriális összege. A mágnesezettség időbeli viselkedése leegyszerűsíthető, ha a mozgását a forgó vonatkoztatási rendszerben vizsgáljuk, ahol a $\boldsymbol{B_1}$ tér stacionárius, mivel frekvenciája megegyezik a forgó vonatkoztatási rendszer frekvenciájával. A kezdetben a *z*-tengely irányába mutató mágnesezettség, ekkor egyszerűen a forgó vonatkoztatási rendszerben fog precesszálni a $\boldsymbol{B_1}$ mező iránya körül (14.5(a) ábra). Ha a $\boldsymbol{B_1}$ RF tér a forgó vonatkoztatási rendszerben az *x*-tengely mentén helyezkedik el, akkor a mágnesezettség precesszálni fog e tengely körül, egészen addig, amíg a $\boldsymbol{B_1}$ mezőt alkalmazzuk. Az MR esetén a jel detektálása érdekében a $\boldsymbol{B_1}$ teret jellemzően csak annyi ideig (2–3 ms) alkalmazzák, hogy az 90°-os elfordulást okozzon, így a pillanatnyi mágnesezettség az RF impulzus végén az *y*-tengely irányába mutat.



14.5. ÁBRA. (a) A forgó vonatkoztatási rendszerben (amelyet az x_r, y_r, és z_r koordinátatengelyek mutatnak), a mágnesezettséget a Larmor-frekvenciájú $\boldsymbol{B_1(t)}$ RF mező a tengelye körüli precesszióra vagy nutációra készteti. (b) Az optimális jeldetektálás érdekében a $\boldsymbol{B_1(t)}$ mezőt kikapcsoljuk, amint a mágnesezettség elfordulása eléri az x-y (transzverzális) síkot. A mágnesezettség ezután a z-tengely körül precesszál az álló vonatkoztatási rendszerben, és a jel egy RF-tekerccsel detektálható lesz.

Amint a mágnesezettség a forgása során a transzverzális (x, y) síkba ér, az RF gerjesztést kikapcsoljuk, amikor is a spinek (az álló vonatkoztatási rendszerben) a Bloch-egyenletnek ((14.7) egyenlet) megfelelően a $\boldsymbol{B_0}$ körül Larmor-frekvenciával fognak precesszálni. Ezt a forgó mágnesezettséget egy, a közelébe helyezett RF tekercs segítségével detektálni lehet a Faraday indukciós törvénynek megfelelően (14.5(b) ábra), mivel a tekercsen belül változó mágneses fluxus feszültségváltozást indukál. A detektált jel nagyságát többek között a felhasznált RF tekercs típusa és mérete, a leképzendő objektumhoz való közelsége, valamint a voxel mérete határozza meg. Az RF tekercs és az MRI szempontjából fontos egyéb hardverelemek részleteivel a 15. fejezet foglalkozik majd.

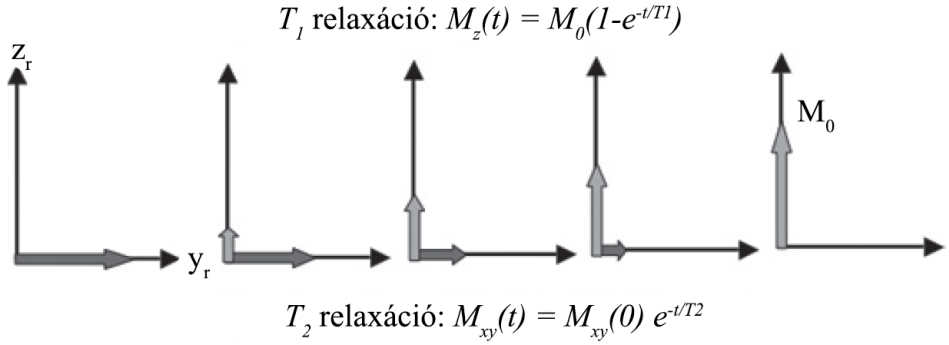
14.3. A RELAXÁCIÓ ÉS A SZÖVETI KONTRASZT

14.3.1. T_1 és T_2 relaxáció

A mágnesezettség transzverzális síkba való elfordulását követően a precesszió nem folytatódik a végtelenségig a spinek környezetükkel való kölcsönhatása miatt. Amint a mágnesezettséget RF impulzus zavarja meg, és az a z-tengely mentén az egyensúlyi (minimális energiájú) helyzetéből elfordul, két mechanizmus (relaxáció) lép fel, amelyek a mágnesezettséget az egyensúlyi állapotba vezetik vissza. Az egyik mechanizmus során az alkalmazott RF gerjesztésből a spinek által elnyelt energia egy része az úgynevezett spin-rács relaxáción keresztül a környezetnek (vagy a „rácsnak") adódik át. Ehhez a folyamathoz a T_1 időállandót rendeljük. A T_1 relaxáció függ a rács mozgékonyságától, valamint a gerjesztett spinekről a rács irányába történő energiaátadás hatékonyságától. A T_1 relaxáció révén a mágnesezettség longitudinális (vagy z) komponense exponenciális időfüggés mellett tér vissza az egyensúlyi állapotba, $\boldsymbol{M_0}$-ba:

$$M_z(t) = M_z(0)\mathrm{e}^{-t/T_1} + M_0\left(1 - \mathrm{e}^{-t/T_1}\right) \qquad (14.8)$$

ahol $M_z(0)$ a longitudinális mágnesezettség az RF gerjesztés utáni pillanatban, azonnal. Egy 90°-os gerjesztés esetén ez a tag nulla, és csak a második taggal kell foglalkozni. Ha az eltelt idő jelentősen nagyobb, mint a T_1, akkor a mágnesezettség majdnem teljesen eléri az M_0 egyensúlyi állapotot, és visszatér a *z*-tengely irányába (14.6. ábra).



14.6. ÁBRA. A mágnesezettség alakulása az RF gerjesztés után. A transzverzális síkba történő gerjesztést követően a T_1 és T_2 relaxáció a mágnesezettséget az M_0 egyensúlyi helyzetbe juttatja vissza. A T_2 relaxáció a transzverzális komponenst csökkenti nulla felé, míg a T_1 relaxáció hatására a longitudinális komponens tér vissza a kiindulási M_0 értékhez.

A ráccsal való kölcsönhatás mellett a spinek egymással is kölcsönhatásba lépnek, ami spin-spin relaxációt okoz. Minden egyes spin, amely lényegében egy mágneses dipólus, saját mágneses teret hoz létre, amely kissé megváltoztatja a környezetében lévő teret. Bármely spin, amely egy másik spin közelében van, ezt a járulékos mezőt érzékeli, ami kissé megváltoztatja a precessziós frekvenciáját. Mivel a spinek állandó mozgásban vannak, az egyes spinek precessziós frekvenciái folyamatosan változnak, így a különböző spinek eltérő mértékű fáziseltéréssel fognak rendelkezni az idő múlásával, és ez a fáziskoherencia teljes elvesztéséhez vezet. A transzverzális síkban a koherencia elvesztése a jel T_2 időállandójú exponenciális csökkenéséhez vezet:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)\mathrm{e}^{-t/T_2} \qquad (14.9)$$

ahol $M_{xy}(0)$ a gerjesztés utáni kezdeti transzverzális mágnesezettség.

A kép létrehozásához a gerjesztés és a jeldetektálás folyamatát általában sokszor megismétlik, amíg elegendő adat nem áll rendelkezésre a kép rekonstrukciójához. Az egymást követő gerjesztések közötti időt ismétlési időnek hívják, és TR-rel jelölik. A (14.8) egyenletből egyértelmű a TR szerepe, mert ettől függ, hogy ez idő alatt a különböző T_1 értékű szövetek milyen mértékben térnek vissza a teljesen relaxált, egyensúlyi állapotukba. Ha rövid TR-t állítunk be, akkor a kisebb T_1-értékkel rendelkező (gyorsabban relaxáló) szövetek világosabbnak tűnnek a képen, mint a nagyobb T_1-értékkel rendelkező szövetek, így a T_1-értékek közötti különbségek lesznek hangsúlyosak. Másrészt a T_2 különbségeiből adódó képkontraszt szabályozását lehetővé tevő paraméter az echó idő (TE), ami nem más, mint a gerjesztés és a jel detektálása közötti idő. Nagyobb TE esetén a rövid T_2 értékű szövetek sötétebbnek tűnnek majd a képen, mint a hosszabb T_2 értékűek. A 14.2. táblázat különböző emberi szövetek jellemző T_1 és T_2 értékeit mutatja be 1,5 T térerősségnél. A T_1 és a T_2 függ a térerősségtől is, a 14.2. táblázat 1,5 T térerősség mellett mérhető értékeiket mutatja be.

14.2. TÁBLÁZAT. SZÖVETEK T_1 ÉS T_2 ÉRTÉKEI 1,5 T MÁGNESES TÉRBEN
(Bernstein és mtsai. [14.2] nyomán)

Szövet	T_1 (ms)	T_2 (ms)
Izom	870	50
Zsír	260	80
Máj	490	40
Vér (oxigéndús)	1200	200
Vér (oxigénmentes)	1200	50
Fehérállomány	790	90
Szürkeállomány	920	100
Gerincvelői folyadék	4000	2000

14.3.2. A Bloch-egyenlet kiterjesztése a relaxációs folyamatokra

A (14.7) Bloch-egyenletbe beépíthetőek a T_1 és T_2 relaxációs konstansok, és így teljesebb leírást kaphatunk majd az MR jel időbeli fejlődéséről:

$$\frac{\mathrm{d}\boldsymbol{M}}{\mathrm{d}t} = \gamma \boldsymbol{M} \times \boldsymbol{B} + \frac{M_\mathrm{o} - M_\mathrm{z}}{T_1}\hat{z} - \frac{M_\mathrm{x}\hat{x} + M_\mathrm{y}\hat{y}}{T_2} \qquad (14.10)$$

Ez az egyenlet magába foglalja a leképzendő objektumra alkalmazott $\boldsymbol{B_0}$ statikus és $\boldsymbol{B_1}$ időfüggő (RF) mágneses tereket, valamint a spinek egyensúlya felé tartó T_1 és T_2 relaxációt. Az MRI a különböző szövetek között nagyfokú képi kontrasztot biztosíthat, amely elsősorban annak köszönhető, hogy az eltérő szövettípusoknál a T_1 és T_2 relaxációs időállandók eltérőek. Az MRI egyik fő előnye más képalkotó eljárásokkal, például a röntgenképalkotókkal vagy a komputertomográfiával szemben az, hogy az MRI-nél igen pontosan szabályozható e két időállandó befolyása révén a képekre gyakorolt hatás (kontraszt). Ennek részleteit a következőkben leírtak fejtik ki.

14.3.3. T_2* relaxáció

Az MRI-ben a $\boldsymbol{B_0}$ mező minél nagyobb homogenitása kritikus fontosságú a jó minőségű képek előállításához. A 14.3.1 szakaszban leírtak alapján a homogén mezőben a detektált jel T_2 időállandóval exponenciálisan csökken. A mágneses tér inhomogenitásainak jelenlétében azonban, ami származhat a $\boldsymbol{B_0}$ mágneses tökéletlensége, vagy az objektumban létrejövő mezőperturbációk miatt (pl. a szöveti határok szuszceptibilitási különbségei által), a transzverzális relaxáció fokozódhat a spinek közötti további koherenciavesztés miatt. Mivel az egyes spinek precessziós frekvenciája arányos a lokális mágneses térrel, ezért egy adott voxelen belül fellépő bármilyen mágneses tér perturbáció a spinek eltérő frekvenciájú precesszióját okozza. Ez a voxelen belül koherencia, illetve a detektált jel gyorsabb csökkenését is eredményezi. Habár a jel pontosabb időbeli alakulása a mágneses tér voxelen belüli eloszlásától függ, a jel jól közelíthető egy csökkenő exponenciális függvénnyel (hasonlóan a T_2 relaxációhoz), ahol azonban az időállandót egy eltérő T_2* jelöli. Ez az állandó az eredő transzverzális relaxációs időnek felel meg, és ez mindig kisebb, mint a szöveti T_2. A T_2* ténylegesen a szöveti T_2 időállandóból és az inhomogén mágneses mezőt figyelembe vevő T_2' komponensekből áll:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2{}'} \tag{14.11}$$

ahol ΔB a tér inhomogenitása a voxelben.

E nemkívánatos inhomogenitások in vivo leggyakrabban a levegő-szövet határfelületek közelében jelennek meg. Például az arcüregekben, vagy a trabekuláris (szivacsos) csontban, ahol a csont és a csontvelő közötti szuszceptibilitási különbség helyi tér-inhomogenitásokat okoz a csontvelőben. Szerencsére, a tér inhomogenitásából eredő jelvesztés megfordítható, illetve eliminálható egy második „újrafókuszáló” RF impulzus alkalmazásával úgy, hogy ténylegesen csak a szöveti T_2 relaxáció miatti jel marad meg. Ezt a módszert a később ismertetendő spin-echó képalkotásnál alkalmazzák.

14.3.4. Kontrasztanyagok

Bár az MRI kiváló lágyszöveti kontrasztot biztosít, néha kívánatos a szövetek közötti különbséget kontrasztanyag bevezetésével növelni. Az MR kontrasztanyagok erősen paramágneses természetűek, így fokozzák a spin-rács kölcsönhatást és lerövidítik a T_1 időállandót. Ennek révén a gerjesztést követően a longitudinális jel sokkal gyorsabban relaxál az egyensúlyi állapot felé. A leggyakoribb T_1 kontrasztanyagok közé tartozik a gadolínium (3^+) ionon alapuló kontrasztanyag, amely hét párosítatlan elektront tartalmaz, ezért erősen paramágneses. A kontrasztanyagot tartalmazó szövet longitudinális relaxációs sebessége ($R_1 = 1/T_1$) egyenesen arányos a T_1 értékét csökkentő anyag koncentrációjával:

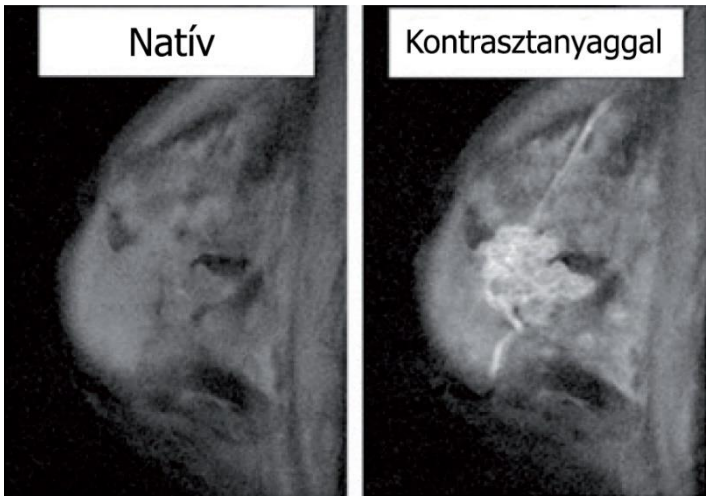
$$R_1 = \frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10}} + r[C] \qquad (14.12)$$

ahol T_{10} a natív (kontrasztanyag nélküli) szöveti T_1 érték, r és $[C]$ pedig a kontrasztanyag relaxivitása és koncentrációja.

A relaxivitás az egyes kontrasztanyagtípusok egyedi tulajdonsága, és a különböző kontrasztanyagok között jelentős eltérések lehetnek. A T_2 időállandóra is hatással vannak a kontrasztanyagok, és a T_1 és T_2 relaxivitása nagyjából megegyezik. Mivel azonban a szövetek natív T_1 értéke általában sokkal nagyobb, mint a natív T_2, a kontrasztanyag adott koncentrációjának relatív hatása a longitudinális időállandóra általában sokkal nagyobb, mint a transzverzális időállandóra.

A kontrasztanyagos MRI során a szekvenciák rövid TR-eket használnak az anyagot halmozó struktúrák megjelenítésére. Ugyanis a rövid TR-ek alkalmazása megakadályozza, hogy a legtöbb szövet mágnesezettsége a gerjesztés után elérje az egyensúlyi állapotot. Így csak a kontrasztanyagot halmozó szövetek (amelyek T_1-értéke drasztikusan lerövidült) fognak visszatérni a kezdeti állapothoz közel, így nagy jelet fognak adni.

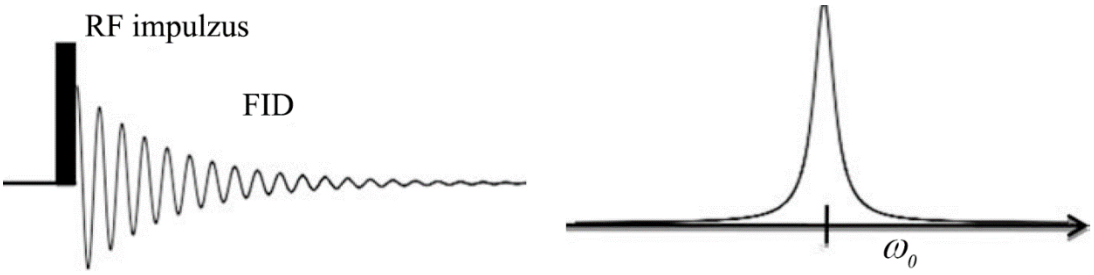
A kontrasztanyagos MR képalkotás egyik legfontosabb klinikai alkalmazása a daganatok kimutatása. Ennek során a kontrasztanyagot általában a kar vénáján keresztül fecskendezik a véráramba. Mivel a legtöbb daganat jellemzően gazdag vérellátással rendelkezik, a kontrasztanyagok lokálisan csökkenthetik e léziók T_1 értékét, ugyanis az erekből az érrendszeren kívüli térbe jutva hatékonyan növelik a lézió jelintenzitását a környező szövetekhez képest (14.7. ábra). A jel fokozódásának mértéke a tumor perfúziójának értékelésére is felhasználható. A kontrasztanyaggal végzett MRI további alkalmazásai közé tartozik az MR angiográfia, az artériák és vénák leképezésére, továbbá speciálisan a szívinfarktus leképezésére is alkalmas.



14.7. ÁBRA. Emlő MR felvételei kontrasztanyaggal és anélkül (natív). Kontrasztanyag nélkül nem látható lézió. Intravénás kontrasztanyag beadását követően a lézió egyértelműen láthatóvá válik, az azon belüli bőséges érhálózat miatt.

14.3.5. Szabad indukciós lecsengés

A mágnesezettség RF impulzussal történő gerjesztését követően a mágnesezettség *z*-irányú komponense a T_1 relaxáció révén visszatér az M_0 egyensúlyi állapotba, míg a transzverzális síkban a jel T_2 időállandóval exponenciálisan csökken (az egyszerűség kedvéért a tér inhomogenitásából származó T_2* relaxációt most figyelmen kívül hagyjuk). A laboratóriumi vonatkoztatási rendszerben a spinek Larmor-frekvencián precesszálnak a transzverzális síkban, miközben a jel amplitúdója a T_2 relaxáció miatt is csökken. A transzverzális síkban detektált jelnek ezt a speciális időfüggését szabad indukciós lecsengésnek (FID) nevezzük (14.8(a) ábra). Homogén mágneses térben a spinek mindegyike ugyanolyan Larmor-frekvencián precesszál, így a detektált jel függvénye egy tökéletes szinusz lenne, amelyet egy T_2 időállandójú csökkenő exponenciális függvény modulál. Ha ennek a jelnek a frekvenciaösszetevőit vagy frekvenciaspektrumát vizsgáljuk, amit egyszerűen a szabad indukciós lecsengés Fourier-transzformált (FT) függvényének segítségével kaphatunk, akkor az eredmény valós része egy tipikus Lorentz-görbe lesz. A Lorentz-görbe csúcsa a Larmor-frekvenciánál lesz, a szélessége, pontosabban a félértékszélessége pedig egyenlő $1/\pi T_2$-vel (14.8(b) ábra). Egy gyorsabban lecsengő jel (amelynek kisebb a T_2 értéke) frekvencia félértékszélessége nagyobb lesz, míg hosszabb T_2-vel rendelkező spinek jelét kisebb félértékszélesség, vagyis élesebb csúcs jellemzi.



14.8. ÁBRA. (a) RF impulzussal történő gerjesztést követően a transzverzális mágnesezettség jele szabad indukciós lecsengéssel (FID) írható le. (b) A szabad indukciós lecsengés FT-jának valós komponense egy Lorentz-görbe, amelynek közepe a precessziós frekvencia.

14.4. MR SPEKTROSZKÓPIA

In vivo a vízben és a zsírban lévő hidrogénatomok protonjai jelentik az MR jel legnagyobb mennyiségben előforduló forrását. Bár minden hidrogénmag tulajdonságai azonosak (spinkvantumszáma, perdülete), a vízben és a zsírban levő protonok kissé eltérő frekvencián precesszálnak, még homogén külső tér jelenlétében is. Ennek az az oka, hogy a különböző vegyi anyagokban a hidrogénmagok nincsenek mindig azonos lokális mágneses mezőben. A lokális mágneses tér apró különbségei az egyes molekulákra jellemző elektronfelhők eltérő mágneses árnyékoló hatásából adódnak. A víz és a zsír között 3,35 ppm, azaz 1,5 T-nál megközelítően 215 Hz frekvenciakülönbség van.

Így a zsírt és vizet egyaránt tartalmazó MR objektum FID-je már nem egy egyszerűen lecsengő szinuszgörbe, hanem két, kissé eltérő frekvenciájú és eltérő T_2 relaxációs időállandóval lecsengő szinuszok összege. Ennek a FID-nek az FT-je ezután nem egyetlen, hanem két 3,35 ppm távolságban levő Lorentz-görbe szuperpozíciója.

Valójában még egyetlen molekula (például a zsír) különböző hidrogénmagjai is különböző frekvenciákon rezonálhatnak. Például kissé eltérő frekvencián rezonálnak azok a protonok, amelyek a szénatomokhoz egyszeres kötéssel, illetve kettős kötéssel kapcsolódnak. Ezenkívül a T_2 értékeik is változhatnak. Az így kapott frekvenciaspektrum összetettebb, több különböző amplitúdójú és szélességű csúcsot tartalmaz. Az MR spektroszkópiában a frekvenciák e különbségei felhasználhatók a molekulák kémiai és szerkezeti tulajdonságainak meghatározására. Mivel a különböző protonok rezonáns csúcsai közötti távolságok arányosak a külső mágneses térerősséggel, a nagy térerősségű rendszerek különösen előnyösek az MR-spektroszkópiában, mivel nagyobb spektrális felbontást biztosítanak. A frekvenciaeltolódás jelenséget, amely a különböző atommagok eltérő elektron-környezetben való tartózkodása miatt adódik, kémiai eltolódásnak hívjuk.

Az MR spektroszkópia használható a daganatok, a stroke és az anyagcserezavarok biokémiai változásainak nyomon követésére is. Az MR

spektroszkópiában leggyakrabban használt atommag a proton, a foszfor és a szén. Mivel a különböző molekulákhoz és vegyületekhez tartozó azonos típusú atommagok (pl. hidrogén) gyakran kissé eltérő frekvencián rezonálnak, a spektrum csúcsmagasságainak meghatározásával kiszámolható e vegyületek relatív koncentrációja. Ennek során a magasabb csúcsok magasabb koncentrációnak felelnek meg. A proton MR spektroszkópia során például a kolin és a kreatin megnövekedett aránya rosszindulatú betegségre utalhat, a magas laktátszintek (tejsavszintek) pedig sejtpusztulásra és szöveti elhalásra utalhatnak. Az MR spektroszkópiai módszerek további részleteit a 15. fejezet tárgyalja majd.

14.5. TÉRBELI KÓDOLÁS ÉS AZ ALAPVETŐ IMPULZUSSZEKVENCIÁK

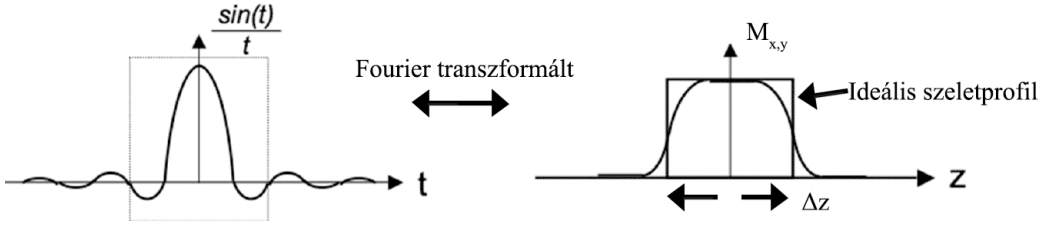
14.5.1. Szeletkiválasztás

Korábban már tárgyaltuk az állandó amplitúdójú és fix időtartamú $\boldsymbol{B_1(t)}$ RF impulzus alkalmazását, amely a mágnesezettségnek a transzverzális síkba történő elfordulását eredményezi. Egy ilyen RF impulzus alkalmazása a homogén mágneses térben a teljes képalkotó térfogat gerjesztését okozza. A legtöbb esetben azonban a tárgy egy vékony szeletéről szeretnénk képet kapni, és a gerjesztést csak erre a szeletre kívánjuk korlátozni, miközben a tárgy többi részét zavartalanul hagyjuk. Az MRI-ben ez könnyen elérhető, ha az RF impulzus alatt lineáris mágneses térgradienst is alkalmazunk a tárgyban. Továbbá az RF impulzus megfelelő kialakításával elérhető a kívánt szeletprofil is.

Ha egy RF gerjesztést lineáris mágneses térgradienssel egyidejűleg kapcsolunk, a gerjesztett szelet profilja a gradienssel azonos irányban nagymértékben hasonlítani fog az RF impulzus FT-jának alakjához. Ez a Fourier összefüggés kisebb flipszögek (kibillentési szögek, pl. <30°) esetén a legpontosabb, de még 90°-os gerjesztés esetén is elfogadható, azonban a szeletprofil nagyobb flipszögeknél egyre inkább eltér az elvárt alaktól. Ennek ellenére a Fourier összefüggést általában elfogadják a hagyományos MR-alkalmazásokban. Így, ha egy *sinc*(*t*) jellegű RF-impulzust alkalmaznak lineáris gradiens jelenlétében, akkor a tárgyon belül a spinek egy keskeny sávját gerjesztik, mivel a sinc FT-je egy „henger” vagy téglalap függvény a frekvenciatérben (14.9. ábra). A gerjesztett szelet Δz vastagsága, a sinc impulzus sávszélességének (BW) és a szeletválasztó gradiens G_z amplitúdójának a függvénye, ahol:

$$\Delta z = \frac{\mathrm{BW}}{\gamma G_z} \tag{14.13}$$

Mivel a sinc impulzus elvben végtelen hosszú, a gerjesztő impulzus jellemzően csonkított (rövidített), és csak egy, vagy két félhullámot tartalmaz a fő hullám két oldalán. Ezenkívül gyakran alkalmaznak egy aluláteresztő simító szűrőt, például Hanning vagy Hamming szűrőt az impulzusra, hogy olyan simított alakot hozzanak létre, amely a csonka impulzus mindkét végén nullára csökken. A szűrés a szeletprofil javításához kívánatos, mivel az RF gerjesztés hirtelen történő csonkolása Gibbs-gyűrűzéshez vezethet, ami nemkívánatos módon a szeleten kívüli mágnesezettség egy részének gerjesztését eredményezi. Bár a sinc a leggyakrabban használt RF impulzus, más RF impulzusformák, például Gauss-impulzus is felhasználható.



14.9. ÁBRA. Gyakran használnak sinc impulzust egyetlen szelet szelektív gerjesztésére, mivel az RF impulzus alakja és a gerjesztett szelet profilja között közelítőleg Fourier-összefüggés áll fenn. A sinc impulzus gyakran csonkolt (szaggatott téglalap), hogy korlátozzák a szélességét, és a végeit gyakran elnyomják, hogy a szeletprofil sima átmenetét létrehozhassák.

Az MRI-ben a térbeli kódoláshoz három lineáris gradiens tekercskészletet használnak. Ezek elnevezései G_x, G_y és G_z, amelyek az *x*-, *y*- és *z*-tengelyek mentén biztosítanak lineáris tér gradienseket. A szeletválasztó gradiens e három közül bármelyik lehet. Ezen túlmenően egy tetszőleges térbeli irányú szeletsíkot úgy lehet kiválasztani, hogy a gerjesztés során egynél több gradienst kapcsolunk be. A gerjesztett sík mindig merőleges lesz az eredő gradiens irányára.

14.5.2. Frekvencia- és fáziskódolás

A kiválasztott szelet gerjesztését követően a szelet síkján belül térbeli (2D) kódolás következik. Ezt a síkban, két egymásra merőleges irány mentén bekapcsolt lineáris gradiensek alkalmazásával érik el (ezt a két további gradienst, a G_z gradienssel történő axiális szelet kiválasztása után, egyezményesen G_x-nek és G_y-nek jelöljük). A lineáris gradiens mező hatására a gradiens iránya mentén különböző pozíciókban lévő spinek különböző frekvencián precesszálnak, a pozícióval lineárisan változó frekvencia szerint:

$$\omega_x = \gamma G_x x \tag{14.14}$$

ahol G_x az x-tengely mentén alkalmazott mágneses gradiens tér, ω_x pedig a spinek rezonanciafrekvenciája az x pozícióban. Megjegyzendő, hogy a precessziós frekvencia a fenti egyenletben, valamint az összes további egyenletben a forgó vonatkoztatási rendszerre vonatkozik; így a statikus $\boldsymbol{B_0}$ mező miatti additív frekvenciatagot nem kell az egyenletekben szerepeltetni. Tehát az MRI adatgyűjtés során egy további térbeli gradienst alkalmazunk (egyezményes módon az x-tengely mentén), ami a spineket e tengely mentén lineárisan változó frekvenciájú rezonanciára készteti. A térbeli információ ilyen módon történő kódolását „frekvenciakódolásnak" nevezzük, az alkalmazott gradienst pedig kiolvasási (vagy frekvenciakódoló) gradiensnek, mivel a jel detektálása a gradiens alkalmazása közben történik.

A detektált *S(t)* jel a kijelölt képtérfogatban lévő gerjesztett spinek jeleinek összege, amelyek mindegyike a gradiens irányában a pozíciójuknak megfelelő frekvencián rezonál:

$$S(t) = \int \rho(x) \mathrm{e}^{j\omega_x t}\, \mathrm{d}x = \int \rho(x) \mathrm{e}^{j\gamma G_x x t}\, \mathrm{d}x \tag{14.15}$$

ahol $\rho(x)$ a spinsűrűség, a T_1 és T_2 függést pedig az egyszerűség kedvéért figyelmen kívül hagytuk. Az exponensben szereplő kifejezés tulajdonképpen egy fáziskitevő, ami a frekvenciakódoló gradiens miatti, a forgó vonatkoztatási rendszerben összegzett fázist jelöli. A kiolvasási gradiens nagysága jellemzően állandó az adatgyűjtés során. Általánosabb esetben azonban lehet időben változó gradienseket is használni, ebben az esetben a fenti egyenletben az akkumulált fáziskitevőt a kiolvasási gradiens időintegráljával kell helyettesíteni. Ha k_x-et a következőképpen definiáljuk:

$$k_x = \gamma \int G_x(t) \mathrm{d}t \tag{14.16}$$

akkor ez alapján, a (14.15) egyenletben szereplő *S(t)* detektált jelet a k_x változó függvényeként is ki lehet fejezni:

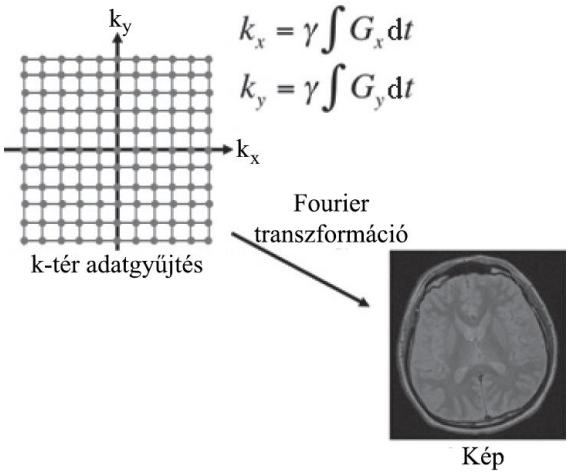
$$S(t) = S(k_x) = \int \rho(x) \mathrm{e}^{jk_x x} \mathrm{d}x \tag{14.17}$$

A (14.17) egyenlet azt mutatja, hogy az x helykoordináta és a k_x „térbeli frekvencia" változó, vagy másképpen a képtér és a k-tér egy Fourier párt alkot. Ez a kapcsolat kiterjeszthető két dimenzióra is:

$$k_y = \gamma \int G_y(t) \mathrm{d}t \tag{14.18}$$

$$S(k_x, k_y) = \int \rho(x, y) \mathrm{e}^{j(k_x x + k_y y)} \mathrm{d}x \mathrm{d}y \tag{14.19}$$

A (14.19) egyenlet azt mutatja, hogy amint elegendő számú $S(k_x,k_y)$ adatot gyűjtünk a k-térben, akkor a képalkotó objektumot jellemző $\rho(x,y)$ spinsűrűséget egy egyszerű FT segítségével kaphatjuk meg (14.10. ábra). A kívánt $S(k_x,k_y)$ adatokat a G_x és G_y gradiensek mentén a k-térben való navigálással kaphatjuk meg a (14.16, 14.18) egyenletek alapján. Bár elvileg az összes szükséges adatot össze lehet gyűjteni (a teljes k-tér kitöltése mellett) egyetlen gerjesztés után, a T_2 vagy T_2* miatt bekövetkező amplitúdóveszteség általában korlátozza a rendelkezésre álló jelszintet az adatgyűjtés során. Ez a kép elmosódásához vagy más műtermékekhez vezethet. Ehelyett az adatokat jellemzően több TR mellett, a k-tér egy-egy vonalának gerjesztés utáni gyűjtésével kapják. A következő szakaszok mutatják be a jellegzetes adatgyűjtési stratégiákat.



14.10. ÁBRA. A képadatgyűjtés folyamata. Az adatokat a k-térben gyűjtik, amelyek FT-ja a kívánt képet szolgáltatja.

14.5.3. Látómező és térbeli felbontás

A rekonstruált kép látómezejét (FOV) és térbeli felbontását a k-tér mintavételezésének módja határozza meg. Mivel a képtér (távolságegység dimenzióval) és a k-tér (1/távolságegység dimenzióval) Fourier-párok, ennek megfelelően ez a két kép térbeli pozícióinak, illetve térbeli frekvenciáinak felel meg, ezek között inverz kapcsolat áll fenn. Ezek alapján egy nagyobb FOV finomabb, egy kisebb FOV pedig durvább mintavételezést igényel a k-térben. Konkrétan a FOV értékét a k-térben levő két szomszédos mintavételi pont távolságának az inverze adja, illetve a két síkbeli irányban akár eltérő is lehet:

$$\mathrm{FOV}_x = \frac{1}{\Delta k_x} \text{ és } \mathrm{FOV}_y = \frac{1}{\Delta k_y} \qquad (14.20)$$

ahol Δk_x és Δk_y a k-tér szomszédos pontjai közti távolságok a k_x és k_y irányok mentén.

Ezzel szemben a kép térbeli felbontását, vagyis a Δx és Δy pixelszélességet a mintavételezett k-tér teljes tartománya határozza meg:

$$\Delta x = \frac{1}{2k_{x,\max}} \text{ és } \Delta y = \frac{1}{2k_{y,\max}} \tag{14.21}$$

ahol $k_{x,max}$ és $k_{y,max}$ az origótól a legtávolabb levő mintavételi pontok a k_x és k_y tengely irányában. Így nagy térbeli felbontás (vagyis kis pixelméret) a k-tér minél nagyobb területű mintavételezését igényli.

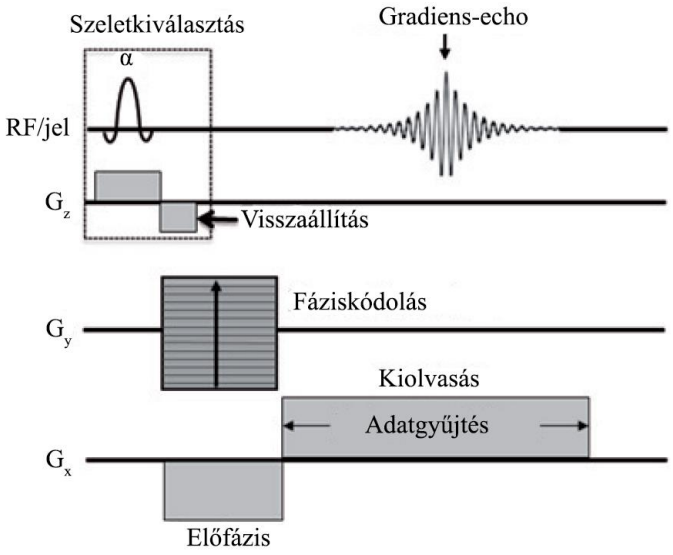
14.5.4. Gradiens-echó képalkotás

Az MRI-ben számos különböző impulzusszekvencia áll rendelkezésre a képadatgyűjtéshez. Egy impulzusszekvencia (vagy szekvencia) olyan utasítások összessége, amelyek az MRI adatgyűjtésének módját definiálják, beleértve a G_x, G_y és G_z mágneses gradiensek, az RF-gerjesztés és a jel detektálásának alkalmazását és beállításait. Az évek során számos különböző típusú szekvenciát fejlesztettek ki, beleértve a gyors képalkotásra, a diffúzió vagy az áramlás meghatározására, illetve a mozgási műtermékekre optimalizáltakat, hogy csak néhány fontosabbat említsünk.

Az egyik legegyszerűbb képalkotó impulzusszekvencia a gradiens-echó szekvencia. A gradiens-echó szekvenciák fő összetevői a következők (14.11. ábra):

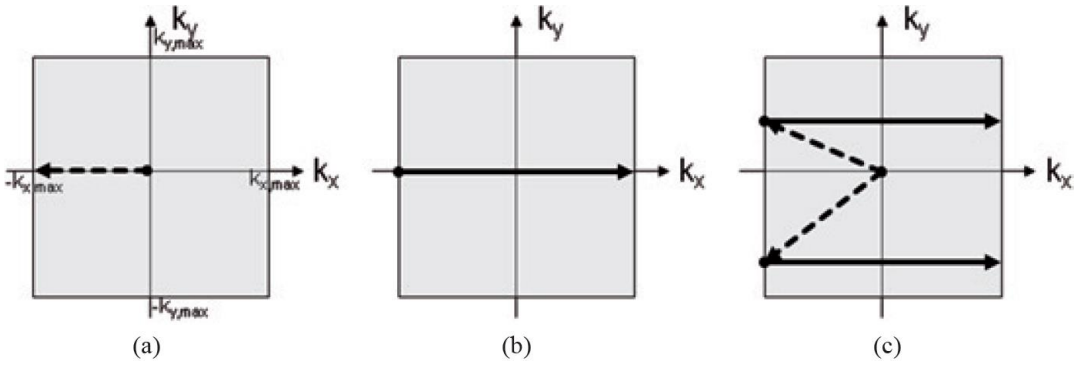
- szeletkiválasztó RF gerjesztés, amely a mágnesezettséget (egyezményesen a *z*-tengely mentén) a transzverzális síkba forgatja;
- frekvenciakódoló, vagy kiolvasó gradiens alkalmazása az *x*-tengely mentén;
- fáziskódoló gradiens bekapcsolása az *y*-tengely irányában.

Az előző szakaszokban leírt szeletkiválasztás, frekvenciakódolás és fáziskódolás lényegében ennek az alapvető impulzussorozatnak a fő összetevői. A teljesség érdekében még néhány gradiens-impulzust hozzá kell adni a szekvenciához. Először is a szelet szelektív gerjesztését követően egy szelet „visszaforgató” gradienst kell kapcsolni. A visszaforgató gradiens ellentétes polaritású a szeletválasztó gradiens amplitúdójához képest, és azért van rá szükség, hogy az RF-impulzus alatt felhalmozódó fáziskülönbségeket visszaállítsa. Nem szelektív RF impulzus esetén, ahol nincs szeletválasztó gradiens a gerjesztéssel egyidejűleg, nem lenne szükség visszaforgatásra, mivel minden spin fázisban forogna a transzverzális síkban, ahogyan azt a 14.5(a) ábra mutatja. Szeletválasztó gradiens jelenlétében azonban az RF impulzus közben a *z*-tengely mentén különböző pozíciókban lévő spinek eltérő mennyiségű fáziskülönbséget halmoznak fel. Egy olyan visszaforgató gradiens alkalmazásával, amelynek az impulzus alatti területe körülbelül fele a szeletválasztó gradiens területének, a nemkívánatos fázisdiszperzió hatékonyan visszafordítható, és a spinek a transzverzális síkban az eredeti irányba forognak vissza.



14.11. ÁBRA. A gradiens-echó szekvencia. A szelet gerjesztését követően fáziskódoló és kiolvasó (frekvenciakódoló) gradiensek alkalmazása történik. Ezt a frekvenciakódolás követi (adatgyűjtés), amely alatt a k-tér egy sorát veszik fel. A fáziskódoló gradiens amplitúdóját minden egymást követő TR között lineárisan növeljük, hogy a k-tér különböző k_y sorait is feltöltsük.

A második gradiens-impulzus, amelyet hozzá kell adni a szekvenciához, a frekvenciakódolás előtti fázismódosító gradiens (előfázis). Az MR kép rekonstruálásához az adatokat a k-tér középpontja ($k_x = k_y = 0$) körül szimmetrikusan kell feltölteni. Ezt a leghatékonyabban úgy lehet elérni, ha egyetlen kiolvasás során egy teljes adatsor mintavételezése történik, így a frekvenciakódoló gradiens előfázisának célja, hogy a k-térben a pozíciót az adatgyűjtés előtt a $-k_{x,max}$ pozícióba helyezze (14.12(a) ábra). Mivel a k-térbeli pozíció egyszerűen a térbeli gradiensek integrálja ((14.16) és (14.18) egyenletek), a negatív G_x frekvenciakódoló gradienst arra használjuk, hogy az aktuális k-térbeli pozíciót a negatív k_x irányba mozdítsuk el. Ezt követően a kiolvasási gradienst alkalmazzuk, aminek során az adatpontok mérése történik meg, kitöltv0e a k-tér egy teljes sorát a k_x mentén (14.12(b) ábra). Az előzetes fázismódosító gradiens nélkül az adatok kiolvasása a $k_x = 0$ pontnál kezdődne, és a k-tér negatív felének kitöltéséhez egy második, ellentétes irányú adatgyűjtésre lenne szükség.



14.12. ÁBRA. (a) A kiolvasási tengely irányában a frekvenciakódoló gradiens előfázisa az aktuális k-térbeli pozíciót a $-k_{x,max}$ pontra mozgatja. (b) Ezt követően a kiolvasás egy teljes sor adatgyűjtését biztosítja. (c) A kiolvasás előtt alkalmazott különböző nagyságú fáziskódoló gradiensekkel pedig a k_y tengely mentén mozoghatunk. Két különböző fáziskódolású adatgyűjtést láthatunk a (c) diagramon, egy pozitív és egy negatív fáziskódolásút. A teljes adatgyűjtési folyamat a kívánt k-tér régió (szürke téglalap) teljes feltöltésig tart.

Az előzőekben elmondottak alapján tehát minden ismétlési idő alatt a k-tér egy adott sorának adatait gyűjtjük be, és minden TR után eltérő nagyságú fáziskódoló amplitúdót alkalmazunk a k_y tengely menti különböző sorok mintavételezésére (14.12(c) ábra). Megjegyzendő, hogy a szeletkiválasztásnál bevezetett visszaforgató gradiens, a fáziskódoló és a frekvenciakódoló gradiensek egyidejűleg is alkalmazhatók. Az egyetlen követelmény, hogy ezeket a gradienseket a gerjesztő impulzus vége után és a kiolvasás kezdete előtt kell alkalmazni. Egy adott gradiens amplitúdója és időtartama szempontjából csak az számít, hogy mekkora a teljes területe az impulzusnak, mivel a *k* változó értéke a gradiens időintegrálja. Például a frekvenciakódoló gradiens előtti fázismódosító gradiens alatti területnek a kiolvasási gradiens területének felével kell megegyeznie, így az echó a kiolvasási gradiens-impulzus felénél fog jelentkezni. Használható olyan negatív polaritású és azonos nagyságú impulzus, ami feleakkora szélességű, de az is lehet, hogy a lehető legnagyobb gradiens amplitúdót használjuk minél rövidebb impulzusszélességgel. Ez utóbbi lehetőség előnyösebb, ha a lehető legrövidebb echó időre van szükség. Miután a kívánt adatok gyűjtése megtörtént, például 256 fáziskódoló sort és soronként 256 frekvencia adatpontot gyűjtve be, a k-tér adatainak egyszerű 2D diszkrét gyors FT-ja a kívánt képet eredményezi.

A gerjesztő impulzus csúcsa és a kiolvasó gradiens középideje ($k_x = 0$) közötti időt echó időnek (TE) nevezik. Az MRI-ben a kívánt képkontraszt elérése érdekében a TE idő egy adott minimum érték felett tetszőlegesen beállítható. Az echó idő alatt a jel T_2 relaxációs időállandóval lecseng, csökkentve a transzverzális mágnesezettséget ((14.9) egyenlet). Ezen túlmenően, amint azt korábban említettük, az egyes voxeleken belüli tér bármely inhomogenitása egy további relaxációt is okoz a spinek közötti fáziskoherencia elvesztése miatt. E két folyamat - a szöveti T_2 lecsengés és a tér

inhomogenitása miatti jelveszteség - eredője a TE idő alatt T_2* állandójú lecsengést eredményez, így a gradiens-echó kép kontrasztja az $e^{-(\mathrm{TE}/\mathrm{T}_2^*)}$ tényezővel súlyozható.

A rövid TR-t alkalmazó gradiens-echó szekvenciákat T_1 kontraszt növelésére használják leggyakrabban. Minden egyes gerjesztést követően T_1 relaxáció következik be, ami a longitudinális mágnesezettség visszaállítását eredményezi. Rövid TR mellett a viszonylag hosszú T_1 értékű szövetek longitudinális mágnesezettsége kisebb értékű marad, mivel nincs elegendő idő az egyensúlyi helyzet elérésére. Ennek megfelelően a rövidebb T_1-értékű szövetek nagyobb mértékű longitudinális mágnesezettséget érnek el. Ez a hatás a kis T_1 értékű szövetekben magasabb, a nagyobb T_1 értékűeknél pedig alacsonyabb detektálható jelet eredményez. Ezeken a T_1-súlyozott képeken a képkontraszt a szövetek közötti T_1 különbségeiből adódik. A T_1-súlyozott képalkotásnál a TE-t általában minimálisra csökkentik, hogy a T_2 vagy T_2* kontrasztot minimalizálják.

A gradiens-echó szekvenciát gyakran használják olyan alkalmazásokban is, amelyek gyors adatgyűjtést igényelnek, ilyen például a dinamikus képalkotás, ahol több képet kell gyorsan gyűjteni a kép időbeli változásának kimutatására. Ezeknél az alkalmazásoknál a TR-t kis értéken kell tartani az MR felvételi idő minimalizálása érdekében. Mivel gerjesztés után a rövid TR csökkenti a rendelkezésre álló időt a longitudinális mágnesezettség visszaállításához, gyakran kis flipszögeket alkalmaznak (pl. 5–30°) a gerjesztésnél, hogy a detektált jel maximális legyen. Ha a szövet T_1 értéke ismert vagy közelíthető, akkor a Bloch-egyenlet alapján analitikusan megadható az optimális flipszög, amely adott TR mellett a legnagyobb jelintenzitást eredményezi. Ezt az optimális flipszöget Ernst-szögnek (θ_E) is nevezik, és a következő kifejezéssel adható meg:

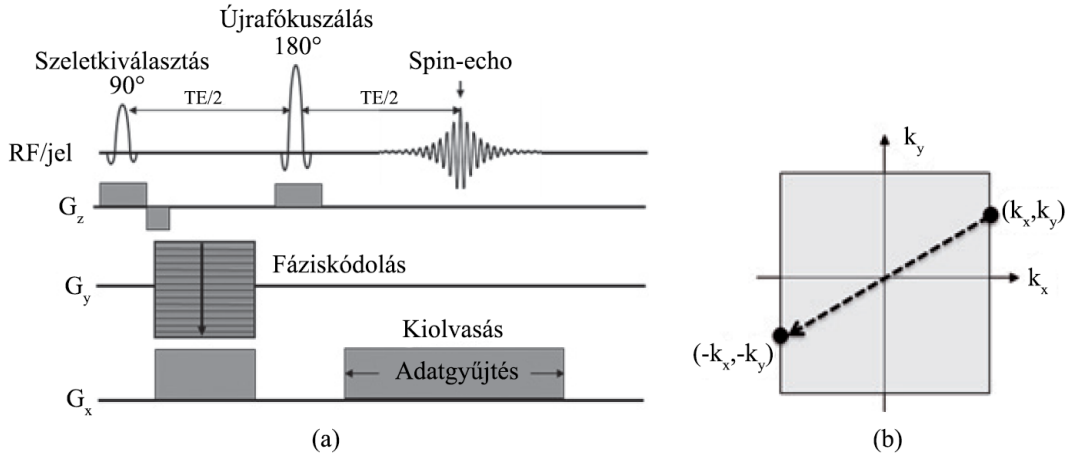
$$\theta_\mathrm{E} = \cos^{-1}\left(\mathrm{e}^{-\mathrm{TR}/T_1}\right) \qquad (14.22)$$

14.5.5. Spin-echó képalkotás

A gradiens-echó szekvencia egyik hátránya, hogy érzékeny a mágneses tér inhomogenitására. Inhomogén mezők jelenlétében, amelyek vagy a $\boldsymbol{B_0}$ fő mágneses tér tökéletlen beállításából; vagy a levegő-szövet határai mentén, a két régió közötti szuszceptibilitási különbség által generált mágneses tér torzításából erednek, további jelveszteség következhet be az érintett voxelek spinjeinek fázisvesztése miatt (T_2^* lecsengés). Ez a voxel jelének csökkenéséhez vezet, és akár a jel teljes elvesztéséhez is vezethet, különösen hosszabb TE-k esetén.

A mágneses tér inhomogenitásából adódó jelcsökkenés a spin-echó szekvenciával azonban elkerülhető. A spin-echó képalkotás során egy 180°-os flipszögű második RF impulzus is alkalmaznak a kezdeti 90°-os gerjesztő impulzust követő TE/2 időpillanatban. Az "újrafókuszáló" impulzusnak nevezett 180°-os gerjesztés tükrözi a mágnesezettség fázisát, amelynek fázisvesztése az inhomogén tér

miatt halmozódott fel egészen addig. Az újrafókuszáló impulzust követően a mágnesezettség ismét fázisvesztést halmoz fel, de ezúttal a teljes fáziskülönbség csökken a korábbi fázistükrözés miatt, ami végül a fáziskülönbség eltűnését eredményezi a TE időpillanatban. A 14.13(a) ábra a spin-echó szekvenciát mutatja be. Vegyük észre, hogy a frekvenciakódolás előtti fázismódosító, illetve a fáziskódoló gradiensek polaritása ellentétes a gradiens-echó szekvenciánál alkalmazottakkal, annak megfelelően, hogy figyelembe lehessen venni az újrafókuszáló gerjesztés fázistükröző hatását. Az újrafókuszáló impulzus lényegében az aktuális k-térbeli pozíciót a konjugált pozícióba helyezi át (14.13(b) ábra), amit a k-tér origója szerinti tükrözésnek is tekinthetünk. A spin-echó képalkotásnál a TE-nél detektált jel a szöveti T_2 időállandó szerint csökken, tehát az inhomogén tér nem befolyásolja a relaxációt, ellentétben a gradiens-echó szekvenciával, ahol a jel T_2^* időállandó mellett lesz egyre kisebb.



14.13. ÁBRA. (a) A spin-echó szekvencia. A spin-echó hasonló a gradiens-echó szekvenciához, azzal a különbséggel, hogy a mágneses tér inhomogenitásai miatt kialakuló spin fázisvesztést egy 180°-os újrafókuszáló impulzus alkalmazásával újrafókuszálják. Mivel az újrafókuszáló impulzus tükrözi a felhalmozott fázist, a fáziskódoló gradiens és a kiolvasás előtti fázismódosító gradiens polaritása is megfordul. (b) A k-térben a 180°-os impulzus az aktuális k-térbeli helyet a konjugált helyzetbe (origón keresztüli tükrözéssel) helyezi át.

Míg a gradiens-echó képalkotás rövid TR és kis flipszögű gerjesztés alkalmazásával gyors adatgyűjtésre használható, addig a spin-echó technikában általában nem optimális a rövid TR-rel történő képalkotás, a rendelkezésre álló mágnesezettség gyors csökkenése miatt. A spin-echó szekvenciában a 180°-os újrafókuszáló impulzus a pozitív longitudinális mágnesezettséget tulajdonképpen a -*z* irányba fordítja. Mivel a rövid TR nem biztosít elegendő időt a longitudinális mágnesezettség visszaállítására, ezért a spin-echó képalkotásban általában hosszabb TR-t definiálnak és ez következésképpen hosszabb MR felvételi időt igényel. Azonban, ha a spin-echó technikában egyetlen gerjesztő impulzus után több

újrafókuszáló impulzust alkalmazunk, és így több adatsort rögzítünk, akkor a teljes felvételi idő drasztikusan csökkenthető. Ennél, az általánosan „gyors spin-echó” vagy „turbó spin-echó” szekvenciának nevezett eljárásnál jellemzően 16, 32 vagy akár még több adatsort rögzítenek minden egyes TR alatt. Az összes sor egyszeri felvétele is lehetséges, amely során az összes k-térbeli adatot egyetlen gerjesztő impulzust követően rögzítik (például 128 újrafókuszáló impulzus és az ehhez tartozó 128 kiolvasási sor). Ennek a szekvenciának a részeleteit a 15. fejezet mutatja be.

14.5.6. Többszeletes képalkotás

Az MRI-ben két módszer áll rendelkezésre több szelet adatgyűjtésére. Az első lehetőség tulajdonképpen több 2D-s szelet felvételét jelenti a korábban ismertetett egy szeletre vonatkozó stratégia ismétlésével, de a szeletek pozíciójának eltolásával. Ebben a többszeletes („multislicing”) technikánál az egyes szeletek helyét egyszerűen a gerjesztő RF impulzus frekvenciájának modulálásával változtatják. Minden gradiens hullámforma, beleértve a szeletválasztó gradienseket is, változatlan marad. Mivel az RF gerjesztés egy meghatározott frekvenciasávon belül gerjeszti a spineket, a gerjesztett szelet helye az RF impulzus vivőfrekvenciájának módosításával választható meg. A gerjesztett szelet középpontjának helyét a következő egyenlet szerint lehet meghatározni:

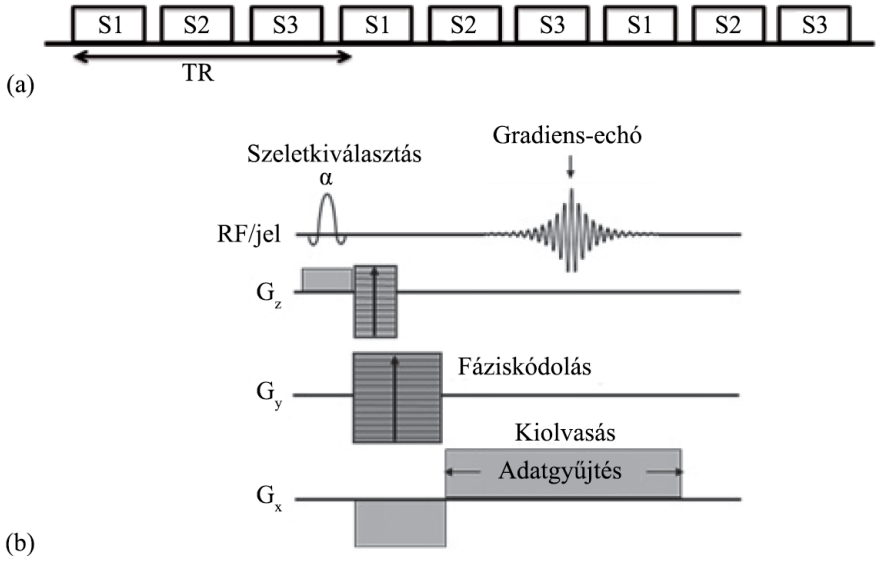
$$z_{\text{slice}} = \frac{\Delta f}{\gamma G_{\text{sl}}} \tag{14.23}$$

ahol z_{slice} a szelet pozíciója a berendezés izocentrumához képest, Δf az RF impulzus eltolt frekvenciája az izocentrumban lévő rezonanciafrekvenciához képest, és G_{sl} a szeletválasztó gradiens amplitúdója.

Több 2D-s szelet felvétele általában progresszíven (egymás után, interleave) történik. Adott szelet adatgyűjtését követően a #hézagos szeletfelvétel során nem kell megvárni a TR végét, hogy a többi kívánt szelet adatait begyűjthessék. Amikor egy további szeletet gerjesztenek, akkor az adatokat az előző szelet „holtideje” alatt, azaz az előző szelet adatgyűjtésének vége és az adott, következő szelet gerjesztő impulzusa közötti idő alatt rögzítik (14.14(a) ábra). Ezzel a stratégiával a teljes felvételi idő megegyezhet egyetlen szelet adatgyűjtési idejével, ha a holtidő elég hosszú ahhoz, hogy az összes szelet felvételét el lehessen végezni. Ha azonban a TR nem elég hosszú, hogy az összes szeletről egyetlen TR alatt a szükséges adatokat be lehessen gyűjteni, akkor a vizsgálatot meg kell ismételni, amíg az összes fennmaradó szelet adatgyűjtését be nem fejezik. Az adatgyűjtést követően a képeket úgy kell rekonstruálni, hogy minden egyes szeletre külön 2D FT-t kell alkalmazni.

14.5.7. 3D képalkotás

A többszeletes felvételkészítés egy alternatív módja a 3D képalkotás. A 3D MRI esetében az egyes 2D szeletekben történő gerjesztés és adatgyűjtés helyett egyetlen nagy térfogatot gerjesztenek, amelyet további fáziskódolás követ a szelet irányában. Így a fáziskódolást nemcsak a szeleten belül, hanem a szelet (vagy szeleteken keresztüli) irányokban is alkalmazzák (14.14(b) ábra). Ezzel a módszerrel a térbeli információt hasonló módon kódoljuk, mint korábban, de az *y*-tengely mentén egy külön fáziskódolás történik, melyet egy FT követ. Az adatgyűjtés után egy 3D FT-t alkalmazunk, ami a *z* irányú fáziskódolásnak köszönhetően az egyes szeleteket elválaszthatja. Így az adatgyűjtést követően a képeket a begyűjtött k-tér adatain alkalmazott 3D FT-val kapjuk. Az összes szelet adatait tehát egyszerre rögzítik, szemben a 2D-s megoldással, amelynél minden adatgyűjtési lépésben csak egyetlen szeletről kapunk adatokat. Így a 3D-s képalkotás esetén az MR felvételezés teljes ideje a szeletek számával arányosan nő, szemben az azonos TR-t használó, egyetlen szeletet rögzítő leképzéssel. Megjegyzendő, hogy a 3D képalkotásnál a szeletek folytonos módon illeszkednek egymáshoz, míg a 2D képalkotásnál a szeletek relatív pozíciója tetszőleges lehet. Ezért a 3D képalkotás gyakran előnyösebb, amikor több, egybefüggő szeletre van szükség a leképzés során. A több, független szeletből álló 2D képalkotással szemben akkor is előnyösebb a 3D, ha vékony szeleteket szeretnénk előállítani, mivel egyetlen nagy 3D térfogat gerjesztéséhez sokkal kisebb gradiens amplitúdó szükséges, mint az egyes vékony szeletek gerjesztéséhez.



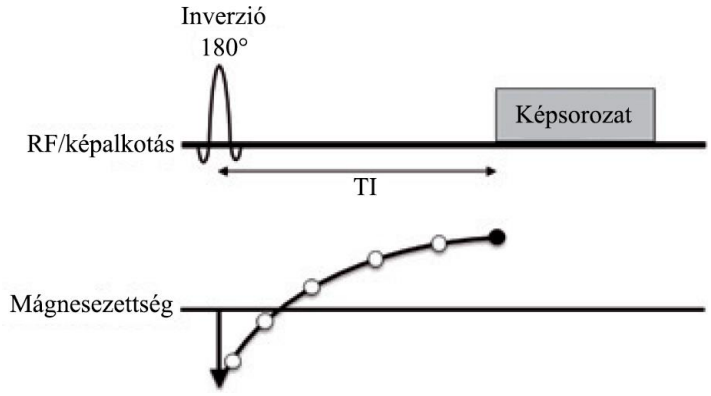
14.14. ÁBRA. Többszeletes képalkotás. (a) #Hézagos, többszeletes 2D képalkotás. A képen egy többszeletes 2D szekvencia látható, amelyen három szeletet (S1, S2, S3) váltva, egymás után veszünk fel, #hézagosan. A számozott dobozok mindegyike bármely képalkotó szekvenciát (például gradiens vagy spin-echó) takarhatja. Az egyes szeletek effektív TR-je megegyezik az ugyanazon szelet egyedi felvételéhez szükséges időtartammal, mivel ez az időtartam megfelel az adott spin RF gerjesztései közötti időnek. (b) 3D gradiens-echó szekvencia, a szelet irányában definiált további fáziskódolással.

14.5.8. A relaxációs időállandók mérése

Gyakran kívánatos lehet a szöveti relaxációs időállandók ismerete, mivel ezek segíthetnek számos betegség státuszának pontosításában, illetve a kezelés utáni állapotuk nyomon követésében.

14.5.8.1. A T_1 időállandó mérése

A T_1 mérésére többféle módszer létezik, de az egyik legpontosabb és széles körben alkalmazott technika az inverzió visszatérített (inversion recovery) szekvencián alapul. Ebben a szekvenciában kezdetben egy 180°-os gerjesztést alkalmaznak, annak érdekében, hogy a spineket egyensúlyi helyzetükből a z-tengely negatív irányába fordítsák. Ezután egy inverziós időnek (TI) nevezett várakozási periódus következik, mielőtt az adatgyűjtési szekvencia elindul (14.15. ábra). Az inverziós idő alatt az invertált állapotból a mágnesezettség az egyensúlyi longitudinális mágnesezettség felé tart, T_1 időállandójú exponenciális időfüggéssel a (14.8) egyenlet szerinti (ahol most $M_z(0) = -M_0$). Ezek alapján sorozatképeket gyűjtenek különböző inverziós idők mellett, majd az egyes képekhez tartozó jelintenzitás értékek és a (14.8) egyenlet alapján illesztéssel származtatják a T_1 állandót. Az adatgyűjtéshez bármilyen szekvencia használható, de a teljes felvételezési idő csökkentése érdekében általában gyors szekvenciát, például turbó spin-echót alkalmaznak. Az inverzió visszatérített szekvenciákban gyakran használnak hosszú TR értékeket (ideális esetben a TR ~ 5× T_1), hogy a spinek teljesen relaxálódjanak a következő ismétlés előtt.



14.15. ÁBRA. Az inverzió visszatérített szekvencia. Az inverzió visszatérített szekvenciánál a mágnesezettséget először a z-tengely irányába invertáljuk egy 180°-os impulzussal. Ezt követően az adatgyűjtést csak egy TI nagyságú inverziós idő után kezdjük el. A T_1 meghatározásához ezt a szekvenciát ismételjük az inverziós idő különböző értékeivel (nyitott körök), majd az adatokkal egy illesztést hajtunk végre a (14.8) egyenlet alkalmazásával. Az adatgyűjtéshez általában gyors képalkotási szekvenciát, például turbó spin-echó leképzést használunk.

14.5.8.2. A T_2 és T_2 időállandó mérése*

Mivel a spin-echó szekvencia jele T_2 időállandóval exponenciálisan csökken, a transzverzális relaxációs időállandó kiszámítható a spin-echó szkennelés ismétlésével. Ennek érdekben az egymásutáni adatgyűjtések TE értékei eltérőek, így a jelintenzitásoknak egy csökkenő exponenciálishoz való illesztésével a T_2 becsülhető. Bár két eltérő TE is elégséges lehet, a mérési pontosság javítása érdekében általában 4, 5 vagy még több TE-t alkalmaznak. Ideális esetben a TR-nek elég hosszúnak (TR >> T_1) kell lennie ahhoz, hogy biztosítsa a mágnesezettség teljes visszatérését az egyensúlyi állapotba. Ez garantálja, hogy az egyes gerjesztések kiindulási mágnesezettsége azonos legyen, és ne függjön az előző szekvencia TR vagy TE értékétől.

A T_2 mérésének hatékonyabb módja, ha egyetlen gerjesztést követően több 180°-os újrafókuszáló impulzust alkalmaznak. Például, ha egy 90°-os gerjesztést, 6 újrafókuszáló gerjesztés és ezekhez tartozó 6 adatgyűjtés követ, akkor az egyes TE-khez tartozó adatokat külön képrekonstrukcióra használhatják, megfelelő számú TR mellett. Ez a szekvencia hasonló a korábban leírt gyors spin-echó adatgyűjtéshez, ahol az összes felvett echó egy kép rekonstrukciójához járul hozzá, azonban a most bemutatott szekvenciában a különböző echók különböző képek adatait kódolják. Bár ez a módszer rendkívül hatékony, egyik hátránya, hogy a mérés hibája nagyban függ a 180°-os újrafókuszáló impulzusok pontosságától. A tökéletlen újrafókuszáló gerjesztések nem befolyásolják a T_2 mérés pontosságát az egyszeres 180°-os impulzusokat tartalmazó spin-echó szekvenciáknál, mivel a különböző TE értékeknél detektált jelet ugyanolyan módon befolyásolják az újrafókuszálás pontatlanságai. Ez minden echó esetén a jelamplitúdók azonos mértékű átskálázásához vezet, és így nem befolyásolja a T_2 kiszámítását.

A T_2* mérése hasonló a T_2 méréséhez, kivéve, hogy a spin-echó helyett gradiens-echó szekvenciát használnak. Egyetlen gerjesztő impulzust követő több gradiens-echó, amelyek mindegyike különböző TE időértékű képet kódol, felhasználható a T_2* mérésére. A spin-echó szekvenciától eltérően a T_2* mérés megbízhatóságát ebben az esetben nem befolyásolja az RF impulzus pontossága, mivel nem alkalmaznak újrafókuszáló gerjesztéseket.

HIVATKOZÁSOK

[14.1] STARK, D.D., BRADLEY, W.G., Magnetic resonance imaging, 2nd edn, Mosby, St. Louis, MO (1992).

[14.2] BERNSTEIN, M.A., KING, K.F., ZHOU, X.J., Handbook of MRI pulse sequences, Elsevier, Amsterdam (2004).

IRODALOMJEGYZÉK

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn., Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2002).

HAACKE, E.M., BROWN, R.W., THOMPSON, M.R., VENKATESAN, R., Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, John Wiley & Sons, New York (1999).

PAULY , J., NISHIMURA, D., MACOVSKI, A., A k-space analysis of small-tip-angle excitation, J. Magn. Reson. 81 (1989) 435–436.

SPRAWLS, P., Magnetic Resonance Imaging: Principles, Methods, and Techniques, 2nd edn., Medical Physics Publishing, Madison, WI (2000).

15. fejezet

MÁGNESES REZONANCIA KÉPALKOTÁS

M. O. LEACH
The Institute of Cancer Research and
The Royal Marsden Hospital,
London, Egyesült Királyság

Fordította: Dr. Balkay László

Lektorálta: Simon Mihály

15.1. BEVEZETÉS

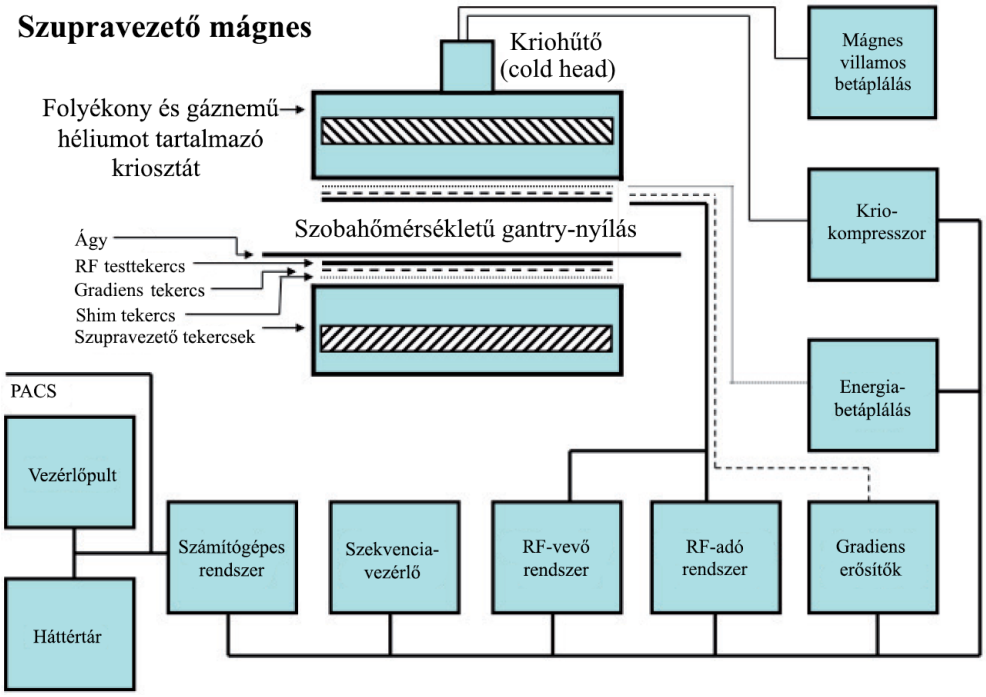
A 14. fejezetben a nukleáris mágneses rezonancia alapelveit tekintettük át, valamint a képalkotás folyamatának bevezetésével. E fejezetben a mágneses rezonancia képalkotást (MRI) tekintjük át, kezdve a szükséges hardver elemekkel és a képminőségre gyakorolt hatásukkal. Taglaljuk az adatgyűjtés és a képrekonstrukció folyamatait, valamint az MR képen megjelenő lehetséges műtermékeket. A fejezetet az MRI vizsgálatok biztonsági kérdései és a lehetséges biológiai hatások zárják.

15.2. HARDVER

Egy MRI készülék több fő hardveregységből áll, amelyeket digitális rendszerek vezérelnek, utasításokat küldve és monitorozva a teljesítményüket, továbbá gyűjtik és feldolgozzák a képalkotó vagy spektroszkópiás jeleket a szövetek széles körében. E rendszereket egy vagy több munkaállomás vagy PC irányítja, amelyek az MR operátor számára kezelőfelületet biztosítanak az adatgyűjtés megtervezéséhez és végrehajtásához. E számítógépekkel valósítható meg a képrekonstrukció, a megjelenítés és tárolás, illetve gyakran olyan kiértékelő szoftvereket is biztosítanak, amelyekkel adott klinikai kérdésekre vonatkozó mérés és feldolgozás végezhető. A 15.1. ábra mutatja be az MRI rendszer főbb elemeit, amit az alábbiak írnak le részletesen.

15.2.1. Az állandó mágneses teret létrehozó főmágnes

Az MRI rendszerrel szemben támasztott elsődleges követelmény a rendkívül homogén és stabil állandó mágneses tér, hogy a Larmor-rezonanciafeltétel a képalkotó térfogatban legalább 1 ppm pontossággal teljesüljön. Ezt a feltételt mind a főmágnes megfelelő kialakításával, mind pedig további állandó terű, ún. shim-tekercsek (kiegyenlítő-tekercsek) alkalmazásával lehet biztosítani. A shim-tekercsek korrigálják a főmágnes tökéletlenségét, továbbá a közeli acélszerkezetek és a páciens saját mágneses szuszceptibilitásának hatásait.



15.1. ÁBRA. A szupravezető mágnest használó klinikai MRI rendszer fő egységei.

15.2.1.1. A főmágnes típusai és leggyakoribb térerősség értékei

Számos különböző főmágnes kialakítás létezik, eltérő geometriákkal, amelyek közvetlenül definiálják a mágneses mező irányultságát. Néhány jellegzetes kialakítás a 15.2. ábrán látható. Talán a legegyszerűbb kialakítás a légmagos huzaltekercs alkalmazása, amelyben egy hosszabb tekercs hoz létre homogén mágneses mezőt. A gyakorlatban ez a tekercskialakítás több, jellemzően négy vagy hat, távtartókkal elválasztott tekercsre bontható. A tekercsek eltérő átmérőjűek lehetnek, de a relatív áramsűrűség, a menetszám és az átmérő úgy van kiszámítva, hogy a mágneses mező egyenletessége a lehető legjobb legyen. Mind vízszintes, mind függőleges tekercselrendezések léteznek. Bár viszonylag olcsó ez a megoldás, hátránya, hogy jelentős hőt termel, ami külön vízhűtést igényel, és a felmelegedés során a tekercsek ellenállása is változhat. E tényezők, valamint a tápellátás nehézségei, a nagy áramerősség-igény és a hatásos mágneses indukció körül-belül 0,5 T-nak megfelelő felső korlátja miatt más kialakítások felülmúlták ezeket.

A legelterjedtebb, bár hasonló gerjesztési elven alapuló, de szupravezető huzalokat felhasználó megoldás a szupravezető mágnes. Ezek általában ugyancsak az általános, vízszintes légmagú tekercselrendezést követik, több párhuzamos tekerccsel, de a tekercsek szupravezetőből vannak, jellemzően rézburkolatú nióbium-ón vezetékből. E tekercseket a folyékony hélium hőmérsékletére (4 K, -269°C) hűtik a szupravezetés fenntartása érdekében. Ez megköveteli, hogy vákuum kriosztátba helyezzék őket, ami speciális kialakítású, több, különböző hőmérsékletű rétegből áll, hogy megakadályozza a kriosztátba való hővezetést. A modern mágnesekben a

folyékony héliumot egy héliumgőz szigetelés, valamint egy vákuumréteg is körülveszi. A krio-kompresszorok a keletkező héliumgőzt újracseppfolyósítják, így a rendszer normál üzemben kevés héliumgázt tartalmaz hűtőközegként (kirogén). Ha a krio-kompresszor a hűtővíz vagy a tápellátás hiánya miatt meghibásodik, a főmágnes csak korlátozott ideig képes szupravezetőként viselkedni a korlátozott mennyiségű hűtőközeg elforrása miatt. Amint a hűtőközeg nem képes megfelelően lehűteni a szupravezető meneteket, amin nagyon nagy áram folyik, ohmikus ellenállása lesz és a nagy áram miatt gyorsan felmelegszik, így a maradék hűtőközeg hirtelen elforr. A kriosztátot úgy kell megtervezni, hogy a robbanásveszélyes héliumgázt az épületen kívülre, a vizsgálóhelyiség elkerülésével vezesse ki. A korábbi főmágnes konstrukciók a hélium elforrásának minimalizálása érdekében további cseppfolyós és gáznemű nitrogénrétegeket használtak, amelyeket azonban viszonylag gyakran kellett pótolni.

A klinikai használatban lévő szupravezető MRI rendszerek 0,5 és 3 T közötti, a preklinikai rendszerek pedig 8 T, illetve ennél nagyobb térerősségűek. 3 T-ig (néha 7 T) az MR készülékek általában önárnyékoltak, és egy második, ellentétes mágneses mezőt generálnak, amely a mágnesen kívüli mező nagy részét kioltja, de erős mágneses mezőt tart fenn az MRI gantry-jében. Így jelentősen csökkenthető a mágneses mező kiterjedése, ami nagyban megkönnyíti az MRI helyiség, illetve az egész létesítmény tervezését. Ezzel jelentősen szűkül a mágneses tér kiterjedése, így egyszerűbb az elhelyezés és az építészeti tervezés, valamint csökken az ellenőrzött hozzáférésű terület és a közeli berendezésekre gyakorolt hatás. Egyes modellek az intervenciós beavatkozásokhoz egy, a mágnes tengelyére merőleges nyílást biztosítanak, és vannak olyan elrendezések, amelyeknél függőleges a főmágnes tere. Utóbbiaknál a vízszintesen elhelyezett páciensekénél a vevőtekercsek jel-zaj aránya (SNR) jobb lehet. A 15.2. ábrán látható néhány példa a szupravezető mágnesekre.

A ferromágnes vasmagú elektromágnesek csökkentik az elektromos áramerősség-igényt a légmagos tekercsekhez képest és nagyobb stabilitást, valamint mérsékeltebb hűtési követelményeket igényelnek. Az ilyen mágnesek azonban kisebb mágneses mezőt (jellemzően 0,1-0,2 T) hoznak létre, a pólusfelületek között függőlegesen tájolt mezővel. A legtöbb szupravezető konstrukcióhoz képest azonban nagyobb hozzáférést biztosítanak a páciensekhez. Az állandó mágneseket túlnyomórészt függőleges mezőiránnyal tervezik, azaz a felső és az alsó mágneses pólusfelület közé szorítva azt; ez a kialakítás azonban a mágneses erővonalak elvezetését igényli. Továbbá ezek a mágnesek igen nagytömegűek és sosem kapcsolhatók ki, viszont kicsi az erővonalak kiszórása. Egy újabb fejlesztésnél az állandó mágnes vízszintes mezővel rendelkezik, amely lehetővé teszi például, hogy a páciensek függőleges helyzetben legyenek elhelyezhetők, ami előnyös ízületi vizsgálatoknál.



15.2. ÁBRA. Különböző elrendezésű szupravezetős MR készülékek: a) Siemens 3 T Vario; b) Philips 1 T Panorama; c) General Electric 1,5 T Discovery MR450 MRI.

Az MRI rendkívül homogén mágneses mezőt igényel, jellemzően legalább 1 ppm pontossággal a látómezőben (FOV). A homogenitást azonban alapvetően korlátozza a főmágnes tervezésének pontossága, továbbá befolyásolja a mágnes környezete (pl. szerkezeti acél az épületben). E hatások kompenzálására a főmágnes terét általában a telepítéskor állítják be az úgynevezett „shimming" (kiegyenlítés) eljárással, amelynek során acélbetétek és kiegészítő mágneses mezők kombinációját alkalmazzák. A mező homogenitásának optimális beállításához a kiegészítő shim-tekercsekben az áramerősséget állítható. Egyes képalkotó eljárások, például a zsírelnyomásos képalkotás, valamint az MR spektroszkópia esetében, ahol akár 0,1 ppm nagyságrendű térhomogenitásra van szükség, a vizsgálat előtt a shim-tekercseket tovább kell hangolni, hogy kompenzálják a mágneses mező és a páciens mágneses szuszceptibilitása által okozott torzulásokat.

15.2.1.2. Környezet kialakítása

A főmágnes elhelyezésének fontos szempontjai a biztonság, a közeli álló és mozgó acél tárgyak lehetséges hatása a mágneses tér homogenitására, a közeli villamos kábelek, az épületszerkezet megfelelő szilárdsága és a főmágnes lehetséges hatásai a szomszédos berendezésekre. A biztonsággal a 15.6. szakasz foglalkozik. Az MRI készülék 0,5 mT kontúrú tere a biztonságos zónába kell essen (lásd lentebb), ide csak ellenőrzött belépés lehetséges. A tervezésnél figyelembe kell venni a födémterhelést és a berendezés hozzáférhetőségét, illetve elkerülni vibrációt okozó forrásokat. Tekintettel kell lenni a mágneses tér más, érzékeny berendezésekre gyakorolt lehetséges hatásaira, például gammakamerák, röntgenrendszerek, sugárterápiás lineáris gyorsítók, képerősítők és elektronmikroszkópok esetén. A közeli szerkezeti acél befolyásolhatja a mágneses tér homogenitását, és bár ez önárnyékolással minimalizálható, más intézkedésekre is szükség lehet, például nem ferromágneses rozsdamentes acél alkalmazására. A nagyméretű acélcsövek és a nagy áramerősségű elektromos kábelek szintén problémákat okozhatnak. A járművek, vonatok vagy metrószerelvények mozgó acéltömegei különösen nehezen árnyékolhatók. Ezek vonatkozásában általában a gyártók adhatnak tanácsot.

15.2.2. Rádiófrekvenciás alrendszer

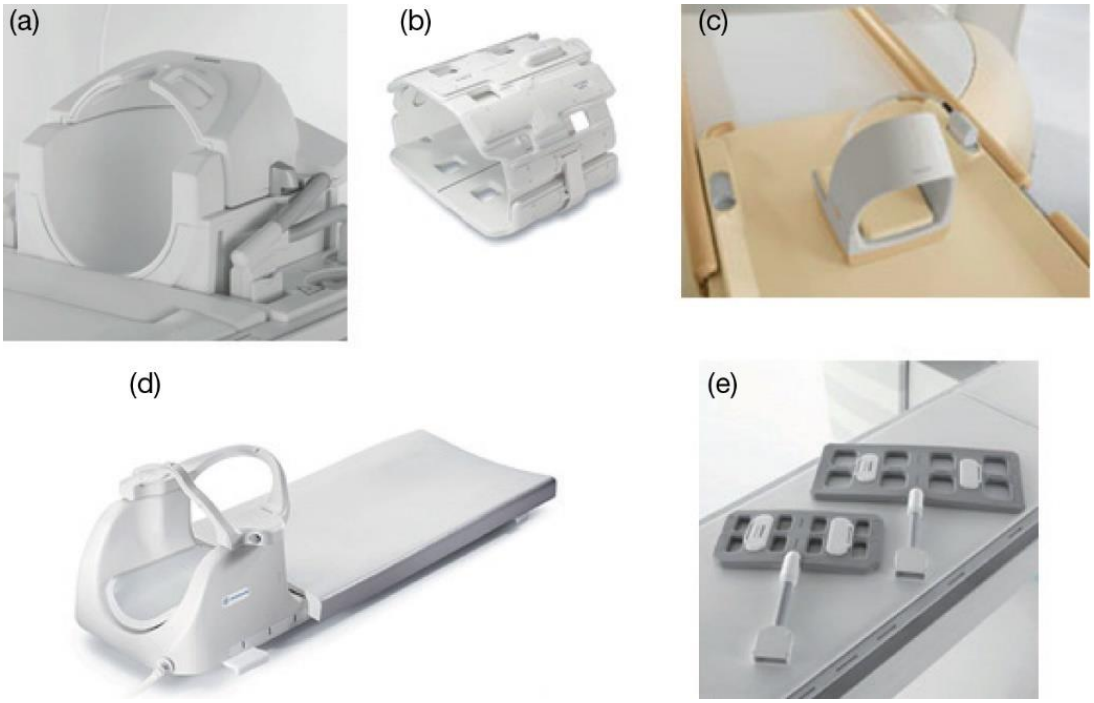
Az RF rendszer felel a Larmor-frekvenciát moduláló analóg hangfrekvenciás RF pulzusok előállításáért, amit digitális forrás kelt és erősít, hogy meghajtsa az RF tekercseket, amelyek a páciensre adnak és néha vesznek RF jelet. Ezeket általában úgy tervezik, hogy a meghajtott RF tekercs az egész testet besugarazhassa, így az erősítő akár 15 kW teljesítmény leadására is képes. A detektált RF jel azonban igen kicsi, ezért a vételi csatorná(ka)t védeni kell a kisugárzott teljesítménytől. A tekercsek kialakítása sokféle lehet, ezeket az alábbiakban tárgyaljuk. A detektált RF jel több erősítőfokozaton megy keresztül, amit digitalizálnak és feldolgoznak, vagy az RF jel demodulációja előtt vagy után. Ez a jel hordozza az információt, ami a képeket vagy spektrumokat felépíti.

15.2.2.1. Tekercselrendezés: térfogati-, felületi- és fázissoros-tekercs elrendezések

A hagyományos rendszerekben a fő testtekercs továbbítja az RF sugárzást a páciensbe, ami jellemzően körkörösen polarizált, Larmor-frekvenciával forgó mezőt generál (kvadratúrában, négy, egymásra merőlegesen elrendezett tekerccsel, 90 fokos fázistolású terheléssel). Mind az RF adás, mind a vétel miatt fontos, hogy az RF tekercsek a fő $\boldsymbol{B_0}$ állandó mágneses mezőre merőlegesen sugározzanak, illetve detektáljanak. Néhány nagy térerősségű (3 T és afeletti) MR-nél a $\boldsymbol{B_0}$ térrel párhuzamos adótekercs-rendszereket építenek be, hogy csökkentsék a $\boldsymbol{B_1}$ mező inhomogenitását, amely akkor alakul ki, mikor az RF hullámhossz megközelíti a test méreteit. Ezek a rendszerek több adótekercsből állnak, amelyek mindegyikét külön erősítő látja el, így lehetővé téve az egyedi amplitúdó- és fázismodulációt. Néhány alkalmazáshoz fej- és felszíni-adótekercsek is használhatók. Ezek olyan kisebb tekercsek, amelyeket a test fölött helyeznek el; különösen, ha többmagos mérést (multinuclear measurement) végeznek.

A testtekercs gyakran képes vevőként is működni, így lehetővé teszi a test nagy térfogatának és az egész test szakaszos képalkotását (azaz a test különböző részeiről készült képek összekapcsolásával az egész testet ábrázoló felvétel előállítását). A kisebb, homogén térfogati vevőtekercsek közé tartoznak a fejtekercsek, valamint a térd- és végtagtekercsek. Számos geometriai kialakítás létezik a vevőtekercseknél, beleértve a kalitkás („birdcage”) kialakítást (aminek a legegyszerűbb formája a párhuzamos rudakkal összekötött, kör alakú két hurok). A felületi tekercseket régóta használják azért, hogy kis térfogatokból jelentősen nagyobb SNR-t biztosítsanak, illetve a rugalmas kialakítás lehetővé teszi a test számos részének lefedését. Ezt a megközelítést terjesztették ki az ún. fázissoros (phased array) tekercsekkel, ahol szorosan egymáshoz közel elhelyezett különálló tekercsek külön-külön párhuzamos vételi csatornákhoz csatlakoznak, így számos ilyen tekercsből egyidejűleg vehetnek jelet. A fázissoros tekercseket használó ún. párhuzamos képalkotási technikák alapvetően megváltoztatták az MR képek minőséget. Ma már egyes rendszerek

lehetővé teszik, hogy az egész testet ilyen tekercsekkel fedjék le, így a különböző testtájak optimális képalkotása lehetséges anélkül, hogy a pácienst mozgatni kellene vizsgálat közben további tekercsek elhelyezése végett. Emellett jelentősen felgyorsítottak számos MR képalkotási szekvenciát is. A nehézmagmérésekhez a tekercseket adott frekvenciára kell hangolni, míg egyes alkalmazásoknál a tekercseket különböző frekvenciákon kell működtetni. A 15.3. ábra az MRI rendszerekhez kapható RF vevőtekercsek széles választékából mutat be néhányat.



15.3. ÁBRA. MRI vevőtekercsek: a) Siemens 32 csatornás fejtekercs; b) General Electric törzstekercs; c) Philips nyaktekercs; d) General Electric nyaki, mellkasi, ágyéki gerinctekercs; e) Siemens négycsatornás flex tekercsek.

15.2.2.2. RF árnyékolás követelményei: építészeti kialakítás

Az MRI rendszereket általában RF árnyékolt helyiségben helyezik el, egyrészt azért, hogy elkerüljék más berendezések RF megzavarását, beleértve a rádió- és televízióvételt, másrészt azért, hogy külső források ne zavarják a nagyon gyenge RF jel érzékelését. A helyiség árnyékolása általában rézből, alumíniumból vagy rozsdamentes acélból készül, kiegészítve RF árnyékolt ablakokkal és ajtókkal, amelyeken hegyes fémkefék biztosítják az árnyékolás folytonosságát. A helyiséget egy megfelelő földelési ponthoz kell csatlakoztatni, és a helyiségbe vezető minden közművezetéknek szigetelőnek vagy RF szűrtnek kell lennie, illetve nem vezető megszakítást kell tartalmaznia. Célszerű néhány átvezetett közműcsatorna (pl. szellőző) hozzáférhetőségét biztosítani.

15.2.3. Gradiens tekercs kialakítása és tulajdonságai

A képi információ térbeli lokalizációját három ortogonális gradiens tekercsrendszer biztosítja, amelyek képesek a $\boldsymbol{B_0}$ állandó főmágnes mezejéhez hozzáadni vagy abból kivonni egy tér gradienst, így a Larmor-frekvencia lineárisan változik a pozícióval az *x* (általában vízszintes, a $\boldsymbol{B_0}$-ra merőleges), az *y* (általában függőleges, a $\boldsymbol{B_0}$-ra merőleges) vagy *z* (a $\boldsymbol{B_0}$ menti) irányokban. Egy szokványos szupravezető mágnes esetében ezt az elrendezést általában két pár ún. Golay-tekercs (nyereg kialakítású hengeres tekercs) biztosítja az x és y irányok mindegyikében, és egy pár koaxiális tekercs a z-irányban. A gyakorlatban e tekercsek mindegyike egy stabil szerkezetre van szerelve, amely a főmágnes szobahőmérsékletű gantry-nyílásában, azzal koncentrikusan helyezkedik el. A tekercsek gyors be és kikapcsolásra képesek, továbbá nagy áramot (600 A) vezetnek, mivel akár 60 mT/m nagyságrendű gradiens mezőt is létrehozhatnak. A nagy teljesítményleadás miatt hűtésre van szükség, és ezt gyakran vízzel oldják meg. Speciális probléma a tekercsek rezgés miatti zaja, amelyeket nagy tömegű és merev rögzítéssel próbálnak csökkenteni. Csillapító erőt létrehozó kialakítások is megjelentek már, továbbá néhány esetben a gradienseket vákuumköpenyben is megpróbálják elhelyezni. Néhány gyártó aktív zajcsökkentés alkalmazásával is próbálkozik.

15.2.3.1. Jelamplitúdók, felfutási idők és a felfutási sebességek maximális értékei

A nagy gradiens értékek vékonyabb szeletet és nagyobb térbeli felbontású képet tesznek lehetővé és csökkentik a $\boldsymbol{B_0}$-mező inhomogenitásainak hatását. A nagy amplitúdójú gradiensek segíthetik a diffúziósúlyozott képalkotást is (lásd alább), mivel nagyobb $\boldsymbol{B}$ értéket lehet elérni rövidebb képalkotási idő mellett. Ideális esetben a gradiensek nagyon gyorsan változnak, a gyors képalkotási szekvenciák érdekében. A gradiensek maximális átfordulási sebessége a gradiensek maximális változási sebességeként írható le, amely a gradiensek növekedési idejeként is definiálható. A jelenlegi berendezésekkel 200 $T \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$ mértékű felfutás is lehetséges. A gyakorlatban a gradiensek felfutási sebességét a testben indukálódó áram korlátozza, illetve az esetlegesen fellépő idegstimuláció, amelyet később a biztonság témakörében is tárgyalunk. A páciens biztonsága érdekében a nagyobb gradiens értékeknél a felfutási sebesség szükségszerűen kisebb kell, hogy legyen, a gyártók adott MRI készülékeiken a különböző üzemmódok közötti váltást gyakran lehetővé teszik. Előfordulhat, hogy egy adott MR modellnél többféle gradiens opció közül lehet választani.

15.2.3.2. Örvényáramhatások és kompenzációs technikák

Egy konkrét MRI szekvencia egy jól definiált gradiens pulzus hullámformát ír elő, adott lineáris felfutással, majd egy meghatározott ideig tartott maximális értékkel és egy adott lineáris lefutással, mindezt egy meghatározott idő alatt. Azonban a

gradiens tekercsek induktivitása, valamint a gradiens tekercsek által keltett, időben változó mágneses tér által a szomszédos vezetőkben indukált áramok jelenléte nem tökéletes válaszjelet eredményez. A jelenlegi rendszerek olyan gradiens tekercseket tartalmaznak, amelyek a gantry nyílásán kívüli gradiens mezőt árnyékolják, így csökkentve az örvényáramok keltését, amelyek maguk is további mágneses mezőket hoznának létre. A mágnes kriosztátjának és a hőárnyékoló rétegek gondos tervezése szintén minimalizálhatja az örvényáramok keletkezését. Az egyéb tökéletlenségeket általában a gradiens tekercsek áramköreiben lévő előkiemelés korrekciókkal próbálják elnyomni, amit a meghajtóáramkörben levő további LC tagokkal érnek el, hogy kompenzálják az örvényáramok okozta modulációt. Ezek működését általában a gyártó hangolja be. A nem korrigált örvényáramok időben változó mágneses mezőkhöz vezethetnek, amelyek torzítják a képi információt.

15.2.4. Számítógépek és vezérlőrendszer

Az MRI rendszer működésének javát az ún. szekvencia-programozó vezérli, amely az impulzusszekvenciák értelmezéséért felelős, illetve a szükséges hullámformákat lefordítja és továbbítja a rendszer különböző egységeihez, például a gradiens- és az RF-erősítőkhöz, valamint megfelelő időintervallumokban fogadja és digitalizálja a jeleket. Bizonyos esetekben a felhasználónak közvetlen hozzáférése lehet ehhez a programozó egységhez, hogy saját szekvenciákat generálhasson. Általában a felhasználók egy olyan kezelőfelülethez kapnak hozzáférést, amely változók egy korlátozott osztályának beállítását teszi lehetővé egy adott szekvenciához. Ehhez az egységhez társulhat a képrekonstrukciót végző célszámítógép is, amely a nyers időtartománybeli adatok (mért jelek), valamint a rekonstruált adatok tárolására szolgáló memóriát is magában foglalja. Az előbb felsorolt feladatokat egy vagy több munkaállomás, gazdaszámítógép biztosíthatja, amelyekkel elemzések és kiértékelések is végezhetők lehetnek és a gyártók további csatlakozást is biztosíthatnak az adattárolókhoz, a nyomtatókhoz és a képarchiváló rendszerhez. Kulcsfontosságú az interaktív képmegjelenítő, amely lehetővé teszi a mérések megtervezését és a képi adatok értékelését.

15.2.5. Általános megfontolások az MRI készülék beszerzésekor

Az MRI rendszerek egyre összetettebbé váltak, az egyes klinikai alkalmazásokhoz tartozó funkciókat különböző csomagokban kínálják a forgalmazók. Emellett a telepíthető MR konfigurációk igen széles skálája létezik, lehetővé téve a felhasználóknak, hogy a berendezéseket klinikai igényeikhez, a helyhez és a költségvetésükhöz igazítsák. Néhány helyen a megbízható áramellátás, a hűtőközegek elérhetősége és a mérnöki támogatás minősége fontos tényező a rendszer kiválasztásakor. Az MRI egész élettartamára vonatkozó karbantartási és szervizköltségeket bármely döntési folyamatnál figyelembe kell venni. Elsődlegesen

a főmágnes-konfiguráció kiválasztása, majd a gradiens specifikációja (ha opciós), a klinikai szoftvercsomagok és az RF tekercsek vizsgálata következik. Utóbbihoz hasznos a klinikai specifikáció kidolgozása, amely megszabja az előbbiek igényeit.

15.3. A KÉPMINŐSÉGET BEFOLYÁSOLÓ LEGFONTOSABB TÉNYEZŐK

Az MRI rendszer összetettsége miatt számos olyan jellemző van, amely alapvetően hozzájárulhat a képminőséghez. Az alábbiakban csak a képminőséget befolyásoló lefontosabb tényezőket tekintjük át.

15.3.1. B_0 térerősség, a homogenitás és a shimming

A képek SNR-jének egyik legfőbb meghatározója a B_0 mező erőssége, mivel megközelítőleg lineárisan nő a mágneses térerősséggel. A B_0 mező homogenitása alapvető fontosságú az MR képalkotásának minősége szempontjából. Ez végső soron a főmágnes teljes rendszerének kialakításától függ, és első közelítésben a mágnes típusa és mérete határozza meg; általában minél hosszabb az axiális mérete, annál jobb a homogenitása. A tér homogenitását a létesítmény gondos tervezésével (a szerkezeti és egyéb acélok elkerülésével), valamint telepítéskor további (passzív és elektronikus) „shimelés” útján a B_0 tér tovább optimalizálható. Az előbbiek végeztével, a telepítés után a mérnököknek igazolniuk kell, hogy a rendszer megfelel az előírt specifikációnak. Idővel a környező acélszerkezetekben bekövetkező változások, vagy a főmágnes közelébe került és a mágnesbe vonzott apró acéldarabok szintén változásokat okozhatnak a B_0 homogenitásban. Hirtelen és nagymértékű romlás esetén e lehetséges okokat meg kell vizsgálni.

Egyes MRI szekvenciák esetén, különösen, ahol frekvenciafüggő zsírelnyomás vagy a víz kiemelése szükséges, az operátornak lehetősége lehet a B_0 tér „shimelésére”. Ez a főmágnes mellé beépített, szobahőmérsékletű shim-tekercsekben folyó áram szabályozásával történik. Spektroszkópia esetén a rendszer „shimelése” mindenképpen szükséges, a páciens saját szuszceptibilitásából származó B_0 inhomogenitásának kompenzálása érdekében.

A gradiens tekercsek nem-linearitása, valamint a B_0 mező inhomogenitása térbeli torzítást okozhat a képeken. A gradiens nem-linearitása elkerülhetetlen a rendszer sajátos kialakítása miatt. Az örvényáramok (amint fentebb tárgyaltuk), illetve a nem megfelelő áramköri előkiemelés korrekciók szintén képtorzulásokat és egyéb hibákat okozhatnak.

15.3.2. B_1 tér homogenitása és a flipszög beállítása

Ideális esetben az MRI szekvenciákat úgy tervezik meg, hogy a kibillentés során egyenletesen álljon be egy pontos flipszögbe a teljes képalkotó térfogat. Mikor egy új pácienst helyeznek az MRI rendszerbe, a rendszer általában feszültség kalibrációt

végez a testtekercsen, hogy kompenzálja a tekercsterhelést, vagyis a páciens miatt bekövetkező impedanciaváltozását. Adott tekercselrendezésnél és nagyobb mágneses terek esetén, az RF tér kölcsönhatása a pácienssel, illetve az emiatt kialakuló állóhullámok és a dielektromos hatások a $\boldsymbol{B_1}$ további inhomogenitásához vezethetnek. E kalibrációból további számítások végezhetőek, hogy az adott RF impulzus hosszát, a szeletvastagságot és egyéb paramétereket beállíthassák.

A gyakorlatban számos tényező vezet oda, hogy az RF kalibrálás ellenére a térfogat egészére vagy egy részére a flipszög pontatlan lesz. E tényezők közé tartozik az adótekercs fizikai geometriája, az adótekercsen belüli vevőtekercsek jelenléte, az állóhullámok hatása vagy a dielektromos hatások, valamint a szeletválasztó RF pulzusok véges hosszából eredő tökéletlen jelalak. E hatások közül sok csökkentheti a kép kontrasztját és SNR-jét, de ennek ellenére a normál diagnosztikai vizsgálatoknál a képi információ használható marad. Ha azonban kvantitatív képalkotást kell végezni, ezeket a problémákat az elemzés során tudni kell kezelni vagy kompenzálni.

15.3.3. Fantomok a berendezés és a tekercsterhelés ellenőrzéséhez

A gyártók általában biztosítanak néhány szabványos fantomot, amelyek lehetővé teszik az alapvető rutin szervizmunkák kivitelezését. Ezek viszonylag egyszerűek, és többnyire nem teszik lehetővé a berendezés teljesítőképességének átfogó értékelését. Viszont biztosítják, hogy a mérési eredményeket össze lehessen hasonlítani a gyártói specifikációkkal, illetve határértékekkel.

Számos kifinomultabb és összetettebb fantomot is kifejlesztettek, amelyek közül néhány kereskedelmi forgalomban is kapható. Ezek lehetővé teszik a térbeli felbontás, a T_1 és T_2 relaxációs idők mérését, valamint a térbeli torzítás értékelését. Néhány esetben a vásárolt vagy házi készítésű fantomokkal nem vizsgálható megbízhatóan a berendezés minden jellemzője. Ez különösen igaz az SNR mérésekre, amelyek az RF-tekercsek megfelelő terhelésétől és kalibrációjától függenek. Ezt néha vezető (ionos) oldattal a fantomban érik el, máskor külön ún. terhelési gyűrűvel (amely megfelelő impedanciájú és vezetőképességű) biztosítható. Ha e mérések eredményei fontosak, akkor az MRI alkalmazóinak meg kell győződniük arról, hogy az adott fantom valóban pontos mérést biztosít, és tükrözi a valós klinikai helyzetet. Az egyes RF tekercsek gyakori és rutinszerű SNR mérése nagyon hasznos lehet ellenőrzött és reprodukálható körülmények között. Adott időközönként egy ilyen mérés kényelmesen elvégezhető az egyes tekercseken sorra, egymás után, és jelezheti, hogy a berendezés nem a specifikációknak megfelelően működik. Ha egy lokális vagy felszíni tekercs mérése a specifikáción kívüli eredményt ad, akkor érdemes lehet megismételni a mérést a testtekerccsel is, hogy beazonosítsuk a hiba eredetét, vagyis, hogy az a felszíni tekercsben vagy az MR rendszerben van-e. Ha hibát találunk, akkor a probléma megoldásához a gyártótól kérhetünk tanácsot vagy további vizsgálatokra lehet szükség a probléma természetének feltárásához. Ez részletesebb vizsgálatot is

igényelhet, például a képi torzítások vagy műtermékek kimutatását, amihez ismert belső struktúrájú fantomot kell használni.

A szellemképek (ghosting) vagy átlapolódás (aliasing) elemzésében aszimmetrikus 3D fantomok segíthetnek. A műtermékeknek és a rossz képminőségnek nagyon sok lehetséges forrása van az MRI esetén, ennek részletes ismertetése e könyv kereteit meghaladja. Azonban mindig hasznos lehet a szisztematikus megközelítés a legvalószínűbb okok kiküszöbölésére.

15.3.4. Az SNR és kontraszt-zaj arány

Az MRI esetén a detektált jel nagymértékben függ a leképzendő tárgytól, a képalkotó szekvenciától, valamint a kiválasztott leképzési paraméterektől. Ezért az SNR-t egy adott tárgyra, tekercsre, geometriára és mérési szekvenciára kell meghatározni. Egy egyszerű MR képen a zaj eloszlása Fourier-transzformáltjának (FT) egyenletes eloszlást kell követnie. Ez azonban megváltoztatható, ha a rekonstrukció vagy az adatgyűjtés során időbeli frekvenciaszűrőket alkalmaznak. Például fázissoros tekercsekkel végzett párhuzamos adatgyűjtés esetén a zaj eloszlása nagyon összetetté válhat. E tényezők, valamint a képi műtermékek irányfüggő jellege azt sugallják, hogy két azonos kép kivonása hatékony eszköz lehet a zaj felmérésére, figyelembe véve azt is, hogy az MRI képek zaja Rice-eloszlású.

15.3.5. Térbeli felbontás

A 2D képalkotó szekvenciák esetén a térbeli felbontást z-irányban a szeletvastagság és a síkbeli felbontás határozza meg, az erre merőleges irányokban pedig a felbontást (a FOV-val együtt) a k-tér mintavételezése határozza meg, a 14.5.3. szakaszban leírtak szerint.

A 14.5.3. egyenletei biztosítják az elméleti hátterét a térbeli felbontás és a mintavételezés kapcsolatának. Az elérhető valós felbontást a nagyobb k-térbeli frekvenciákhoz tartozó jel nagysága is befolyásolja, amelyet a k-tér meghatározásának sorrendje, a detektált jelhez hozzájáruló szövetek relaxációs tulajdonságai és a mérés időtartama is befolyásol. A relaxáció miatti jelcsökkenés vagy az aszimmetrikus k-térbeli jeleloszlás a rekonstruált képek elmosódását eredményezheti, az impulzusszekvencia jellegétől függően. A képeket gyakran nagyobb felbontással rekonstruálják, mint az eredeti adatgyűjtésé, ami gyakorlatilag interpolációt jelent a képen. Az ilyen interpoláció hatása jelentősebb lehet a fáziskódolás irányában, mint a frekvenciakódolás irányában, ami aszimmetrikus térbeli felbontást eredményez. Az adatgyűjtés gyorsítása érdekében csökkentett mintavételezést is alkalmazhatnak, amely szintén csökkent térbeli felbontást, továbbá fázishibákat és megnövekedett zajt eredményezhetnek. A rekonstrukció folyamata is számos térbeli szűrőt alkalmazhat, amelyek további hatással lehetnek a térbeli felbontásra. Ezért, bár az egyszerű szemlélet szerint a síkbeli felbontást egyszerű

összefüggések határozzák meg, a valós felbontás pontos értékeléséhez fantomokkal végzett kísérleti ellenőrzésre lehet szükség. Így biztosítható, hogy a relaxációs és szuszceptibilitási tulajdonságok jól reprezentálják a klinikai körülményeket.

A szelet felbontását nemcsak a megadott szeletvastagság befolyásolja, hanem a szeletprofil is, amely adott esetben az RF impulzusprofilok által keltett echó-jelektől is függ. A szeletprofilt a szöveti relaxációs tulajdonságok és az ismétlési idő befolyásolja, ugyanis a nem teljesen relaxált méréseknél a szelet szélén kisebb a flipszög, így a szelet közepén a jel elnyomása nagyobb, mint szeletek szélein lévő szövetek esetén. A szeletprofil az adott impulzusszekvenciától és a szekvencia paramétereitől függően változik, a vastagsága és a profilja a gerjesztő impulzus sávszélességének, az impulzus alakjának és a gradiens erősségének megváltoztatásával módosítható. A szeletprofil és felbontás legjobban olyan fantomkísérletekkel határozható meg, ahol a felhasznált anyagok relaxációs állandói megfelelnek a kérdéses szövetekének. Egy MRI adatgyűjtés végezhető egymásutáni szeletekkel, de szeletközi hézagokkal is, hogy csökkentsék a szeletprofilok átfedését. Az egyes szeletek egymás után sorban és az egymással nem közvetlen szomszédságban (ún. interleaved módon, hézagosan) is begyűjthetőek.

A 3D képalkotásban a szeletválasztást gyakran használják vastag szeletek kiválasztására, amelyeket aztán egy fáziskódoló lépésben partíciókra osztanak. A szelet szélei felé haladva a szeletprofil itt is befolyásolhatja a flipszög pontosságát, ami különösen fontos a kvantitatív képalkotásban. A partíció vastagságát ugyanakként adják meg, mint a felbontást a kiolvasási irányban, és interpolációnak is alávethetik, a fentebb leírtak szerint.

15.3.6. Képadatgyűjtési idő

Egyszerű szekvenciák esetén egy adott szelet adatgyűjtési ideje a TR, a fáziskódolások száma és az egyes ismételt adatgyűjtések darabszámának a szorzata. Ha a szekvencia hosszú TR-ű, akkor több szelet is felvehető a TR alatt, az adatgyűjtési idő növekedése nélkül. Gyors képalkotással azonban előfordulhat, hogy a TR nem elég hosszú ahhoz, hogy további szeleteket lehessen felvenni, így ez további szorzótényezőként meghosszabbítja a teljes mérési időt. A gyakorlatban azonban a képalkotó szekvenciák sokkal összetettebbek, az akvizíciós időt előkészítő RF pulzusok, inverziós vagy zsírelnyomó pulzusok, illetve echó-jelek többszöri felvétele is meghosszabbíthatja. Az adatgyűjtési idő csökkenthető különféle echók alkalmazásával is, amivel az önálló fáziskódoló információ egy része biztosítható (ahogy a gyors vagy fast spin-echó szekvenciánál). A 3D szekvenciák adatgyűjtési ideje az egyes fáziskódolási irányok és a fáziskódolási lépések számának szorzatából adódik, de ezt a fent részletezett egyéb tényezők is befolyásolhatják. A képalkotási idő csökkentését jelenleg általánosan az RF tekercsekből származó információk megosztásával érik el, speciális rekonstrukciós algoritmusokkal, amelyek a különálló

tekercsek (vagy tekercselemek) információit kombinálják, javítva az egyes tekercsek eltérő érzékenységét. Ezt az eljárást párhuzamos képalkotásnak (parallel imaging) nevezik, és jelentős előrelépést eredményezett a képalkotás sebességében.

15.4. MR KÉPADATGYŰJTÉS ÉS REKONSTRUKCIÓ

A 14.5.4. és 14.5.5. szakasz ismertette a gradiens-echó és spin-echó képalkotó szekvenciákat. Az MR szekvenciák nagyobb családjainak ezek az alapvető építőkockái.

15.4.1. Gradiens-echó szekvencia

A gradiens-echó szekvenciában az RF impulzus általában kis flipszögű (jellemzően 5-20°), ami lehetővé teszi a nagyon rövid TR alkalmazását. A jel kiolvasása is lerövidíthető nagyobb gradiens alkalmazásával. A gyakran használt ún. „spoilt” (vagy spoiled; elnyomott) gradiens-echó szekvenciában alapvető fontosságú a megmaradó koherens transzverzális mágnesezettség spoiling-ja (elnyomása) a szekvencia végén. A spoiling történhet a gerjesztő és kiolvasó RF impulzus megváltoztatásával (RF spoiling), vagy használható az adatgyűjtés végén fázisrontó gradiens (gyors fázisvesztést okoznak a szekvencia végén). Ezeknek a szekvenciáknak számos változata és elnevezése létezik, az egyik leggyakoribb a FLASH (fast low angle shot, kisszögű, gyorsfelvétel). A spoilt gradiens-echó szekvenciát általában 3D leképzéshez használják, ahol a kis TR gyors képalkotást tesz lehetővé, így sok szelet egyszerre gyűjthető be elfogadható idő alatt. Az ezzel elérhető T_2* súlyozás különösen hasznos az ízületek leképzésénél.

Ennek a szekvenciának számos változata létezik. A turbo-FLASH, vagy hasonló szekvenciák az alap szekvencia előtt a kontraszt javítására előkészítő pulzusokat alkalmaznak, például inverziós RF pulzust, majd nagyon kis flipszögek és rövid TR-ek alkalmazásával igen gyorsan olvasnak ki egy teljes 2D képet. A gradiens-echó szekvenciák egy további osztálya az állandósult állapotú longitudinális mágnesezettség fenntartásán alapul, amely nem alkalmaz spoiling-ot a jelismétlés végén. Így a képkontraszt a T_1/T_2*-től függ, bár a kontraszt pontos jellege a megvalósítástól, valamint az echó és a TR értékeitől függ. E szekvencia egyik változata az ún. gyors képalkotás állandósult állapotú precesszióval. A helyes fáziskódolás biztosítása érdekében minden ismétlés után a kezdeti értékre kell állítani a fáziskódolást, ami a fáziskódoló gradiens impulzus megfordításával érhető el.

15.4.2. Spin-echó szekvencia

Mivel a spin-echó szekvencia 90° és 180°-os RF impulzusokat is használ, így viszonylag nagy RF teljesítmény leadásával jár, ami korlátozhatja a TR-t, a szeletek számát vagy az echó mértékét. T_2-súlyozott képek készítésénél a szekvenciát általában

TE=70–120 ms és hosszú TR (~2 s) mellett alkalmazzák a longitudinális mágnesezettség egyensúlyának visszaállítása és a T_1 súlyozás minimalizálása érdekében; ebben a szekvenciában két, rövid TE echóval egy további, proton-súlyozott kép is alkotható. A T_2-súlyozott spin-echó kép általában gyors spin-echó vagy rövid adatgyűjtésű újrafókuszált echós szekvenciával készül, mivel ezek a sokkal gyorsabbak (lásd alább), mint a spin-echó képalkotás.

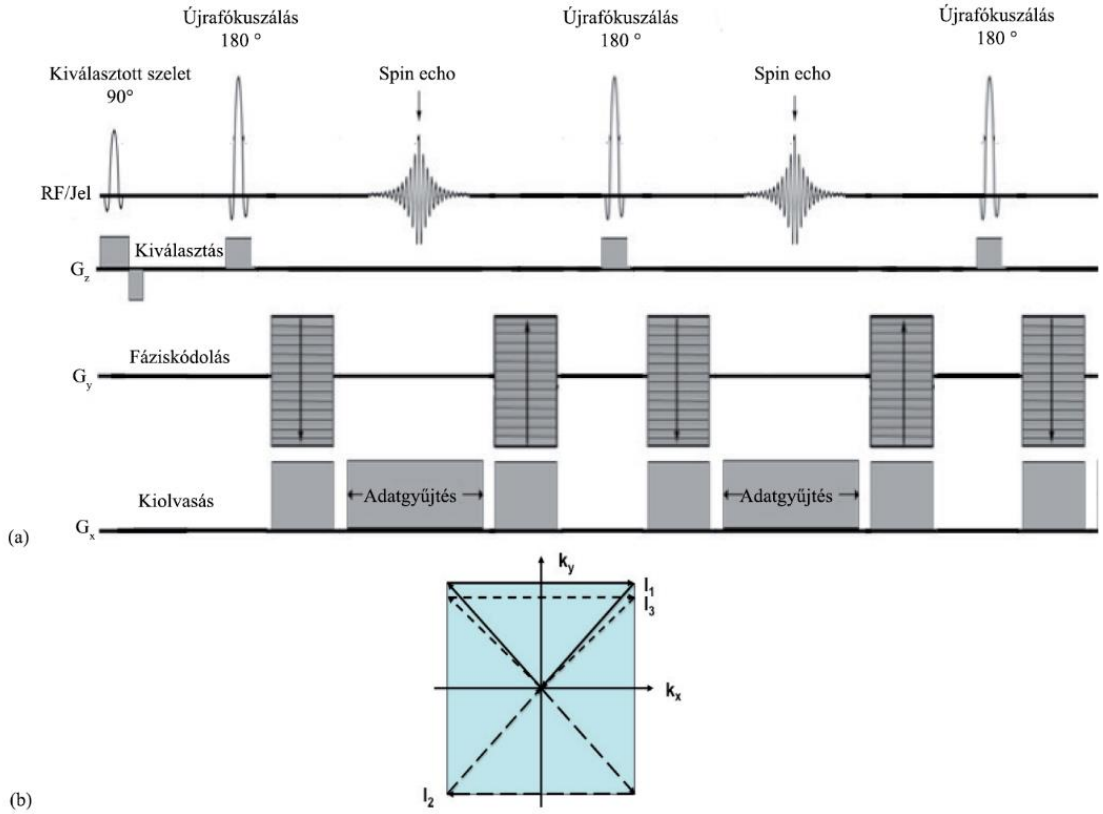
15.4.3. Gyors spin-echó szekvencia

A gyors (fast) spin-echó szekvenciában (15.4. ábra) többszöri spin-echó-t alkalmaznak, de mindegyikhez külön fáziskódolást rendelnek, így a fáziskódolások a 180°-os impulzusok előtt történnek, majd az echó után fordítva is bekapcsolják a fáziskiolvasó gradienst, ellentétes polaritással. A továbbiakban minden újabb 180°-os RF impulzus és kiolvasás előtt újra alkalmazzák a fáziskódoló impulzust, amelynek a segítségével mindig a k-tér egy másik sorát kódolják. Majd a fáziskódolást újra fordítják és így tovább. Látható, hogy a k-tér minden sora kissé más TE-val bír. Elképzelhető az a szélsőséges eset is, hogy annyi echót gyűjtünk be egy ismétlés alatt, hogy az összes szükséges fáziskódolást elvégezzük, így a teljes kép mintavételezése is megtörténhet. Az eltérő echó-súlyozás befolyásolhatja a képminőséget is. Ha az anyag nem rendelkezik nagyon hosszú T_2-vel, e folyamat csak nagyon kicsi járulékot ad a jelhez a k-tér további soraiban, befolyásolva a térbeli felbontást. Leggyakrabban úgy valósítják ezt meg, hogy a k-tér mintavételezését hasonló TE értékű sorok csoportjaira bontják, és ezek mérését többször is megismétlik. Az így származtatott echóátlagok már csak egy szűk TE tartományra szorítkoznak. E megközelítést gyakran alkalmazzák a T_2-súlyozott képalkotásnál.

15.4.4. Inverzió visszatérített szekvenciák és alkalmazásai: zsír- és folyadékelnyomásos MRI vizsgálatok

Az inverzió visszatérített (IR, inversion recovery) képalkotás egy 180°-os inverziós RF impulzust követő, a T_1 mágnesezettség helyreállásának egy adott időpontban való megszakításán alapul egy SE szekvenciával úgy, hogy a jel beállítása optimális legyen a különböző szövetek kontrasztkülönbségére. Az alapelvet a 14.15. ábra szemlélteti. (A 180°-os RF gerjesztés és az SE 90°-os gerjesztése közötti idő az inverziós idő.) E technikánál gyakran alkalmaznak rövid (~ 100 ms) inverziós időt a zsír jelének nullázására úgy, hogy az inverziós időnél a zsírszövet mágnesezettsége a nullponton haladjon át. Ez a zsír T_1 relaxációjától függő zsírelnyomási technikát biztosít, ami alternatívát jelent a frekvenciaalapú zsírelnyomási vagy zsírkiemelési technikákhoz képest. Az IR képalkotó kiolvasás különböző szekvenciák alkalmazásával végezhető. Ez lehet a k-tér minden egyes fáziskódoló sorához egy inverziót végző hagyományos IR, vagy akár nagyon gyors gradiens-echó vagy gyors spin-echó szekvencia, amelyeket egy előkészítő inverzió

előz meg. Az IR szekvenciák gyakran kombinálják ezeket úgy, hogy adott időközönként inverziós impulzusokat alkalmaznak, és ekkor csak a k-tér egyes sorait veszik fel. A folyadékelnyomásos IR (FLAIR, fluid attenuated inversion recovery) szekvencia is ennek egy változata, amit arra terveztek, hogy az agy-gerincvelői folyadék jelét a központi idegrendszer leképezésnél, vagy a test egyéb folyadékainak jelét nullázza. Így könnyebb olyan szövetek részleteinek megfigyelése, amelyeket egyébként a szomszédos folyadékok erős jelei elfednének. Az IR szekvenciák további változatai lehetővé teszik a kettős inverziót, amivel akár két szövetcsoport jelei is nullázhatóak.



15.4. ÁBRA. (a) Egy gyors spin-echó szekvencia, ami egy 90°-os impulzussal és szeletkiválasztással kezdődik, erre szeletszelektív 180°-os újrafókuszáló impulzust, majd fáziskódoló gerjesztést kapcsol az első k-térbeli sorhoz és annak kiolvasásához (spin-echó). Ezután egy visszafordító fáziskódolást, majd 180°-os szeletérzékeny újrafókuszáló impulzust kapcsol, fáziskódolást a második k-térbeli sorhoz, a k-tér második sorát kiolvassa (spin-echó), visszafordítja a fáziskódolást stb. Ez az újrafókuszálás és kiolvasás addig zajlik, míg a szükséges k-tér sort elérjük. (b) A k-tér első három 180°-os újrafókuszáló impulzusa alatt felvett sora. A k_y irányú pozíció a 180°-os újrafókuszáló impulzus fázisától függ, illetve a fáziskódoló gradiens amplitúdójától.

15.4.5. További szekvencia opciók: térbeli és kémiai telítési technikák

A jel elnyomása szövetek kiválasztásával is definiálható, egy széles szelet kiválasztásával egy adott szeletszelektív RF impulzus által, amit nem követ jelkiolvasás, csak azonnali spoiler gradiens, ami a jelet nullázza az aktuális *x-y* síkban.

Ezt a szelettelítési (szaturációs) technikát általában a FOV csökkentésére használják, vagy a mozgó szövetek jelének nullázására, amelyek műtermékeket okozhatnak. Az ilyen szeletek telítésének időzítésénél figyelembe kell venni az érintett szövetek T_1 és az adott szekvencia TR értékét. Egy hasonló másik, szeletválasztás nélküli technika is használható egy adott szövettípus (általában zsír) telítésére, kihasználva, hogy adott szövetnek a víztől eltérő rezonanciafrekvenciája van. Az egyik megközelítést CHESS-nek nevezik (chemically selective saturation, kémiailag szelektív telítés). Itt a gerjesztést spoilerek követik a képalkotás előtt a jel fázismentesítésére. Ezt a lehetőséget a spektroszkópiában is alkalmazzák. Vannak optimalizált megközelítések, mint például a WET (water suppression enhanced through T_1 effect, T_1-hatással erősített vízelnyomás), amely a jel jobb elnyomása érdekében optimalizált RF impulzusok sorozatát használja. E megközelítés alternatívája a kémiailag specifikus gerjesztés (chemically specific excitation) alkalmazása, amellyel csak a víz jele gerjeszthető.

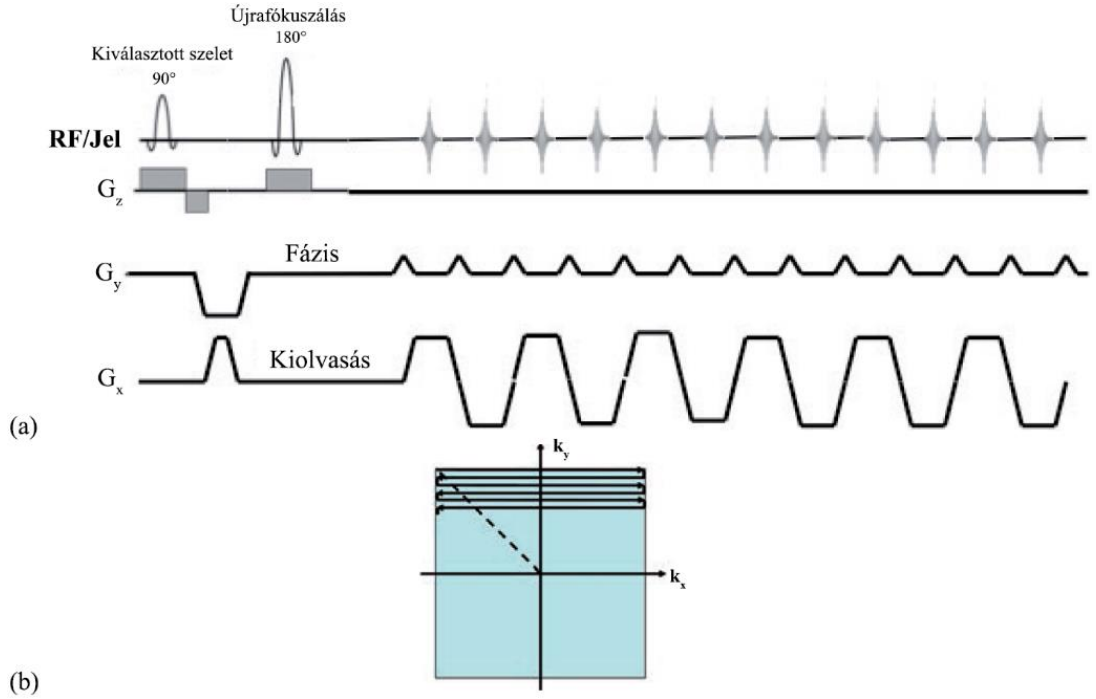
15.4.6. Ultrarövid képalkotó szekvenciák: echó-planár képalkotás és spirál technikák

Míg a gyors gradiens-echó technikák előkészítés mellett alkalmasak nagyon gyors jelkiolvasásra, mint például a SNAPSHOT FLASH, addig a csak egyszeri RF gerjesztést alkalmazó képalkotás egy független formáját P. Mansfield dolgozta ki echó-planár (EP) szekvencia néven. E szekvenciákban egy szeletkiválasztó RF gerjesztés után (15.5. ábra) a mágnesezettséget egy váltakozó, nagyamplitúdójú kiolvasó gradiens kérdezi le folyamatosan, echók sorozatát hozva létre. Egy második gradiens biztosítja a fáziskódolást, amely történhet kicsi, folytonos gradienssel vagy ismétlődő blip-ek („villantások”, blippelt echó-planár) segítségével, a k-tér origóját pedig egy előkészítő fáziskódoló ofszet-gradiens állítja be. Kezdetben e módszer fejlett gradiens-rendszert igényelt, mára a legtöbb kereskedelmi MR készülékben rendelkezésre állnak ilyenek. A teljes kép kiolvasása jellemzően 50–100 ms, de több, hézagos szeletfelvételből is felépíthető hosszabb mérési idő alatt. E megközelítés csökkentheti a mérések T_2* súlyozását és a képtorzítást. A k-tér mintavételezése több, összetett útvonalon is történhet, többek közt spirálisan és radiálisan, ami további időmegtakarítást és bizonyos képalkotásoknál előnyt jelenthet.

15.4.7. MR angiográfiás szekvenciák

Az érrendszer struktúrájának mérésére szolgáló szekvenciák egy gradiens jelenlétében áramló vér fáziskódolását használják ki, ami lehetővé teszi az áramlás irányának és sebességének mérését is. Azok a technikák, amelyek a telítetlen vérnek egy telített szeletbe való beáramlását használják ki, szintén nagy kontrasztot biztosíthatnak az érrendszer leképezésekor. Kontraszttöbbletet és nagyobb jelet lehet elérni, ha bólusban adagolt kontrasztanyagot alkalmazunk, ami gyorsabb képalkotást

és nagyobb SNR-t tesz lehetővé, mint anélkül. Cél szerint olyan véroldékony anyagot használnak, ahol a kontrasztanyag egy fehérjéhez, például albuminhoz kötődik, ami nem ürül gyorsan az érrendszerből. Így elkerülhető az ér kontrasztját csökkentő szöveti pír, amely az érrendszerből a sejtközi térbe jutó, kisebb molekulák miatt következik be.



15.5. ÁBRA. (a) Blippelt echó-planár szekvencia, ami egyszeri spin-echó szeletválasztást, majd a k-tér azt követő többsoros kiolvasását mutatja be (b) alternatív kiolvasó gradiens mellett a kezdeti fázistolás és a k-tér egyes vonalai szerinti fázisnövekmény.

15.4.8. Áramlásmérés

Az erekben a vér áramlását leggyakrabban ún. fáziskontrasztos MR szekvenciával mérik, amely lehetővé teszi az áramló vér irányának és sebességének mérését. Ez azt a jelenséget használja ki, hogy a gradiens tér mentén mozgó spinek fázist nyernek (vagy vesztenek) az álló spinekhez képest. A módszer a fázis térbeli változásait hasonlítja össze, egy áramlást nem kódoló gradiens nélküli és egy olyan szekvencia között, amelyben az áramlás miatti fázisváltozást egy ellentétes előjelű gradiens jelpár kódolja. Így lehetővé válik az áramlás miatti fázisváltozás kiszámítása és képként való megjelenítése. Ezt a technikát gyakran használják angiográfiában is, mivel érzékenyíthető az áramló spinek felvételére is. Egy másik lehetséges megoldás a vizsgálandó ér mentén egy szelet megadása, és a mágnesesen megjelölt (telítetlen vagy inverziós RF pulzussal megjelölt) vér által adott idő alatt megtett távolság megfigyelése. Ez az ún. repülési idő (time of flight vagy TOF) módszer lehetővé teszi a sebességprofil mérését is egy adott ér keresztmetszetén belül. E megközelítés kiterjesztését használják a szöveti perfúzió mérésére artériás spinjelöléssel. E

technikák azon alapulnak, hogy a vért a vizsgált szöveten kívüli szeletekben jelölik meg mágnesesen, majd megfigyelik, hogy a megjelölt spinek hogyan jutnak el a vizsgált szövetbe az áramló vérrel. A vizsgált régióban lévő szövetet először mágnesesen telíthetik, vagy a beáramló vér jeleinek inverziója is alkalmazható. A mágneses transzferhatás elkerülése érdekében a minta túlsó oldalán kijelölt szeletben további képsorozat készíthető.

15.4.9. Kardiológiai MRI

A kardiológiai mérések az MRI egyik fő fejlesztési területét jelentik. Kezdetben a morfológiai felvételek a szív kapuzott leképzésén alapultak, de újabban az ún. navigátor-kapuzott adatgyűjtést használják. Ekkor a szekvencia során több jelprofilt mérnek egy szöveti térfogat mentén, amivel a szöveti mozgás dinamikáját lehet meghatározni, és a képalkotó szekvenciát ez alapján szinkronizálják a szöveti mozgás kompenzálására. Az MR kiváló anatómiai felvételek készítésére képes a szívciklus fázisai során, lehetővé téve a szívfal mozgásának közvetlen megjelenítését. A fent leírt fázistechnikán alapuló mozgáskódolás lehetővé teszi a szöveti mozgás pontos mérését, valamint információt adhat a véráramlásról és a szívbillentyű működéséről. A mágnesesen jelölt szöveti vizsgálatok a mozgás egy fázisában telítési sávokat tartalmazhatnak a képeken, így a jelölt sávok mozgása bármely irányban feltérképezhető. E technikák kifinomult grafikus szoftverek segítségével rendkívül informatív módon jeleníthetik meg a szív működését. Ezenkívül ez a valós idejű képalkotás a szabálytalan szívmozgás felvételére és nyomon követésére is használható. Kontrasztanyagok is használhatók a szívizom perfúziójának értékelésére, ami segíthet a károsodott szívterületek azonosításában.

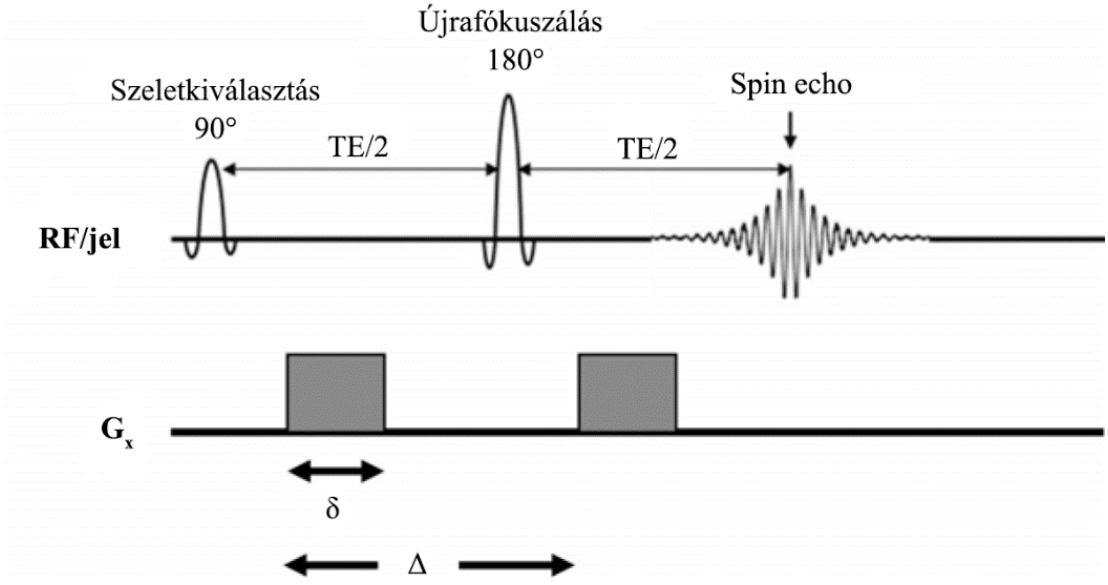
15.4.10. Diffúziós MRI

Mivel a vízmolekulák véletlenszerűen mozognak a test szabad tereiben, mozgásuk mérhető az MRI-ben, ha először egy gradienssel fázisváltozást hozunk létre, majd egy meghatározott idő elteltével ellentétes gradienssel a kialakuló fázistöbbletet megszüntetjük. A mozdulatlan vízmolekulák nem szenvednek nettó fázisváltozást, és ezért nincs jelveszteség sem. A diffúzió miatt mozgó spinek azonban az alkalmazott gradiens irányában a megtett távolsággal arányosan fázisváltozást fognak hordozni. Ez a fázisvesztés a detektált jel csökkenését eredményezi, amelyet a gradiensek erőssége és időtartama, illetve a két gradiens jel között eltelt idő alatt bekövetkező mozgás úthossza határoz meg. A TE idő utáni $S(T_E)$, és a t = 0-nál mérhető $S(0)$ jelek hányadosa a következő összefüggéssel írható le:

$$\ln\{S(T_E)/S(0)\} = -T_E/T_2 - \gamma^2 G^2 D\delta^2(\Delta - \delta/3) = T_E/T_2 - bD \qquad (15.1)$$

ahol γ a gyromágneses faktor, G az alkalmazott gradiens amplitúdója, D a víz diffúziós együtthatója, δ és Δ definíciója pedig a 15.6. ábrán látható. A szekvencia jellemző paramétereit gyakran egy b jelű kifejezésbe (b-érték) foglalják, amit alapvetően a gradiensek erőssége és idő paraméterei határoznak meg.

A diffúziósúlyozott képalkotás a diffúzióból eredő jelveszteséget használja ki, amelynek következtében a tág folyadékterek vízmolekulái gyorsabban veszítenek jelet, mint azok, amelyek sejtekben dús szövetekben mozognak, például tumorokban, ahol a víz kevésbé tud szabadon mozogni. Ezt a lehetőséget egyre többet használják a daganatáttétek azonosításában, ahol e módszer igen érzékenynek tűnik a hipercelluláris lézióknál és az érintett nyirokcsomóknál. Ennek megfelelően az egésztest MR képalkotás is igen gyorsan fejlődik, jó zsírelnyomást követelve a léziók kontrasztjának maximalizálása érdekében. Számos területen igen hasznos a látszólagos diffúziós együttható kiszámítása, amely a diffúziót írja le egy adott környezetben. A látszólagos diffúziós együttható kiszámításához legalább két *b*-értéket tartalmazó képsorozatot kell készíteni. Ha több *b*-értékkel készül adatgyűjtés, akkor mód van a jelvesztést okozó, eltérő komponensek azonosítására, amelyek közül az egyik a szöveti perfúziónak tulajdonítható (voxelbeli inkoherens mozgási technika, intravoxel incoherent motion technique). Strukturált szövetekben a diffúzió irányított jellege kihasználható az idegszöveti csoportok irányának és kapcsolatainak kimutatására. Az idegcsoportok lefutásairól nagyon szemléletes traktogramokat lehet bemutatni, amelyek jól kiegészítik az egyéb funkcionális és strukturális neurológiai vizsgálatokat. Az ilyen mérések a diffúzió tenzoranalízisére támaszkodnak, mivel a diffúzió számos különböző irányokra érzékeny, így több elemzés szükséges a traktogramok felépítéséhez. Bizonyos alkalmazásoknál egy egyszerűbb, értékes mérés a diffúziós anizotrópia vizsgálata.



15.6. ÁBRA. (a) Diffúziósúlyozott spin-echó szekvencia, ami az érzékenyítő gradienst mutatja.

15.4.11. Agyi funkcionális MRI

Az agyi aktiváció mérése a vér oxigénszintjétől függő méréstechnikán alapul. Ez az agy T_2*-súlyozott képeiből indul ki, kihasználva azt a jelenséget, hogy a dezoxi-hemoglobin paramágneses, az oxi-hemoglobin pedig diamágneses. A fokozott működésű agyterületek több oxigént használnak fel, ami a dezoxi-hemoglobin növekedését és ennek megfelelően a mágneses szuszceptibilitás változását eredményezi, ezzel csökkentve a T_2*-súlyozott képeken megfigyelhető jelet. Ezzel párhuzamosan a terület perfúziója is fokozódik, ami szintén befolyásolhatja a mért jelet. E technikával két különböző képet alkotnak, egyet neurális ingerrel (például vizuális vagy mechanikai paradigmával) és egyet anélkül. A két kép közötti különbségei jól kiemelik a neurálisan aktív területeket. A helyi vérellátás növekvő igénye miatt bekövetkező változások szintén detektálható különbségeket eredményezhetnek ezeken a képpárokon. E technika az idegi működés értékelésének és megértésének nagyon fontos eszközévé vált az elmúlt évtizedekben. Az egyre nagyobb térerősségű MR készülékek lehetővé teszik e méréseket, illetve az egyes agyi funkcióknak az agy egyre pontosabban meghatározott régióiban való feltérképezését.

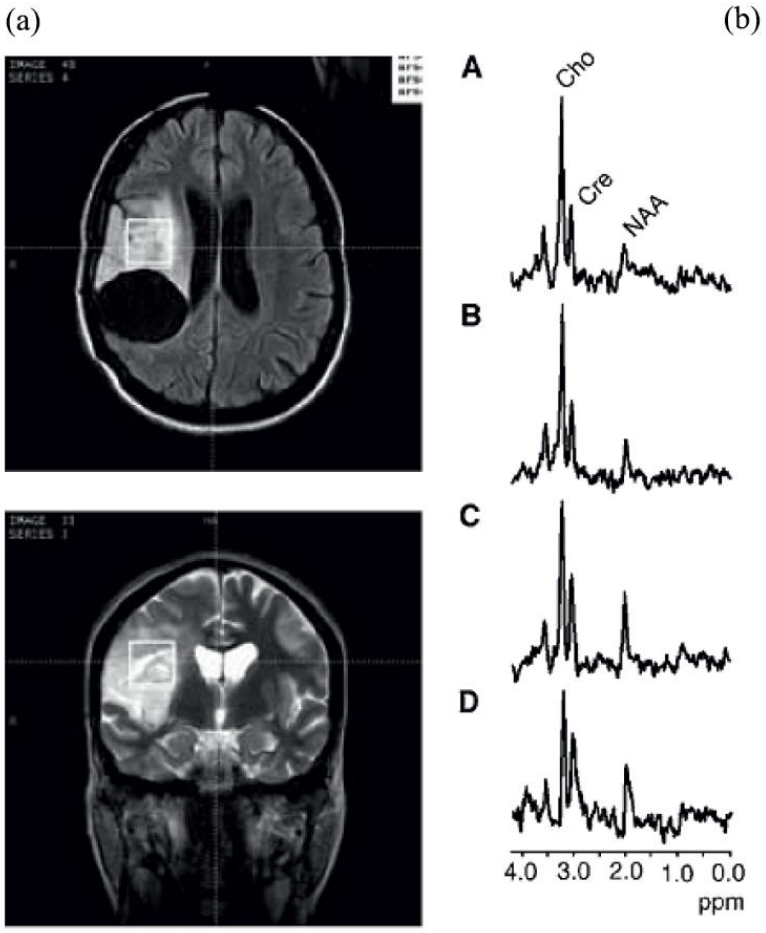
15.4.12. Kontrasztanyagos dinamikus MRI

Az MR kontrasztanyagokat, valamint a betegségek jobb megjelenítését biztosító szerepüket a 14.3.4. szakasz ismerteti. A kontrasztanyaggal végzett dinamikus képalkotás a kontrasztanyag, általában egy gadolíniummal jelölt kelát, dinamikus viselkedését használja ki annak érdekében, hogy információt adjon a szöveti működésről, amely segíthet a patológia megértésében. Legszélesebb körben talán a ráknál alkalmazott eljárás a kontrasztanyagos képalkotás a gyanús léziók azonosítására, felhasználva a kontrasztanyag felvételét és a lézió megjelenítését. A kontrasztanyag felvétele és a kimosódása megfigyelésével az orvos nagyobb eséllyel meg tudja különböztetni a rosszindulatú és a jóindulatú elváltozásokat, illetve azonosíthatja a legnagyobb permeabilitású érszakaszokat. A nagy permeabilitású új erek kialakulása a daganatok fejlődésének fontos diagnosztikai jellemzője. Egyes daganatoknál a kimosódási görbe jellege a diagnosztika további segédeszköze. Ezekre építve megjelent a kvantitatív képalkotás módszere, amely lehetővé teszi a kontrasztanyag pillanatnyi koncentrációjának kiszámítását. A koncentráció időbeli változása ezután egy farmakokinetikai modell bemeneteként használható, amely lehetővé teszi a szövetek perfúziós tulajdonságai és a kontrasztanyagcserét leíró paraméterek meghatározását.

15.4.13. MR spektroszkópia

Az MR spektroszkópia lehetővé teszi számos atommag kémiailag specifikus mérését. A szervezetben ezek az atommagok leggyakrabban a ^{1}H, ^{19}F, ^{31}P és ^{13}C.

A rezonanciavonalak kémiai eltolódása (vagy rezonanciafrekvenciája) pontos meghatározásával azonosítható az adott vonalhoz tartozó molekula. Kezdetben a spektroszkópiai mérések az energiametabolizmusra összpontosítottak, különösen a foszfokreatin és az adenozin-trifoszfát mérésével, amelyeket az izomban a ^{31}P spektrum vizsgálatával elemeztek. Újabban a foszfolipidek, mint például a foszfokolin, és a foszfoetanolamin viselkedése a vizsgálatok tárgya, különösen a daganatoknál. A technológia fejlődésével a ^{1}H spektroszkópia ma már könnyen megvalósítható, és a legtöbb MRI készüléken speciális sávszélességű RF rendszer és további erősítők nélkül is biztosítható.



15.7. ÁBRA. FLAIR (fent) és T_2-súlyozott FSE (lent) MR felvételek egy kezelés előtti low grade gliómás betegről, mutatva a spektroszkópiára kiválasztott voxel helyzetét is. A kiújuló glióma miatt a beteg kezelésben részesült, és a (b) spektroszkópiás képek mutatják a különböző időkben felvett sorozatokat ugyanezen betegről. A (b) panel hosszú TE (TE= 135 ms) STEAM szekvenciával készített spektrumokat mutat, amelyek a következő időzítés mellett készültek: temozolomid-kezelés megkezdése előtt (A), majd 3 hónappal (B), 6 hónappal (C) és 9 hónappal (D) a kezelés után. Az ábrák alapján a kolin/kreatin (Cho/Cre) arány progresszív csökkenése volt megfigyelhető, ami csökkent membránanyagcserére és csökkenő sejtszámra utal. Figyeljük meg az N-acetil-aszpartát (NAA) csúcs időbeli növekedését is, amely egy specifikus neurális marker, szintje a tumorszövet visszafejlődését és a normális agyállomány egyre nagyobb mértékű megjelenését is tükrözi (CC BY 3.0 [15.1] Murphy, P.S. és mtsai. nyomán).

A ^{1}H spektroszkópia legfontosabb jelei közé tartozik agyban a teljes kreatin, a teljes kolin és az N-acetil-aszpartát, illetve a prosztatában a citrát, továbbá a lipidek és a laktát. A 15.7. ábra egy példát mutat be. A spektroszkópiához a főmágnes mezejének homogenitása minél jobb kell legyen a vizsgált területen, ideális esetben 0,1 ppm nagyságrendű. Ezt leggyakrabban automatikus algoritmusokkal érik el, amelyek számos shim-tekercs áramát állítják be a homogénebb tér érdekében. A protonspektroszkópia (^{1}H) általában megköveteli a víz jelének elnyomását is az analóg-digitális átalakító elektronikai egység telítésének elkerülése érdekében, bár egyes rendszerek dinamikatartománya megfelel ahhoz, hogy ne legyen szükség a víz elnyomására. Bár általában az MR spektroszkópiában a jel lokalizálásához egy kis RF vevőtekercset (felületi tekercset) alkalmaznak, jobb térbeli felbontás érhető el lokalizációs szekvencia használatával.

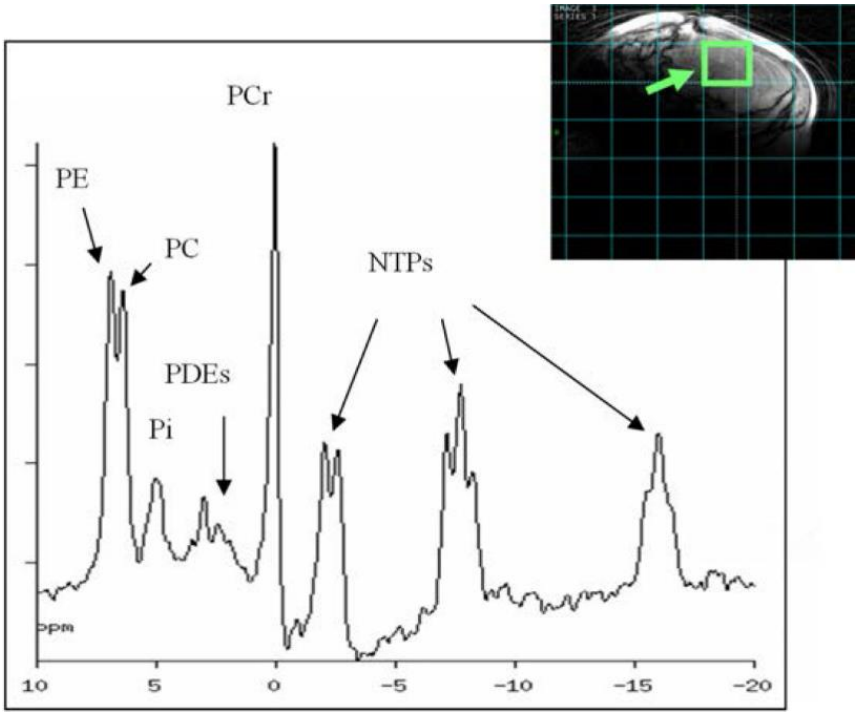
15.4.13.1. Egyedi voxel lokalizálása

Az egyedi (single) voxel lokalizáció célja, hogy egy jól körülhatárolt, gyakran köbös térfogatelemből vegyen mintát. A ^{1}H-spektroszkópiához általában két különböző technika használatos. A STEAM (stimulált echó adatgyűjtő mód, stimulated echo acquisition mode) spektroszkópia stimulált echót alkalmaz, három, egymásra merőleges, 90°-os szeletkiválasztó impulzussorozatból álló szekvenciával. A 90°-os impulzusok jól meghatározott szeletprofilja a kijelölendő térfogat pontos meghatározását teszi lehetővé. E szekvencia sajátsága, hogy a rendelkezésre álló jelnek csak megközelítően az 50%-át mintavételezi. A technika rövid TE-t biztosít, és a mágnesezettség jellemzően a *z*-tengely irányában van az utolsó két impulzus között, mérsékelve a T_2 jel csökkenését. A pontszerű spektroszkópia egy szeletválasztó 90°-os impulzust alkalmaz amit két, erre merőleges 180°-os impulzus követ. Ez a lehető legnagyobb elérhető mágnesezettséget biztosítja, és szemben a STEAM szekvenciával, kevésbé érzékeny a mozgási műtermékekre. A megnövelt gradiens teljesítmény mellett rövid TE idők érhetők el. Mindkét szekvenciát megelőzhetik folyadékelnyomó preparatív impulzusok, mint például a CHESS vagy a WET.

Bár elvileg ezek a technikák elméletileg alkalmazhatók ^{31}P-re is, a rövid T_2 relaxációs idő jelentős jelcsökkenést eredményez, így gyakoribb a T_2 jelveszteség elkerülése érdekében a FID jel adatgyűjtése. A legelőnyösebb megoldás erre a képszelekciós spektroszkópiai szekvencia alkalmazása, amelynél három szeletérzékeny preparatív inverziós impulzus nyolc független permutációját alkalmazzuk, és minden permutációt egy 90°-os FID detektálás követ. E nyolc FID megfelelő kombinációjával a síkok metszetei által definiált térből veszteség nélkül lehet lokalizált FID jelet detektálni.

15.4.13.2. Spektroszkópiai képalkotás

A fenti technikák a kijelölendő térfogat gondos pozicionálását igénylik a felvételek készítése előtt. Ha további voxelekre is szükség van, akkor a szekvenciát meg kell ismételni. A spektroszkópiai képalkotás (vagy kémiai eltolódás képalkotása) olyan módszer, amellyel 2D vagy 3D voxelek tömbjeit veszik fel. A ^{1}H-spektroszkópiai képalkotás esetén a FOV kiválasztására STEAM vagy spin-echóra (pontszerű spektroszkópia) alapuló FID technikát alkalmaznak, amelyek lehetővé teszik a potenciálisan zavaró jelek, például a lipidek kizárását. Ezután két vagy három dimenzióban történő fáziskódolást alkalmaznak a nagyobb FOV voxeleinek mintavételezéséhez. Bár ez hosszabb időt vesz igénybe, mint az egyedi voxel-spektroszkópia, a voxelek jelei egyidejűleg mérhetők. Ezek a voxelek azonban nem olyan élesen határoltak, mint az egyedi voxel-spektroszkópia esetén, mivel az egyes voxelek a dimenziók menti mintavételi pontoknak megfelelő pontszórás-függvénnyel rendelkeznek. A ^{31}P-spektroszkópia esetén ritkábban használnak előre kiválasztott térfogatot, a térfogat általában lefedi a teljes tárgyteret (lásd a 15.8. ábrát). Kisebb FOV úgy hozható létre, hogy a kívánt térfogatot mágnesesen telített hasábokkal veszik körbe.



15.8. ÁBRA. Egy páciens hasi vizsgálata során készült ^{31}P-spektrum, 1,5 T térerő mellett. Az ún. protonlecsatolt (decoupled) ^{1}H spektrum ^{31}P kémiai eltolódással végzett képalkotással készült. A beillesztett kis MR képen látható a spektrum definiálásához használt rács, ahol a kiemelt voxel az aktuális spektrum mérési helyét mutatja. PE: foszfoetanolamin, PC: foszfokolin, Pi: szervetlen foszfát, PCr: foszfokreatin, NTP(s): nukleotid-trifoszfát(ok), PDE(s): foszfodiészteráz(ok).

15.5. MŰTERMÉKEK

Az MRI-ben a képi műtermékeket sokféle tényező keltheti, okozhatja a minta viselkedése, a berendezés tökéletlenségei, vagy működésének hiányosságai, valamint a rosszul optimalizált mérőszekvenciák is. Az alábbiakban néhány fontosabb műterméket kerül ismertetésre. Az MRI minőség-ellenőrző méréseire, valamint a szekvenciák hangolására és optimalizálására fordított gondos munkával számos műtermék kiküszöbölhető vagy jelentősen csökkenthető. A mérési módszer sajátságai, illetve a páciens tulajdonságai vagy mozgása miatti műtermékek nehezebben kerülhetők el, azonban gyakran ezek is mérsékelhetőek a szekvencia megfelelő megválasztásával, a fáziskódolás irányának definiálásával, illetve telítési területek alkalmazásával.

15.5.1. Mozgás

A szövetek mozgása az MR adatgyűjtés során fázistorzulást és hibás fáziskódolást eredményez, ami a fáziskódolás irányában megjelenő jellegzetes műtermékekhez vezethet. Gyakori a testben lévő zsír alacsonyabb intenzitású, szellemképes és eltolódott megjelenése, különösen a has elülső rétegeinél egyes felvételeken. Előfordul még a nagyobb erek ismétlődő megjelenése, amelyek mozgásának iránya a fáziskódolás irányába esik. Utóbbiak csökkenthetők jelátlagolással, légzéskapuzással vagy navigátor-kapuzott adatgyűjtéssel, illetve a fáziskódolási irány megváltoztatásával. Alternatívaként zsírelnyomás is alkalmazható, vagy telítési sáv helyezhető a műtermék forrására. Az erekből származó mozgási műtermék elnyomható a síkon kívülről áramló vér elnyomásával, illetve a szekvenciák tartalmazhatnak mozgásjavító gradiens impulzusokat is.

15.5.2. Aliasing, a kép visszahajlása

A kép visszahajlása (másként: aliasing, wrap around) akkor fordul elő, amikor a minta a leképző FOV-on kívülre esik. A rekonstrukciós folyamat ekkor nem tudja megkülönböztetni a FOV egyik szélén vagy az azonos távolságra, de azon kívül elhelyezkedő szöveteket. Gyakori példa a test külsején lévő területek behajlása a FOV-ba. A probléma fokozódhat olyan területeken, ahol a gradiensek nem lineárisak, ami azt eredményezheti, hogy több területnek azonos a gradiens erőssége, de különböző a térbeli helyzetük. E hatások a fáziskódolás irányának megváltoztatásával, illetve telítési hasábokkal mérsékelhetők.

15.5.3. Fémtárgyak

A ferromágneses anyagok jelentős torzulásokat okozhatnak a lokális mágneses térben, ami a jelek rossz pozíciókódolását és jelcsökkenést is eredményezhetnek. Ez a hatás ellensúlyozható rövid TE idővel végzett spin-echó szekvenciákkal. Más fémes

anyagok szuszceptibilitási műtermékeket okozhatnak, ami kisebb mértékű helyi képtorzulást és jelveszteséget eredményez, valamint a gradiens pulzusok által indukált áramok is kialakulhatnak bennük, bár e hatás általában kisebb jelenőségű.

15.5.4. Kémiai eltolódás

A víz és a zsír rezonanciafrekvenciája különböző, a különbség megközelítőleg 3,4 ppm. Az MRI készülékek az RF gerjesztés referenciafrekvenciáját általában a vízhez igazítják, ami ahhoz vezet, hogy ahol a lokalizáció a frekvenciától függ, mint például a szeletkiválasztás vagy a frekvenciakódolás alatti kiolvasás, ott a zsír jele térben eltolódni látszik a vízéhez képest, így egy eltolódott kép keletkezik. Ez a kiolvasás irányában jelmentes vagy nagyobb jelű területeket eredményezhet a víz- és zsír jeleinek átfedése miatt. Frekvenciában kifejezve ez a hatás annál nagyobb, minél nagyobb a mező, vagyis minél nagyobb a zsír és a víz frekvenciáinak különbsége. E hatást általában úgy minimalizálják, hogy a pixelenkénti sávszélességet a zsír és a víz közötti frekvenciakülönbség nagyságrendjével megegyezővé teszik. Ilyen feltételek mellett azonban a pixelenkénti zaj nagyobb, összevetve a kisebb pixelenkénti sávszélességgel. Alternatív megoldási stratégia lehet a zsírelnyomás és a vízre szelektív RF gerjesztés.

15.5.5. Csonkolás

A jel digitalizálása az echó meghatározott számú (általában 128 vagy 256) mintavétellel történő detektálását jelenti, adott időközönként. Az echó detektálása szempontjából ez azt jelentheti, hogy a mintavételezés elején és végén még véges nagyságú a jel, és ez akár aszimmetrikus is lehet. Hasonló hatás figyelhető meg a fáziskódolás irányában, ahol a jel nem csökken nullára a maximális gradiens értékeknél. Ez a detektálás során gyakorlatilag egyenértékű a tényleges jel négyzetfüggvénnyel való szorzásával, amely a sinc függvény FT párja. A FT kép ezért egy sinc függvénnyel konvolvált, ami a képen az éleknél megjelenő gyűrűszerű (más néven Gibbs-) műterméket eredményez. Ez általában párhuzamos sávokként látható a frekvencia- vagy a fáziskódolás, vagy akár mindkettő irányában.

15.5.6. Az MRI rendszerből eredő műtermékek

Számos műterméket az MR hardvere okoz, és nem feltétlenül szüntethető meg jelentős hardvercsere vagy az egyes elemek hangolása nélkül.

15.5.6.1. Térbeli torzítás

A képek térbeli torzulása elsősorban a gradiens tekercsek kialakításából adódik, mert a FOV széleinél, amelyek fizikailag közel vannak a gradiens tekercseléshez, nehéz fenntartani a gradiensek linearitását. Ez a probléma annál nagyobb, minél

rövidebb az MRI *z*-irányú hossza, mivel a gradiens tekercseknek szükségszerűen közel kell lenniük a FOV széléhez. A probléma mérsékelhető az egy pixelre eső sávszélesség növelésével, ami ugyan csökkenti a torzulást, de növeli a kép zaját. További megoldás a képrekonstrukció folyamatába beépített szoftveres korrekció.

15.5.6.2. RF tekercs és RF interferencia problémák

Az adó RF tekercs határozza meg a $\boldsymbol{B_1}$ gerjesztő tér egyenletességét, és ezáltal azt, hogy a flipszög mennyire egyenletes a vizsgált térfogatban. Ezt nagyrészt a tekercs kialakítása határozza meg, de befolyásolhatják az RF mező és a páciens közti dielektromos kölcsönhatások is, ami további mintafüggő változást eredményezhet a $\boldsymbol{B_1}$-ben. Utóbbi hatás csökken, ha cirkulárisan polarizált adótekercset használnak, de növekszik az RF frekvenciával is és így a $\boldsymbol{B_0}$ térerősség növelésével. E hatások a flipszöget befolyásolják, és így a gerjesztés vagy inverzió hatékonysága eltérő lehet a mintában. Egyes szekvenciák esetén a $\boldsymbol{B_1}$ inhomogenitása csökkenthető adiabatikus RF pulzusok alkalmazásával, amelyek egy bizonyos küszöbfeszültség felett teljesítményfüggetlenek. Az ilyen impulzusok alkalmazási köre azonban korlátozott.

15.6. BIZTONSÁG ÉS BIOLÓGIAI HATÁSOK

Az MR vizsgálatok biztonsági kérdéseit akut veszélyekre és biológiai hatásokra szokásos felosztani. Akut veszélyek azok, amelyek a páciens vagy a személyzet részére jelenthetnek azonnali sérülésveszélyt, amit a vizsgálótérbe bevitt (fém)tárgyak és az MR főmágnesének tere közötti kölcsönhatások okoznak. Biológiai hatások az MR elektromágneses mezői és a biológiai folyamatok közötti kölcsönhatásokból eredhetnek, és hosszabb távú hatásokat okozhatnak. Mindkettő kockázatot áttekintjük. A legtöbb esetben azonban az akut hatások jelentik a legnagyobb gondot és ennek van a legnagyobb jelentősége az MR létesítmények mindennapi működésében és kialakításában. Folyamatosan frissülő szabványok, iránymutatások és előírások vonatkoznak az MR berendezések üzemeltetésére, valamint a páciensek, a személyzet és a lakosság elektromágneses expozíciójára. Ezek, és a szabályozás mértéke országonként eltérőek lehetnek. Az alábbiakban néhány példát adunk a jelenlegi iránymutatásokra és szabályozásokra, de minden egyes ország követelményeit külön kell ellenőrizni. Ha nem áll rendelkezésre helyi iránymutatás, akkor célszerű valamely másutt érvényes iránymutatást és hatályos szabályzást követni a biztonságos gyakorlat kialakítása érdekében. Az Egyesült Királyságban a Medicines and Healthcare Products Regulatory Agency tesz közzé útmutatókat, amelyek összefoglalják a különböző testületek ajánlásait, és emellett számos gyakorlati tanácsot adnak a klinikai MR létesítmények működtetéséhez [15.2]. Az American College of Radiology útmutató dokumentuma szintén sok hasznos gyakorlati tanácsot ad a betegbiztonságot növelő eljárásokról [15.3]. A páciensek elektromágneses expozíciójára vonatkozóan számos ajánlás (Health Protection

Agency (HPA) [15.4], International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) [15.5] és az International Electrotechnical Commission (IEC) [15.6]) három szintet javasol, amelyek a következők: (i) *normál* vizsgálati mód a páciensek rutinszerű vizsgálatára, (ii) orvosi felügyelet mellett végzett, *ellenőrzött* üzemmód a normál üzemmód expozíciós szintjét meghaladó egyedi vizsgálatokra, amelynek során a lehetséges káros hatásokat az előrelátható előnyökkel szemben klinikai döntés alapján kell mérlegelni, és (iii) *kísérleti* üzemmód a ellenőrzött üzemmódot meghaladó expozíciós szintek esetén, amelyhez helyi etikai engedélyt kell beszerezni.

15.6.1. Állandó mágneses mezővel kapcsolatos megfontolások: lövedék-hatások, implantátumokra gyakorolt hatások, fiziológiai hatások

Az állandó mágneses tér hatással van a ferromágneses anyagokra, a mágneses adattárolókra, a mágneses működésű kapcsolókra, az érzékeny erősítőkre és az érzékeny elektronikus berendezésekre (különösen azokra, amelyek gyorsított elektronokat használnak, mint például a lineáris gyorsítók vagy a fotoelektron-sokszorozók). Biztonsági szempontból a két legfontosabb terület a következő: (i) a mágnesbe lövedékszerűen berepülő ferromágneses anyagokat tartalmazó berendezések és tárgyak, valamint (ii) a mágneses mezőkre érzékeny implantátumok.

A mágnes közelében használni szánt berendezéseket és tárgyakat tesztelni kell, és a ferromágneses anyagokat szigorúan ki kell tiltani az MR helyiségéből, vagy egy kijelölt, belső ellenőrzött zónából. E területre csak képzett és engedéllyel rendelkező személyzet, illetve megfelelően átvizsgált személyek léphetnek be.

Bizonyos implantátumok szintén ferromágnesesek vagy azzá válhatnak, illetve erős mágneses térben károsodhatnak vagy meghibásodhatnak. Ezek közé tartoznak azok a szívritmus-szabályozók, amelyek nem kerülhetnek 0,5 mT-nál nagyobb mezőbe, illetve hallókészülékek, és más, mágnesesen vezérelt vagy programozható implantátumok. De ilyen lehet néhány sebészeti acél eszköz is, amelyekben a rozsdamentes acél egyes fajtái mágnesessé válhatnak a megmunkáláskor vagy beállításukkor. F. Shellock létrehozott egy igen hasznos weboldalt [15.7], ami számos beültetett eszközzel kapcsolatos részletet és MR szempontjából fontos információt tartalmaz. A vizsgálandó páciens implantátumának pontos gyártmányát és modelljét azonosítani kell, és a biztonságosságot az MRI vizsgálat előtt egyeztetni kell a gyártóval. Míg a mágneses mező vonzó hatása erős, és a mágnes típusától függően jelentős távolságra is kiterjedhet, a beültetett eszközökre ható nyomaték szintén jelentős veszélyt jelenthet. Ferromágneses beültetett tárgyak esetén olyan erő jelenik meg, amely a tárgyat a mező irányához próbálja beállítani. Nagyobb térerősségnél (>2 T) az állandó mágneses mező bizonyos fokú szédülést vagy zavartságot okozhat, ha a páciens gyorsan mozgatja a fejét a mezőben. Ennek oka feltehetően az egyensúlyközpontban fellépő, a normális érzékszervi észleléseket zavaró indukált

áram. Nagy mágneses mezőknél fontos, hogy a mágneses mezőben lassan mozogjunk, és kerüljük a fej hirtelen mozgatását.

Az állandó mágneses mező a klinikai gyakorlatban használt tereknél kevés igazolt biológiai hatást okoz. Egy mozgó vezető, mint például a vér, mágneses tér jelenlétében indukált áramot kelthet. A 8 T értéknél nem nagyobb mágneses mezők által a szervezetben indukált áram mértéke érdektelen. Ilyen állandó mágneses terek mellett a vizsgált személyeknél nem találtak súlyos vagy maradandó egészségkárosodást, bár a tudományos vizsgálatok korlátozottak voltak. A páciensek expozíciójára az ICNIRP iránymutatása 4 T, illetve 8 T értékre korlátozza a normál és az ellenőrzött üzemmódban történő MRI vizsgálatokat.

15.6.2. RF mezővel kapcsolatos megfontolások: szöveti hőhatás, fajlagos elnyelt teljesítmény, égési sérülések

A minta mágnesezettségének manipulálására használt RF elektromágneses teret általában a testtekercs gerjesztésével állítják elő. A test és így a tekercs nagy térfogata miatt ezt egy nagyteljesítményű erősítő által generált feszültséggel táplálják meg, amely jellemzően 15 kW teljesítményű lehet. Az RF mező a testben felmelegedést okozhat, a berendezéseket ezért úgy tervezik, hogy a páciens állapotától, a mérés hosszától és a klinikai kérdéstől függően a hőemelkedést 0,5–1°C-ra korlátozzák, ehhez igazítva a fajlagos elnyelt teljesítmény, illetve az RF tekercs melegítő hatását is. A jelek vételére használt vevőtekercseket el kell választani a gerjesztő tértől, de a tekercsek esetleges hibás állapota, vagy a csatlakozóik rossz beállítása vagy elhelyezése helyi átkötést és így megemelkedett helyi RF teljesítményt eredményezhet, ami a szövetek melegedését okozza.

Az RF égési sérülések a leggyakoribb baleseti formák az MRI-nél. Az operátoroknak folyamatosan kapcsolatot kell tartaniuk a páciensekkel (önkéntesekkel), és azonnal le kell állítaniuk a vizsgálatot, ha az alany kellemetlen érzését fejezi ki. Nagy gondot kell fordítani a főmágnesben a vizsgálat alatt lévő egyéb vezetőkre, például az EKG vezetékekre, amelyekre különleges követelmények vonatkoznak, és be kell tartani a gyártó útmutatásait. Míg az RF terek hőhatása jól ismert, nincs egyértelmű bizonyíték a nem hőhatás miatt fellépő, hosszútávú hatásokra a legfeljebb 4 W/kg-os expozíció esetén.

A páciensek (önkéntesek) RF sugárzásnak való kitettségét úgy tervezik, hogy a 15.1. táblázat adatainak megfelelően korlátozzák a testhőmérséklet emelkedését, a HPA [15.4], az ICNIRP [15.5] és az IEC [15.6] iránymutatásai alapján. A 15.2. táblázat egyszerűsített módon származtatott fajlagos elnyelt teljesítményeket közöl. Részletesebb információ a hivatkozásokban található. Az állandó terekhez hasonlóan az expozíciós határértékeket a három már említett üzemmód alapján határozzák meg:

- *Normál üzemmód:* A test nagyobb térfogatának expozíciója során el kell kerülni, hogy a páciensek és önkéntesek testhőmérséklete 0,5 °C-nál nagyobb mértékben emelkedjen, beleértve a csökkent hőszabályozó képességű személyeket is.
- *Ellenőrzött üzemmód:* A testhőmérséklet emelkedésére vonatkozó korlátozások 1°C előre látható mértéket engednek meg, ha a páciens vagy önkéntes orvosi felügyelet alatt és megfelelő fiziológiai megfigyelés alatt áll. A HPA iránymutatásai (2008) [15.4] azt javasolják, hogy a szabályozott üzemmód korlátozott használatát csecsemők, terhes nők, lázas betegek és más, csökkent hőszabályozó képességű vagy perifériás keringési zavarokkal küzdő személyek esetében körültekintő mérlegelés előzze meg.
- *Kísérleti üzemmód:* Ezen üzemmódban bármely vizsgálat, amely a teljes testhőmérséklet 1°C feletti emelkedését eredményezheti, etikai bizottsági jóváhagyást igényel. Orvosi, hőmérsékleti és fiziológiai megfigyelésre van szükség. Az MR vizsgálat alatt, a test maghőmérséklete emelkedésének korlátozásán túl, a lokális hőemelkedés abszolút határértékei is adottak. Az IEC (2010) szabvány 3. kiadása némileg eltér a szabvány előző kiadásától és az ICNIRP (2004) útmutatásától [15.5], továbbá megengedi, hogy a maghőmérséklet 40°C legyen ellenőrzött üzemmódban, valamint >40°C kísérleti üzemmódban. A HPA (2008) iránymutatása [15.4] rögzített értékeket közöl a kutatási üzemmód esetén.

15.1. TÁBLÁZAT. A TESTHŐMÉRSÉKLET ALAPVETŐ KORLÁTAI[a]

Működési mód	Helyi hőmérsékleti határértékek[b] (°C)			Test maghőmérséklete (°C)		Helyi szöveti hőmérséklet (°C)
	Fej	Törzs	Végtagok	Max. maghőmérséklet emelkedés[b,c]	Maximális maghőmérséklet[c]	Max. helyi hőmérséklet[c]
Normál	38	39	40	0,5	39	39
Ellenőrzött	38	39	40	1,0	40	40
Kísérleti	>38	>39	>40	>1,0	>40	>40
Kísérleti[d]	39	40	41	2		

[a] E hőmérsékleti korlátokból származtatható a fajlagos elnyelt teljesítmény. Erre általában a klinikai berendezések szoftvere és hardvere képes.
[b] ICNIRP (2004) [15.5].
[c] IEC (2010) [15.6].
[d] HPA (2008) [15.4].

15.2. TÁBLÁZAT. PÁCIENSEK ÉS ÖNKÉNTESEK FAJLAGOS ELNYELT TELJESÍTMÉNYKORLÁTAI (W/kg) RF EXPOZÍCIÓKRA

Mód ↓	Térfogati adótekercs				Helyi adótekercs					
	Egésztest	Fej		Nem fej	Fej		Törzs		Végtagok	
Hivatkozás	a, b	a	b	a, b	a	b	a	b	a	b
Normál	2	3	3,2	2–10	10	10	10	10	20	20
Ellenőrzött	4	3	3,2	4–10	10	20	10	20	20	40
Kísérleti	>4	>3	>3,2	>(4–10)	10	>20	>10	>20	>20	>40

a: ICNIRP (2004) [15.5].
b: IEC (2010) [15.6].

15.6.3. Gradiens mezővel kapcsolatos megfontolások: perifériás idegstimuláció

A térbeli lokalizációhoz használt gyorsan változó gradiens mezők két fő hatást váltanak ki: áramot indukálnak a test vezető anyagaiban, illetve rezgést. Mindkét hatás akut változásokat okozhat. Az indukált áram az idegek akaratlan ingerlését okozhatják, ami az izmok rángását, illetve nagyobb inger esetén fájdalmat is okozhat. Az idegstimuláció megjelenése a gradiens helyi erősségétől, a gradiens változásának sebességétől, a gradiens hullámformájától és az egyén idegstimulációra való érzékenységétől függ. Mivel a gradiens erőssége függ a főmágnesen belüli helyzettől és a gradiensek kialakításától, egy adott egyénnél és adott szekvencia esetén nehéz előre jelezni az inger megjelenését. A gradiens szinteket általában úgy állítják be, hogy elkerüljék az ingerlést, de enyhe inger elfogadható. Elvileg a jóval nagyobb gradiensek magas sejtpotenciálokat eredményezhetnek, amelyek szívfibrillációhoz vezetnek, de ennek küszöbértéke tízszerese az idegstimulációt létrehozó értékének.

A HPA (2008) [15.4] tanulmány összefoglalta az MRI-ben használt alacsonyfrekvenciájú, időben változó mezők hatásairól szóló szakirodalmat. Nem találtak egyértelmű bizonyítékot a rövid távú expozíciót követő károsodásra, bár néhány enyhébb biológiai hatásról beszámoltak. Epilepsziában szenvedő személyek vagy olyan alanyok, akik rohamokat csökkentő gyógyszereket szednek, fokozott érzékenységet mutathatnak a gradiens mezők által az agykéregben kiváltott ingerületre, és így körültekintéssel kell elvégezni az MR leképezésüket.

Az ICNIRP (2004) [15.5] és az IEC (2010) [15.6] egyaránt iránymutatást ad az MR készülékekbe telepített, időben változó mágneses térgradiensekre vonatkozó megszorításokról. Megállapítják, hogy a készülék nem produkálhat olyan gradiens kimenetet, amely meghaladja a perifériás idegstimuláció határértékének egy adott üzemmódra meghatározott százalékát:

- *Normál üzemmód*: A gradiens rendszernek olyan módon és erősséggel kell működnie, amely nem haladja meg a közvetlenül meghatározott átlagos perifériás idegstimuláció küszöbértékének 80%-át, ahol a küszöbértéket az érzet megjelenéséhez kötik.
- *Ellenőrzött üzemmód*: A gradiens rendszernek olyan módon és erősséggel kell működnie, amely nem haladja meg a közvetlenül meghatározott átlagos perifériás idegstimulációs küszöbérték 100%-át.

Továbbá az IEC a szív stimulációjának elkerülésére is megállapított határértéket.

15.6.4. Gyakori MR kontrasztanyagok

A paramágneses kontrasztanyagok használatosak a leggyakrabban az MRI-hez, ahol a párosítatlan elektronok miatt kialakuló erős, helyi mágneses tér erős, nettó mágneses momentumot eredményez. Az ilyen anyagok kémiailag erősen reaktívak, ezért potenciálisan toxikusak, így a paramágneses atommagot kelátban kell megkötni, hogy megakadályozzák az ionok és a biológiai molekulák közötti közvetlen kölcsönhatást. A kontrasztanyag a közeli vízmolekulák relaxációjára hat, és leginkább a T_1 relaxációs folyamatot befolyásolja. A paramágneses hatás erőssége mellett a vízmolekulákhoz való hozzáférés, amelyet a molekula szerkezete határoz meg, is hozzájárulnak a kialakuló relaxációsebességhez.

A leggyakoribb paramágneses kontrasztanyag ion a gadolínium, amely számos különböző keláthoz kapcsolódhat. Ezek csoportosíthatók úgy, mint töltéssel rendelkező és töltés nélküli lineáris kelátok, valamint töltéssel rendelkező és töltés nélküli makrociklusos kelátok. A közelmúltban egy ritka elváltozásról, a nefrogén szisztémás fibrózisról számoltak be, amely bizonyos gadolínium-alapú kontrasztanyagok expozíciójával függ össze. Ez csak olyan betegeknél fordul elő, akik a súlyosan károsodott vesefunkciójuk miatt tartósan ki voltak téve a kontrasztanyagnak. Az irányelvek ma már korlátozzák az ilyen kontrasztanyagok alkalmazását a súlyosan károsodott vesefunkciójú betegeknél (pl. [15.3]).

HIVATKOZÁSOK

[15.1] MURPHY, P.S., et al., Monitoring temozolomide treatment of low-grade glioma with proton magnetic resonance spectroscopy, Br. J. Cancer 90 (2004) 781–786. Available from: https://www.nature.com/articles/6601593
Licence terms: https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/
Reproduction of Figure 1. E and the left panel of Figure 2.

[15.2] MEDICINES AND HEALTHCARE PRODUCTS REGULATORY AGENCY, Safety Guidelines for Magnetic Resonance Imaging Equipment in Clinical Use, MHRA Device Bulletin DB2007(03), Department of Health, London (2007), https://webarchive.nationalarchives.gov.uk/ukgwa/20141205150130/http://www.mhra.gov.uk/home/groups/dts-iac/documents/publication/con2033065.pdf (hozzáférés: 2023. aug. 9.).

[15.3] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, ACR Guidance Document for Safe MR Practices: 2007, AJR Am. J. Roentgenol. 188 (2007) 1447–1474, http://www.ajronline.org/content/188/6/1447.full (hozzáférés: 2023. aug. 9.).
[15.4] HEALTH PROTECTION AGENCY, Static Magnetic Fields — Report of the Independent Advisory Group on Non-ionising Radiation, HPA Rep. Docs HPA, RCE-6, HPA, Chilton, UK (2008), https://webarchive.nationalarchives.gov.uk/ukgwa/20140714074352/http://www.hpa.org.uk/web/HPAwebFile/HPAweb_C/1211184025757 (hozzáférés: 2023. aug. 9.).
[15.5] INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION, Medical magnetic resonance (MR) procedures: Protection of patients, Health Phys. 87 (2004) 197–216.
[15.6] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment — Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis, IEC 60601-2-33 Edn 3.0, IEC, Geneva (2010).
[15.7] MRIsafety.com, www.mrisafety.com (hozzáférés: 2023. aug. 9.).

IRODALOMJEGYZÉK

BERRY, E., BULPITT, A.J., Fundamentals of MRI: An Interactive Learning Approach, CRC Press, Boca Raton, FL (2009).

BROWN, M.A., SEMELKA, R.C., MRI: Basic Principles and Applications, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2010).

DORAN, S.J., LEACH, M.O., “Spatially localised magnetic resonance”, Webb’s Physics of Medical Imaging (FLOWER, M.A., Ed.), CRC Press, Boca Raton, FL (2012).

HAACKE, E.M., BROWN, R.W., THOMPSON, M.R., VENKATESAN, R., Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, John Wiley & Sons, New York (1999).

HASHEMI, R.H., BRADLEY, W.G., LISANTI, C.J., MRI: The Basics, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (2010).

INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION, Amendment to the ICNIRP statement on medical magnetic resonance (MR) procedures: Protection of patients, Health Phys. 97 3 (2009) 259–261.

INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION, Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields, Health Phys. 96 4 (2009) 504–514.

MAMOURIAN, A.C., Practical MR Physics, Oxford University Press, Oxford (2010).

WEISHAUPT, D., KOECHLI, V.D., MARINCEK, B., FROEHLICH, J.M., How does MRI Work?: An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging, Springer, Berlin (2006).

16. fejezet

DIGITÁLIS KÉPALKOTÁS

D. CLUNIE
CoreLab Partners, Princeton,
Amerikai Egyesült Államok

Fordította: Kiss János

Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

16.1. BEVEZETÉS

A röntgenfelvételek rögzítésének eredeti eszköze a fényképészeti lemez volt. Napjainkban minden orvosi képalkotó modalitás lehetővé teszi a digitális képadatgyűjtést, bár világszerte még mindig széles körben elterjedt a röntgenfilm használata. Számos modalitás alapvetően digitális, mivel számszerűsített digitális jelekből történő képrekonstrukciót igényel, mint például a komputertomográfia (CT) és a mágneses rezonancia képalkotás (MRI).

16.2. KÉP KÓDOLÁSA ÉS MEGJELENÍTÉSE

16.2.1. A digitális adatok jellemzői

16.2.1.1. Pixelek és voxelek

Az egyes digitális képek jellemzően szabályos mintavételezésű képelemek vagy „pixelek” 2D, téglalap alakú tömbjéből állnak. Ha több képet csoportosítanak valamilyen célból, például több mintát szolgáltatnak időben vagy térben, akkor minden egyes képet „képkockának” (kép, frame), a képkockák egészét pedig „többkockás képnek” (képsorozat, multiframe) nevezhetjük.

A pixelek jellemzően négyzet alakúak, azaz az általuk képviselt két fizikai térbeli dimenziót a vízszintes és függőleges tengely mentén egyformán mintavételezik. Ezeket a dimenziókat általában „pixeltávolságként” (képponttávolságként), azaz az egyes pixelek középpontjai közötti távolságként fejezik ki. A pixeltávolság jelentése a képadatgyűjtés módjától függ. Metszetképalkotó modalitások, például CT és MRI esetében a páciensen belüli pixeltávolság a kép rekonstrukciójának időpontjában ismert. A széttartó röntgennyalábbal végzett projekciós röntgenfelvételezés esetén a pixeltávolság a sugár mentén elfoglalt helytől és a geometriai nagyítástól függ, és ezért csak egy ismert referenciapontban, általában a detektor elülső oldalán lévő központi sugárban határozható meg. Fényképek és szkennelt képek esetén a kalibráláshoz egy, a képen belüli ismert méretű referenciapont használható fel.

Ha egy kép vagy képkocka a test keresztmetszeti „szeleteiből” áll, akkor létezik egy további dimenzió, amely a szelet síkjára merőleges. A képpontot ilyenkor térfogatelemnek vagy „voxelnek” nevezzük. Egyetlen szeletben a voxelek jellemzően mind ugyanolyan vastagok, és ugyanolyan távolságra vannak egymástól, mint az előző és az azt követő szeletek. A szeletek vastagsága és távolsága nem feltétlenül azonos, mivel a szeletek között lehet rés vagy átfedés is.

16.2.1.2. Fotometriai reprezentáció és dinamikatartomány: csatornák, bitek és pixelmélység

A kereskedelmi forgalomban kapható digitális fényképezőgépekből származó és az internetre szánt képek általában csatornánként 8 bitesek, és három, vörös, zöld és kék csatornás „valódi szín” információval vannak kódolva, legalábbis nem tömörített állapotukban.

Az orvosi képalkotó alkalmazások gyakran egyetlen fizikai mennyiséget, például a röntgensugárzás gyakoriságát reprezentáló egyetlen információs csatornát tartalmaznak, amelyet szín nélküli, szürkeárnyalatos képként jelenítenek meg. Ezeket lehet úgy kódolni, hogy az alacsonyabb számértékek sötét vagy világos színnel jelennek meg.

Ha az ilyen egycsatornás képekre színt visznek, akkor az egy mesterséges „álszín” paletta, amelynek célja, hogy az intenzitás finom különbségeit jobban láthatóvá tegye. A színt a megjelenítő szoftverben lehet beállítani a szürkeárnyalatos egycsatornás képre, az alkalmazandó színpalettát tartalmazhatja maga a kép, vagy a szürkeárnyalatos képet át lehet alakítani színes ábrázolássá.

Az orvosi képek olyan dinamikatartományban mintavételezett jelintenzitásokat is hordozhatnak, amelyek meghaladják a 8 bites csatornában kódolható 256 értéket, és amelyek jellemzően 10, 12 vagy 16 bites mélységűek. Általában a 9 és 16 bit közötti dinamikatartományú adatokat tömörítetlen formában egyetlen 16 bites (két bájtos) szóhosszba kódolják, és a fennmaradó, nem használt magas biteket üresen hagyják, vagy más célokra, például grafikai maszkolásra használják. Az orvosi képek negatív értékű előjeles adatokat is tartalmazhatnak (például a Hounsfield-egységek (HU) a CT-ben lehetnek negatívak).

16.2.1.3. Képadatok kontra képi metaadatok

A kódolt képpontértékek (vagy „képpontadatok”) különböznek a képpontadatok jellemzőit leíró információktól, amelyeket néha „metaadatoknak” (adatok az adatokról) neveznek. A pixeladatok értelmezéséhez a fogadó félnek olyan metaadatokra van szüksége, amelyek leírják a pixeladattömb méreteit (sorok és oszlopok, valamint a képkockák száma), a pixelenkénti csatornák (minták) számát, a pixelek fizikai távolságát, az egyes minták tárolására használt bitek számát, az egyes szignifikáns biteket tartalmazó szavakon belüli bitek számát és az adott szóban

elfoglalt helyüket, valamint az egyes pixelek fotometriai értelmezését (szürkeárnyalatos vagy színes, a nulla fekete stb.).

Ezek a metaadatok tárolhatók a pixeladatoktól elkülönítve, vagy, ami még gyakoribb, a pixeladatokat megelőző „fejlécben”. A fejléc lehet fix hosszúságú bináris formátumú, változó hosszúságú bináris név–érték páros, vagy valamilyen strukturált szöveges formátumú, például kiterjeszthető jelölőnyelv (XML).

16.2.2. Digitális felvételek megjelenítése

A begyűjtött orvosi képek mérete és dinamikatartománya jellemzően különbözik azoktól az eszközöktől, amelyeken megjelenítik őket. Valamilyen utófeldolgozásra van szükség ahhoz, hogy a megjelenítő eszközre küldött értékek mátrixává alakítsuk őket. Ez a feldolgozás magában foglalhat egypontos műveleteket, amelyeket minden egyes képpontra ismételten alkalmaznak, mint például a képpont intenzitásának átalakítása, vagy többpontos műveleteket, mint például a kép egészének vagy egy részének újramintavételezése és interpolálása a megjelenítéshez való illeszkedés érdekében, valamint egyéb térbeli műveleteket is, mint például a forgatás, tükrözés, nagyítás és az eltolás. A metaadatokból származó leíró jegyzetek (annotation) is jellemzően a képre kerülnek a megjelenítés során.

16.2.2.1. Ablakolás és szint

A képen belüli mintázott értékek száma meghaladhatja a megjeleníthető diszkrét intenzitások számát. Előfordulhat, hogy a megfigyelő emberi látórendszere nem képes megkülönböztetni a megjelenített jelintenzitás (fénysűrűség) kis különbségeit, és a mintaértékeknek csak egy részhalmaza lehet érdekes egy adott diagnosztikai feladat szempontjából. Például a CT-ben, bár a begyűjtött és kódolt értékek jellemzően 4096 értéket tartalmaznak, ezek eltérő módon oszlanak el a levegőnek, zsírnak, lágyszövetnek, jód kontrasztanyagnak és csontnak megfelelő sűrűségtartományban. Ennek megfelelően a lágyszövetek megtekintésekor a felhasználó a víz sűrűsége körüli szűk intenzitástartományt akar megjeleníteni, míg a csontok megtekintésekor az intenzitások szélesebb tartományát kell megjeleníteni, a lágyszövetek sűrűségének finom eltéréseit feláldozva. Így a felhasználó kiválasztja a megjelenítendő jelintenzitások „ablakát”, amelyet a középpont és a szélesség értékpárja határoz meg, és ez az ablak szűri a bemeneti értékek tartományát, amelyet lineárisan leképez a megjelenítő eszköz teljes dinamikatartományára. Az ablakértékek előre beállított párjai és az interaktív beállítás is mindenütt rendelkezésre állnak.

Egyes alkalmazásoknál, például a projekciós röntgenfelvételek esetében a lineáris leképezés, az ablak felső és alsó határán történő fehérre vagy feketére történő vágással, nem biztos, hogy kielégítő eredményt ad. Egy nem-lineáris függvény, például egy szigmoid függvény alkalmazása kielégítőbb intenzitáscsökkenést eredményezhet a világos és sötét tartományokban, amely a röntgenfilm

viselkedéséhez hasonlítható (Hurter-Driffield jelleggörbéje). Ha az adatgyűjtő berendezés forgalmazója biztosítja, ez kódolható a metaadatokban egy meghatározott függvény paramétereiként, vagy egy „keresőtáblaként”, amely kódolja az egyes bemeneti értékek és az egyes kimeneti értékek összefüggését.

16.2.2.2. A megjelenítés következetessége

A kijelzők a digitális vezérlési szinteket olyan fényintenzitássá (fénysűrűség) alakítják át, amelyet az emberi látórendszer a környezeti világítás mellett érzékel. Az emberi látórendszer nem-lineárisan reagál a fénysűrűségre, így a luminancia még érzékelhető minimális változása nem azonos a különböző abszolút fénysűrűségi szinteknél. Ennek nettó hatása az, hogy ugyanazt a megjelenített képet különböző fénysűrűségszintek (megjelenített és környezeti) esetén különbözőképpen érzékeljük. Azt a fénysűrűségben bekövetkező változást, amely ahhoz szükséges, hogy egy adott fénysűrűségi szint érzékelhető és ezáltal mérhető vagy előre jelezhető legyen, „éppen érzékelhető különbségnek” (JND, just noticeable difference) nevezik.

Ezt a hatást az „érzékelési linearizálással” lehet kompenzálni, amely azt jelenti, hogy a digitális vezérlési szint minden egyes változása olyan fénysűrűség-változást eredményez, amely ugyanolyan érzékelési hatással jár (ugyanolyan értékű JND). A gyakorlatban ez az emberi látórendszer Barten-modelljének alkalmazásával érhető el, amelyet a DICOM (digitális képalkotás és kommunikáció a gyógyászatban, Digital Imaging and Communications in Medicine) GSDF (szürkeskála-megjelenítési függvény, Grayscale Standard Display Function) ír le a kijelzők kalibrálására. Az ilyen kalibrálás nettó hatásai a következők: (i) a GSDF segítségével megjeleníteni kívánt képek hasonló kontrasztúnak tűnnek a különböző fénysűrűség-tartományú megjelenítő eszközökön (a következetességi cél), és (ii) a rendelkezésre álló fénysűrűségtartomány leghatékonyabb alkalmazása (minőségi cél).

A JND-k kvantálás hatására történő feláldozásának elkerülésére az ilyen kalibrációt a megjelenítő hardverben megfelelő bitmélységű keresőtáblák segítségével kell elvégezni. A megjelenítés nagyobb érzékelhető következetessége érdekében ajánlott továbbá, hogy egy intézményen belül minden eszközön ugyanazt a maximális fénysűrűséget használják.

Rendszeres újrakalibrálásra van szükség a háttérvilágítás intenzitásának csökkenése vagy a kijelző más műszaki tényezői, valamint a környezeti fényviszonyok változásai miatt is, ha a kijelző hardvere nem veszi ezeket dinamikusan figyelembe.

16.3. KÉP KÓDOLÁSA ÉS MEGJELENÍTÉSE

16.3.1. Képarchiváló és kommunikációs rendszerek

16.3.1.1. Áttekintés

A filmfelvétel, amelyből csak egy eredeti van, fizikailag egy helyen található, és kézi kezelést, tárolást és szállítást igényel. A digitális kép, amely teljes hűséggel akárhányszor sokszorosítható, hozzáférési módot, elektronikus archiválást és elektronikus megjelenítési módot igényel. E feladatok mindegyikének elvégzésére egyedi eszközök alkothatók. Ha ezeket az eszközöket olyan rendszerré csoportosítjuk, amely az említett a feladatokat kezeli, akkor létrejön a képarchiváló és kommunikációs rendszer (PACS).

16.3.1.2. Alkalmazási terület

A PACS lehet egy kis rendszer, amely egy osztály igényeit elégíti ki, esetleg egyetlen modalitással, kisszámú munkaállomással, korlátozott számú speciális felhasználó számára; ez egy mini-PACS.

Általánosabban a PACS kifejezés olyan rendszerre utal, amely egy egész intézményt, például egy kórházat vagy egy nagy járóbetegellátó (ambuláns) intézményt szolgál ki. A PACS nemcsak a felvételek begyűjtéséért, archiválásáért és a hozzáférhetőségért felelős, hanem a munkafolyamatok irányításáért és más osztályos vagy intézményi szintű információs rendszerekkel, például a radiológiai, kardiológiai, laboratóriumi vagy kórházi információs rendszerrel való integrációért is. Egy intézményi PACS-nak vannak mind helyi felhasználói, akik a szervezeten belülről, mind pedig távoli felhasználói, akik a szervezeten kívülről férnek hozzá az információkhoz.

A pácienseket gyakran több helyszínen vizsgálják és kezelik. Így a képeket és a kapcsolódó információkat különböző helyszínek és szervezetek között kell továbbítani. Az intézményközi adatcsere folyamata magában foglalhatja fizikai adathordozók vagy elektronikus hálózatok használatát. Az egyes rendszereket és egy teljes PACS-t egyesíthető egy rendszerben (csoportosítva és egyetlen módon elérhetővé téve), hogy az említett adatcserét biztosítsák, vagy az adatokat végpont-végpont kapcsolatokon keresztül is lehet továbbítani, esetleg regionális archívumokban tárolni (központosítani), amelyek szélesebb körű hozzáférést biztosítanak.

A PACS összekapcsolható olyan elektronikus egészségügyi nyilvántartó rendszerekkel, amelyek egy adott létesítményben lévő páciensre vonatkozó információk szélesebb köréhez biztosítanak hozzáférést, vagy olyan „kiterjedt” egészségügyi nyilvántartó rendszerrel, amely lehetővé teszi, hogy az információk több létesítményt felölelve is elérhetők legyenek.

16.3.1.3. Funkciók, összetevők és munkafolyamatok

Kérés és ütemezés

A digitális felvételek gyűjtése történhet kérésre vagy rendelésre (ütemezett), vagy a klinikus által a páciens vizsgálata vagy kezelése során (nem ütemezett). Mindkét esetben a páciensre vonatkozó demográfiai információknak adott egy forrása, ideértve a páciens személyazonosságát és jellemzőit, valamint az állapotára és az elrendelő személyére vonatkozó egyéb információkat. Ezek az információk származhatnak a felvételi, elbocsátási és átadó rendszerekből. A rendeléseket a számítógépes orvosi előjegyzési rendszerben vagy más formában, például a kórházi információs rendszeren keresztül adhatják ki. Az ütemezés történhet a részleg önállóan működő ütemező és elrendelés-végrehajtó rendszerében, például egy radiológiai információs rendszerben.

Az azonosítási, elrendelési és ütemezési információk elektronikus forrásának használata, valamint a különböző információforrások integrálása csökkenti az adatok újbóli beviteléből adódó operátori hiba lehetőségét, és lehetővé teszi a képek más rendszerekben lévő információkkal való összekapcsolását.

Képadatgyűjtés

Egy digitális képadatgyűjtő modalitás nemcsak a nyers adatok gyűjtéséért felelős, amelyekből az emberi szemlélő számára megjeleníthető kép rekonstruálható, hanem a képnek a beutalási és demográfiai metaadatokkal való összekapcsolásáért is. Az eszközt kezelő személy ezeket az információkat megadhatja a modalitás konzolján történő közvetlen adatbevitel útján (ami hibalehetőségekkel jár), vagy a korábban kinyomtatott vonalkódinformációk beolvasásával, vagy egy munkalistán vagy más, a demográfiai információknak a modalitás számára elektronikusan biztosított forrásából történő kiválasztásával. A modalitás beilleszti ezeket a metaadatokat a kép „fejlécébe”.

Ezután továbbítja a képeket és a kapcsolódó információkat a helyi hálózat egy másik eszközére, például egy minőségellenőrző (QC) vagy kiértékelő munkaállomásra, akár egy elemző vagy képkezelő rendszerre, esetleg egy archívumba, vagy egy digitális filmnyomtatóra. Általában a modalitás a képeket egyszer elküldi az előre beállított helyre, amely ezután átveszi az értelmezés, archiválás és hozzáférhetőség felelősségét, majd egy előre meghatározott idő után törli a helyi másolatokat. Alternatív megoldásként néhány modalitás biztosítja a helyileg tárolt, rekonstruált vagy nyers képadatok (esetleg mindkettő) adathordozón, például CD-n vagy magneto-optikai lemezen történő archiválását.

A régebbi, digitális képeket előállító, de a hálózati kommunikáció szabványos eszközeinek széles körű elterjedése előtt használt modalitásokhoz szükség lehet valamilyen típusú adatgyűjtő átjáróra vagy átalakító „dobozra”, hogy ezeket a funkciókat elvégezzék. Hasonlóképpen, a más forrásból származó képek rögzítésére

használt nem orvosi eszközökhöz, például egy endoszkóphoz vagy mikroszkóphoz csatlakoztatott digitális fényképezőgéphez vagy digitális videofelvevőhöz is szükség lehet egy ilyen átjáróra, hogy a kereskedelmi forgalomban használt formátumú képeket (pl. Joint Photographic Experts Group (JPEG) vagy Tagged Image File Format (TIFF)) a továbbításukhoz a további metaadatokat tartalmazó szabványos orvosi formátumba konvertálja.

Az aktuális vizsgálat helyes értelmezéséhez gyakran elengedhetetlenek egyéb információk, beleértve a korábbi vizsgálatokból származó képeket is. A digitalizáló berendezések használhatók fizikai média, például röntgenfilmek, nyomtatott képek és egyéb papírdokumentumok, például kérőlapok, kezelői jegyzetek és munkalapok digitalizálására. A korábban adathordozókra, például CD-re rögzített digitális képek és jelentések importálhatók. Ezen eszközök integrálása hasonló módon történik, mint bármely más adatgyűjtő eszközé, bár a munkafolyamat speciálisabb lehet, például a külsőleg szolgáltatott információk azonosítóinak a helyi nyilvántartásban már szereplő számokkal történő egyeztetése.

A röntgenfilmek vagy a lézerrel nyomtatott orvosi filmek szkennelésére tervezett filmdigitalizálók jelentősen eltérnek a kereskedelmi forgalomban kapható társaiktól. A szkennelés elve transzmissziós, és nem reflektív, a film optikai denzitásának (OD) tartománya nagy, ezért a térbeli és kontrasztfelbontásra vonatkozó követelmények is magasak. Fizikailag a film speciális szállítást igényel. Mind a töltéscsatolt (CCD), mind a lézeres eszközökből rendelkezésre állnak legalább 2,5 lp/mm térbeli felbontást, 10 bit kontrasztfelbontást és maximálisan 4,0 OD-t biztosító variánsok, amelyek olyan kalibrációs mechanizmusokat szolgáltatnak, amik kiterjednek az OD teljes várható tartományára, illetve egy sztenderd érzékelésileg linearizált térre.

QC

A felvételek rögzítése után általában egy kezelő által végzett minőségellenőrzésre van szükség a pozicionálás, a felvételtechnika, a mozgási vagy más műtermékek hiányának, valamint a helyes címkézés és azonosítás megítélésére. A modalitás konzolján elérhető lehet egy megjelenítő eszköz, vagy külön QC munkaállomás is rendelkezésre állhat, ahová a képeket automatikusan továbbítják, vagy a képek egy központi helyről egy közönséges PACS munkaállomáson keresztül elérhetők, de a QC befejezéséig el vannak zárva az általános hozzáférhetőségtől. A mechanizmus kiválasztását a modalitás típusa és a munkafolyamat helyi optimalizálása egyaránt befolyásolja. Egy direkt digitális röntgenrendszer rendelkezhet integrált kijelzővel, míg egy számítógépes radiográfiai kiolvasó külön munkaállomást igényelhet. A felvételezés és a minőségellenőrzés felelősségének különböző személyekre való szétválasztása javíthatja a hatékonyságot. Bármely munkaállomást is használják a minőségellenőrzésre, annak a kijelző mérete, funkcionalitása, kalibrációja és megtekintési környezete szempontjából megfelelőnek kell lennie.

Elemzés és utófeldolgozás

A digitális képek egyes típusai alkalmasak automatizált képfeldolgozásra és -elemzésre a számítógép-támogatású észlelés (CAD) biztosítására (lásd 9.8. szakasz). A CAD elsődleges alkalmazási területe a rákfelismerés mammográfiás felvételeken, de a CAD-et alkalmazzák rákfelismerésre a dinamikus kontrasztanyagos MRI-n, a mellkasröntgen és mellkas CT, valamint a virtuális CT-kolonoszkópiás felvételeken.

A CAD-től elkülönülve, bizonyos felhasználásokhoz és modalitásokhoz más típusú utófeldolgozás is alkalmazható. A kezelő személy további rekonstrukciókat készíthet a begyűjtött képadatokból, például 3D rekonstrukciót, vagy kvantitatív méréseket végezhet a képeken, mielőtt továbbítja azokat az orvosnak leletezésre. Tipikus példa erre a koszorúerek mennyiségi elemzése CT-angiogramokon, amelyhez az erek szegmentálására, speciális 3D-s szoftverben történő megjelenítésére és a szűkület félautomata mennyiségi meghatározására van szükség. A megkívánt munkafolyamat, a személyzet szakképzettsége és gyakorlata, a költségtérítési rendszer és a PACS képességei függvényében ez elvégezhető külön munkafolyamati lépésként vagy az orvos által a leletkészítés során.

A CAD és más utófeldolgozó eszközök közvetlenül, vagy a PACS-on keresztül kapják a digitális képeket a modalitástól, és további információkat állítanak elő, amelyeket a vizsgálat emberi értelmezésekor használnak fel. A feldolgozásra szánt képek eltérhetnek az emberi megfigyelőnek megjelenítésre szánt képektől, és a modalitásnak előírható, hogy a feldolgozott képek helyett nyers adatokat küldjön a CAD-rendszernek.

Az utófeldolgozási lépések kimenete lehetséges származtatott és jegyzetekkel ellátott képek vagy strukturált információ formájában, amely a felhasználó munkaállomásán megjeleníthető és elemezhető. A CAD- vagy elemző munkaállomás továbbítja ezeket az információkat a PACS-nak a munkafolyamat további lépéseihez.

Megjelenítés és leletezés

A radiológiai vizsgálat végterméke nemcsak a képeket, hanem a radiológus által készített leletet is magába foglalja. A digitális képeket a radiológusnak meg kell jelenítenie és értelmeznie kell (soft copy reading).

Egy megfelelő képmegjelenítő szoftvernek képesnek kell lennie arra, hogy a felhasználó számára akár a még leletezésre váró vizsgálatok munkalistáját, vagy akár az összes rendelkezésre álló vizsgálat listáját biztosítsa, amelyből a felhasználó választhat, és lehetőleg megtekinthesse a leletezett állapotukat. Az utóbbi hatékonyabb, de nagyobb integrációt igényel az információs rendszerekkel. A képeket, beleértve a vonatkozó korábbi vizsgálatok során készült képeket is, a megfelelő időben rendelkezésre kell bocsátani. Ezek a rendszer architektúrájától és teljesítményétől függően azonnali kérésre vagy előtöltéssel (prefetch) lekérdezhetők.

Egy vizsgálat kiválasztásakor a teljes rendelkezésre álló képernyő egészét automatikusan fel kell tölteni a képek értelmezéséhez a felhasználó preferenciáinak megfelelő leghatékonyabb módon, olyan függő (alapértelmezett megjelenítési) protokollok alkalmazásával, amelyek felismerik az aktuális és korábbi képek típusát és tartalmát, és ennek megfelelően elrendezik az összehasonlításhoz szükséges képeket, szükség szerint a megfelelő irány szerint tükrözve és forgatva.

A megjelenítő szoftvernek biztosítania kell a támogatott, különböző modalitásokból származó, eltérő képtípusok megfelelő megjelenítését, beleértve a következőket:

- projekciós (pl. röntgen) és metszetfelvételek (pl. CT, MR);
- valódi színes (pl. ultrahang) és álszínes (pl. nukleáris medicina) képek;
- képsorozat és mozgóképek (pl. szívultrahang és angiográfia).

A CT és MR esetében elvárt a 3D többsíkú képrekonstrukció, valamint a maximális intenzitású vetület és a térfogati rekonstrukció támogatása, különösen a mozgásszervi és angiográfiás alkalmazások, valamint a tumorméretek meghatározása esetén. A hibrid pozitronemissziós tomográfia (PET)-CT-vizsgálatok értelmezéséhez nemcsak a többsíkú rekonstrukció támogatására van szükség, hanem a fuzionált képek megjelenítésére is (álszínezett PET a CT fölé helyezve).

A szükséges alapvető képkiértékelési funkciók közé tartoznak:

- Vizuális navigáció a rendelkezésre álló képsorozatok között miniatűrök vagy hierarchikus böngésző segítségével;
- Legalább két képsorozat egymás melletti összehasonlítása, akár ugyanabból a vizsgálatból, akár különböző vizsgálatokból származó sorozatokról van szó, szinkronizált görgetéssel, pásztázással és nagyítással metszetképalkotó modalitások esetén;
- Az oldalirány és az irány jelölése, valamint a metszetképek térbeli lokalizációja anatómiai tájékozódás céljából;
- Demográfiai, kezelési és alapvető technikai információk jegyzetelése a biztonságos azonosítás és használat érdekében;
- A lineáris távolság és szög egyszerű mérése a változások észlelése és a kezelés tervezése céljából.

A leletkészítési stílusok eltérőek, és egyes radiológusok hagyományos diktálást (rögzített digitális hangfelvétel), mások beszédfelismerést használnak, megint mások előre meghatározott strukturált jelentéssablonokat töltenek ki képernyőn. A leletkészítési technológia integrálása a képmegjelenítéssel és más információs rendszerekkel az optimális felhasználói hatékonyság és munkafolyamat érdekében továbbra is kihívást jelent.

A felvételek kezelése

Egyetlen rendszer sem tökéletes, és a folyamat minden szakaszában előfordulhat emberi hiba. A felvételeket véletlenül rossz páciensheZ vagy beutaláshoz rendelhetik hozzá. Előfordulhat, hogy nem a megfelelő vizsgálatot végzik el, vagy a képek rossz minőségűek és újrafelvételre szorulnak, ami a páciens vizsgálatának ismételt ütemezését és a visszahívását teheti szükségessé. A kép fejlécében vagy a pixeladatokban véletlenül rossz oldal kerülhet rögzítésre.

Ezek a problémák megkövetelik, hogy a rendszerek olyan felhasználási funkciót biztosítsanak, amely lehetővé teszi, hogy a jogosult személyzet elvégezze a korrekciókat, és hogy e korrekciókat megbízhatóan rögzítsék (audit útvonal). Ezek a korrekciók a különböző adatbázisok módosításával járhatnak, amelyekhez mindenhol hozzá kell férni, ahol a képeket használni lehet.

Idővel a PACS-archívum megtelik olyan képekkel, amelyeknek már nem kell azonnal rendelkezésre állniuk, például a jogszabályban előírt megőrzési idő lejártával. A leletezéshez szükséges korábbi vizsgálatok hasznossága idővel gyorsan csökken. Kívánatos lehet a kiválasztott vizsgálatok törlésének képessége, mind manuálisan, mind szabályalapú automatizált módon.

A pácienseket gyakran kell máshová utalni további kezelésre, és velük az adataiknak is rendelkezésre kell állniuk, ezért szükség van exportálási lehetőségekre, távoli intézményeknek, mind a hálózaton, mind a szabványos adathordozókon keresztül.

Archiválás, megőrzés és üzemeltetési-folytonosság

A képeket tárolni kell, mind rövidtávon azonnali felhasználásra, mind a későbbi vizsgálatokhoz, a későbbi kezelésre való beutaláshoz és a jogszabályban előírt megőrzési célokra.

A PACS-archívumokhoz sokféle tárolási technológiát alkalmaznak, beleértve a hierarchikus tároláskezelő rendszereket, amelyek megpróbálnak gyors hozzáférést biztosítani az aktuális képekhez és lassabb hozzáférést a régebbiekhez, a lassabb tárolókról (szalagokról vagy optikai lemezekről) előtöltve azokat az igény felmerülte előtt. Azáltal, hogy a nagy kapacitású merevlemezek ára zuhant, a hálózathoz kapcsolt adattárolók, a tárolóhálózatok, a rögzített tartalmú adattárok valamint az olcsó lemezek redundáns tömbjei (RAID), az úgynevezett „all spinning” adathordozók ma már rutinszerűen elterjedtek, így az összes kép azonos szintű szolgáltatással on-line elérhető merevlemezekről. A hierarchikus tároláskezelési koncepció egy változata a különböző teljesítményű merevlemezek használatát foglalja magába, hogy a ritkábban használt tartalom esetében minimalizálja a költségeket.

Napjainkban az archiválás költségeit nem feltétlenül a meghajtók költségei, hanem a teljes tulajdonlási költség, azaz a támogatásukhoz szükséges infrastruktúra,

beleértve az áramellátás és a hűtés költségeit, valamint a külső helyszíni replikációhoz szükséges hálózati sávszélességet, határozzák meg.

A képekhez való hozzáférés kritikus fontosságúvá vált, így a PACS elérhetetlensége elfogadhatatlan, akár tervezett (karbantartás), akár nem tervezett (meghibásodás) okokból. Ez a követelmény a teljes rendszertervezés során nagyfokú rendelkezésre állást tesz szükségessé, különösen az aktuális fekvőbetegek friss vizsgálatai tekintetében. A magas rendelkezésre állási követelmények teljesítése megkövetelheti az archívum egy külső helyszínen lévő másolatának használatát, amelyet a helyi elsődleges archívummal közel valós időben és konzisztens állapotban tartanak, a helyi archívum meghibásodása esetén további követelmény a képek iránti kérelmek átirányítása is.

A magas rendelkezésre álláshoz képest külön követelmény a biztonsági mentés szükségessége jelentős helyi adatvesztés esetén. Mivel a képeket ma már kizárólag elektronikusan tárolják, az egyetlen másolat elvesztése teljes veszteséget eredményez, és ez sem a klinikai ellátás, sem a jogszabályi megőrzési követelmények teljesítése szempontjából nem elfogadható. Biztonsági mentéseket kell készíteni, és azokat a helyszínen kívül kell tárolni, egy kellően távoli és megbízható létesítményben, amelyet úgy alakítottak ki, hogy megvédje azokat. A magas rendelkezésre állási és a biztonsági mentési követelmények egyetlen megoldással is kielégíthetők, de az igények eltérőek.

A magas szintű rendelkezésre állással és biztonsági mentéssel összefüggő tervek és eljárásrendek a szervezet katasztrófaelhárítási és üzemeltetés-folytonossági tervében találhatók, amelyek elemzik a lehetséges meghibásodások lefolyását, és adott eljárásokat írnak le a várható helyzetekre. Ezeknek a terveknek tartalmazniuk kell számítást a helyreállítás idejére, és rendszeresen tesztelni kell őket.

Felmerül a regionális és nemzeti archívumok használatának lehetősége a helyi archívumok mellett vagy helyett. Ezek lehetőséget nyújtanak arra, hogy az intézmények és a háziorvosok számára is hozzáférést biztosítsanak, és potenciálisan kettős szerepük lehet, mentési céllal, illetve elsődleges archívumként. Üzleti szolgáltatások külső tárolást is kínálnak, nemcsak magas rendelkezésre állás és biztonsági mentés céljából, hanem elsődleges archívumként is.

A helyi előírások, a telephelyi irányelvek, az ellátási normák, a kockázatkezelés és a költségek diktálják, hogy milyen típusú információkat kell archiválni a betegellátás és az orvosi-jogi célok érdekében. Nemcsak a radiológiai lelet, hanem maguk a digitális képek is az orvosi dokumentáció kritikus részét képezhetik. Ha a képeket többféle formában gyűjtik be, például, ha vékony szeletes CT képekből az utólagos feldolgozás során terjesztésre és megtekintésre szánt vastagabb rekonstrukciókat állítanak elő, akkor a szabályzat határozza meg, hogy ezeket meg kell-e őrizni vagy sem. A CT és MR nyers adatok megőrzése nem jellemző, de a mammográfiás szűrőfelvételek feldolgozásra szánt képeinek megőrzése a CAD feldolgozáshoz a páciens számára előnyös lehet, akárcsak a CAD eredmények megőrzése, hogy a következő szűréskor javuljon a pontosság.

Hozzáférhetőség

Bár néhány beutaló orvos megelégszik a lelettel önmagában, sokan igénylik a képeket, akár saját klinikai és diagnosztikai döntéseikhez, akár a sebészeti vagy egyéb kezelések tervezéséhez, akár a páciensek tájékoztatásához vagy tanításhoz.

A digitális képek előnye a filmfelvételekkel szemben, hogy a megfelelő engedélyezési és hozzáférés-ellenőrzési szabályok betartása mellett egyidejűleg több helyen is elérhetővé tehetők, a létesítményen belül és kívül, biztonságos hálózaton vagy adathordozó révén. Ha oktatási vagy kutatási célokra szükségesek a digitális képek, a páciens személyazonosságának védelme érdekében anonimizálhatók.

Számos PACS rendszer helyi és távoli hálózati hozzáférést biztosít az elsődleges leletértékelő radiológusokon felül más, felhatalmazott felhasználók számára, gyakran webböngészős kiegészítő vagy jelentősen korlátozott funkcionalitású szoftveralkalmazás segítségével, esetleg korlátozott minőségű képekkel, és mindezt nem feltétlenül kalibrált vagy gyógyászati kijelzőkön. Sok igényes felhasználó számára ez nem kielégítő, és a diagnosztikai minőségű képek teljes készletét elérhetővé kell tenni, lehetőleg rutinszerűen, de kérésre mindenképpen. Szükség esetén a klinikai ellátást nyújtó szolgáltatóknak képesnek kell lenniük képek importálására saját rendszereikbe.

A különböző felhasználók különböző funkciókat igényelnek a képmegjelenítő szoftvereikben. Bár gyakran feltételezik, hogy csak kezdetleges képmanipulációs eszközökre van szükség, ellenpéldák erre az ortopédiai protézis beültetési tervezősablon, illetve az idegsebészeti robotműtétek és a sugárterápiás tervezéséhez szükséges célszoftverek.

A páciensek hozzáférését gyakran elhanyagolják. Bár a páciensek külső hálózati hozzáférésének biztosításával kapcsolatos engedélyezési és hozzáférés-ellenőrzési kérdések nem egyszerűek, az elektronikus egészségügyi nyilvántartó rendszereket bevezető intézmények egyre gyakrabban biztosítanak páciensportálokat. Rutinszerűen azonban gyakoribb, hogy a páciensek számára közvetlenül a vizsgálat után vagy a zárójelentés kiadása után, adathordozón adják át a képeket.

16.3.2. DICOM

16.3.2.1. Háttér

A legkorábbi digitális orvosi képalkotó eszközök védett, szabadalmazott fejlesztések voltak, illetve nyomtatott filmként szolgáltattak kimenetet; a felhasználók nem számítottak arra, hogy a digitális képek kinyerhetők ezekből az eszközökből, sem arra, hogy azokat különböző gyártók eszközei vagy szoftverei között cserélni lehet. Ahogy a képek elektronikus úton történő továbbítására, tárolására és távoli megjelenítésére vonatkozó felhasználási módok kialakultak, a gyártók kezdetben olyan saját megoldásokat kínáltak, amelyek nem voltak átjárhatóak. Például egy egész

kórházat fel lehetett szerelni röntgen-, CT- és MR-felvételi eszközökkel, valamint PACS-szal és leletező munkaállomásokkal, de ezek csak akkor működtek együtt, ha mindent egy gyártótól vásároltak, vagy ha minden egyes képalkotóhoz egyedi interfészeket fejlesztettek ki. Ez a megközelítés nem volt sem skálázható, sem megfizethető, és gyorsan nyilvánvalóvá vált, hogy nyílt szabványokat kell kidolgozni a különböző gyártók készülékei közötti átjárhatóság elősegítésére.

Az orvosi képalkotás első nyílt szabványosítási törekvése az 1985-ben közzétett ACR-NEMA szabvány volt, amelyet a felhasználókat képviselő Amerikai Radiológiai Kollégium és a gyártókat képviselő Nemzeti Elektronikai Gyártók Egyesülete közösen szponzorált. Ez a szabvány meghatározta a képek pixeladatainak kódolási mechanizmusát, együtt a képekre vonatkozó információkkal az adatelemek listája formájában, valamint egy sor parancsot és módot ezen adatok cseréjére két eszköz közötti végpont-végpont kapcsolaton, 50 tűs párhuzamos interfészen keresztül. Ezt akkoriban kevéssé fogadták el, és csak 1993-ban, a szabvány alaposan átdolgozott, DICOM-ra átnevezett változatának elkészültével történt jelentős előrelépés. A DICOM egyik fő jellemzője, amely megkülönböztette elődjétől, a fejlődő számítógépes hálózatok, valamint az internetes technológia és protokollok használata volt. Napjainkban a DICOM-ot mindenütt használják, és egyetlen gyártó sem tudna olyan készüléket forgalomba hozni, amely nem felel meg e szabványnak. A szabvány nem statikus, hanem az új képalkotási és kommunikációs technológiák fejlődésével további funkciókkal bővül.

Bár a DICOM szabvány eredetileg a radiológiai alkalmazásokra irányult, ma már nem ennyire korlátozott a hatálya, és számos más orvosi szakterületet, például a kardiológiát, a fogászatot, az endoszkópiát, a bőrgyógyászatot és a patológiát is támogatja. A DICOM-ot az orvostudományon túl kiterjesztették a repülőgép-alkatrészek roncsolásmentes vizsgálatára (DICONDE, Digital Imaging and Communications in Non-Destructive Evaluation), valamint a poggyászok átvizsgálására és más biztonsági alkalmazásokra is (DICOS, Digital Imaging and Communications in Security).

16.3.2.2. Összetett információs modell és információs objektumok

A DICOM elsődleges célja a képek és a hozzájuk tartozó információk cseréje. A szabvány leírja az információs objektumdefiníciókat (IOD, information object definition), amelyek mindegyike egy adott modalitás által előállított képtípusra jellemző, de közös szerkezetű. Például létezik IOD a CT-hez és egy másik IOD az ultrahanghoz. Ezek általános információkat osztanak meg a páciensről és a vizsgálatról, illetve különböző információkat a felvételi technikáról, a térbeli és időbeli viszonyokról és a pixeladatok kódolásáról. A DICOM ezeket az információkat általános vagy modalitásspecifikus modulokban írja le. A páciensmodul például tartalmazza a páciens nevét, születési dátumát és azonosítóját, azaz a páciens rögzített

jellemzőit. A páciensre vonatkozó adatokon túl további információkra van szükség a vizsgálat értelmezéséhez, mint például a vizsgálat megkezdésének dátuma és időpontja, a kérelem és maga a vizsgálat azonosítói, valamint az eljárás típusának leírói; ezek az általános vizsgálati modulban találhatók.

A CT-felvételek további modulokat tartalmaznak, amelyek lehetnek akár a metszetképalkotás minden formájára alkalmazhatók, akár a CT-re specifikusak. Például a CT-, MR- és PET-képek mindegyike osztozik a felvétel mint egy jól meghatározott háromdimenziós térben lévő szelet koncepciójában. A referenciakeret modul határozza meg a páciens relatív koordinátarendszerét, amelyet az ugyanazon eljárás során felvett szeletek egy csoportja használ, a képsík modul pedig meghatározza az egyes szeletek helyzetét és tájolását. Az ultrahangképek viszont, amelyeket hagyományosan szabadkézi transzducerrel készítenek, és így nincs Descartes-koordinátarendszere, nem tartalmazzák ezeket a modulokat.

Mivel a CT felvételek röntgensugárral készülnek, olyan speciális attribútumokat tartalmaznak, amelyek leírják a sugárzás jellemzőit és előállítását, beleértve a feszültséget, a csőáramot, az expozíciós időt és a szűrést. Az ultrahangképek viszont tartalmazzák az alkalmazott transzducer típusára, a transzducer frekvenciájára stb. vonatkozó információkat. Ennek megfelelően vannak CT kép- és ultrahangkép-modulok, amelyek e modalitásspecifikus információk rögzítésére szolgálnak.

A modulok nem csak általános vagy modalitásspecifikus információkat írnak le, hanem olyanokat is, amelyeket ugyanazon eljárás során több kép között megosztanak. Ezt általánosan a DICOM információs modell határozza meg, amely olyan entitásokat ír le, mint a páciensek, vizsgálatok, berendezések, sorozatok és felvételek, valamint a közöttük lévő kapcsolatok. Így az ugyanazon eljárás részeként készült összes kép pontosan ugyanazt az információt tartalmazza a páciensről és a vizsgálatról. Ha az eljárást ugyanazon az eszközön végzik, akkor a berendezésre vonatkozó információk minden ilyen képen azonosak lesznek.

Több képet is lehet ugyanabba a sorozatba csoportosítani, ha van bennük valami közös, például, ha a CT gantry egyetlen körülfordulása során készültek. A képek kódolásakor azonban az összes ilyen közös információ minden egyes példányon megismétlődik, azaz minden kép teljes információkészletet tartalmaz, és ezért ezeket kompozit példányoknak nevezzük (szemben a normalizált példányokkal, amelyekben az egyes entitásokról szóló információkat külön-külön kezelnék és továbbítanák). A cél az, hogy egy képet el lehessen különíteni más képektől vagy attól a rendszertől, amelyen előállították vagy tárolták, mégis tartalmazza az azonosításához és értelmezéséhez szükséges teljes információkészletet.

16.3.2.3. Attribútumok, adatelemek, kódolás és átviteli szintaxisok

A modulokat attribútumok listájaként definiálták, amelyek mindegyike egy adott információt, például egy nevet vagy egy számértéket kódol. Az átvitelhez és tároláshoz ezeket az attribútumokat egyetlen bináris adatkészlet adatelemeként kódolják. A szabványban minden egyes adatelemhez egyedi 32 bites numerikus címkét rendelnek, amelyet általában 16 bites hexadecimális csoport- és elemszámok párjaként írnak le. Például a páciens neve attribútumhoz a (0010,0010) adatelemcímkét rendelik. Az egyes adatelemek nevének szöveges leírása nem szerepel a kódolásban, ezért a formátum nem „önleíró”, és a fogadónak előzetesen tudnia kell, hogy az egyes elemek mit jelentenek.

Minden adatelemnek van egy előre meghatározott típusa, vagy értékreprezentációja, és a szabvány számos ilyen típust határoz meg. Léteznek 16 és 32 bit hosszúságú, előjeles és előjel nélküli egész számú bináris típusok, 32 és 64 bit hosszúságú IEEE lebegőpontos bináris típusok, valamint speciális és általános karakterlánc típusok, például nevek, egész számok és tizedes értékek, dátumok és időpontok, valamint kódok, szemben a szabad szöveges leírásokkal. Az értékreprezentáció vagy explicit, vagy implicit módon kódolt, és a fogadó fél egy szótár segítségével dolgozhatja fel az adatokat.

Az egyes adatelemek értékhosszát mindig explicit módon kódolják. Az értékek hossza mindig páros, és ha kell, a karakterláncokat páros hosszúságúra töltik fel.

Magukat a pixeladatokat csak egy másik adatelemként (7FE0,0010) kódolják, bár egy nagyon nagy adatelemként, néhány speciális kódolási szabállyal. Ezért a DICOM-adatkészlet nem áll egy fix hosszúságú „fejlécből”, amelyet át lehet ugrani a pixeladatok eléréséhez, és a pixeladatok sem feltétlenül az adatkészlet végén vannak. A pixeladatok megbízható helyreállításához az egymást követő adatelemek teljes elemzése szükséges, ideértve a változó hosszúságú szekvenciák rekurzív elemzését is.

Az átviteli szintaxis határozza meg a valós kódolást. A későbbiekben tárgyaltak szerint ez szolgál a képek megkülönböztetésére is, amelyek teljes adatkészlete vagy pixeladatai tömöríthetők. A DICOM által meghatározott szabványos átviteli szintaxisokon kívül a gyártó meghatározhatja saját, privát átviteli szintaxisát, amely mindaddig használható, amíg a feladó és a fogadó megegyezik, hogy támogatja azt.

16.3.2.4. Szolgáltatási osztályok, szolgáltatás-objektum pár osztályok, asszociációk és megfelelőségi nyilatkozatok

Miután egy képi információs objektumot összeállítottak és egy adott átviteli szintaxisban kódolták, azt a DICOM által definiált számos hálózati szolgáltatás egyikének, a tároló szolgáltatási osztály által továbbítják a hálózaton.

Nem minden eszköz támogatja a különböző modalitásokból származó összes képtípust. Ennek megfelelően a DICOM egy szolgáltatási osztály és egy IOD kombinációját szolgáltatás-objektum pár (SOP, service-object pair) osztályként

definiálja. Például a tároló szolgáltatási osztály és a CT kép IOD kombinációja a CT kép tároló SOP-osztály.

Az SOP-osztályok meghatározásának célja, hogy lehetővé tegyék a küldő és a fogadó számára, hogy a hálózaton történő kapcsolat létrehozásakor egyeztetni tudják egymás képességeit, vagyis a DICOM „asszociáció” megtörténjen. Ez az egyeztetési mechanizmus lehetővé teszi, hogy a feladó például CT- és MR-képeket kínáljon fel tömörítetlen vagy tömörített formában, a vevő elfogadja az általa támogatott vagy preferált képeket, a feladó pedig végül az elfogadott lehetőségek közül kiválaszthatja, hogy melyiket használja.

Bizonyos esetekben előfordulhat, hogy a feladónak egynél több SOP osztályba tartozó képet kell küldenie, mondjuk CT és ultrahangképeket, de a vevő, például egy 3D-s munkaállomás nem támogatja az ultrahangképeket, és ekkor elutasítja a megfelelő SOP osztályt.

Az ilyen korlátozások általában előre, a vásárláskor és a telepítéskor ismertek, és a DICOM-megfelelőségi nyilatkozatok összehasonlításával határozhatók meg. A szabvány szerint minden gyártónak dokumentálnia kell termékének képességeit egy megfelelőségi nyilatkozatban. Ezek a nyilatkozatok többek között tartalmazzák, hogy mely SOP-osztályok és átviteli szintaxisok támogatottak. A gyártó egyszerű nyilatkozata, miszerint egy eszköz „DICOM-kompatibilis”, nem elegendő az átjárhatóság leírásához; a kompatibilitás biztosításához ezen túlmenően az egyes eszközpárok megfelelőségi nyilatkozatainak külön felülvizsgálatára van szükség egy kritikus szemű, „képzett” beszerző által.

Az asszociáció egyes végpontjain lévő eszközöket alkalmazás-entitásnak nevezzük. Ezt a kifejezést azért használjuk, mert nem követelmény, hogy a fizikai eszközök vagy szoftveralkalmazások és az alkalmazásegységek között egy az egyben megfelelés legyen.

16.3.2.5. Adathordozók és archív tároló

A DICOM adatok hálózaton történő átvitelének biztosítása mellett a szabvány szabályokat tartalmaz adathordozók, például írható CD-k, DVD-k, MOD-ok és USB (univerzális soros busz) eszközök használatára vonatkozóan is. Ezek a szabványok kellően megbízhatónak tekinthetők ahhoz, hogy lehetővé tegyék az információk megőrzését az egyik helyről a másikra történő fizikai, például postai vagy futárszolgálat útján történő átvitelhez. A DICOM lehetőség szerint hagyományos, kereskedelmi forgalomban kapható adathordozókat és fájlrendszereket választott annak érdekében, hogy maximalizálja a megfizethető technológia újrafelhasználását, és biztosítsa, hogy a hagyományos operációs rendszerekkel olvashatók legyenek a hagyományos számítógépeken, speciális hardver vagy szoftver nélkül.

A fájlformátumhoz a kódolt DICOM-adatkészletet megelőző, rövid „meta” információs fejléc szükséges, amely egy azonosító karaktersort („mágikus szám”)

tartalmaz, ennek alapján a DICOM megkülönböztethető más fájloktól, valamint tartalmazza a későbbi adatkészlet kódolásához használt átviteli szintaxis leírását.

Minden DICOM adathordozónak tartalmaznia kell a gyökérkönyvtárban egy DICOMDIR fájlt is, amely kódolja az adathordozó tartalmának összefoglalóját, felsorolva minden tárolt pácienst, vizsgálatot, sorozatot és példányt, valamint az egyes entitások jellemzőinek összefoglalóját. Egy alkalmazás beolvashatja ezt a fájlt, és a felhasználó számára gyorsan összefoglalhatja a tartalmat egy böngészőben, anélkül, hogy az adathordozón lévő összes fájlt el kellene olvasnia.

16.3.2.6. A felvételektől eltérő kompozit példányok

Kezdetben a DICOM szabvány a képek mozgatására és cseréjére irányult. Vannak azonban más típusú tömeges adatok is, amelyek a képekhez hasonlóan kezelhetők, mint például időfüggő hullámformák (pl. elektrokardiogramok), spektroszkópiai adatok (pl. MR-spektroszkópia), különböző típusú dokumentumok (pl. PDF-ek), sőt a képrekonstrukciót megelőzően felvett nyers adatok is. Ezek a különböző adattípusok a képek információs modelljéhez hasonló módon igényelnek leírást, és ezért a képekhez használt összetett információs modellt használhatják. Mindegyik leírható összetett IOD-ként a megfelelő modulok, attribútumok, adatelemek és kódolási mechanizmusok hozzáadásával. Ugyanaz a tároló szolgáltatási osztály használható az objektumok hálózaton történő átvitelére, és adathordozón történő kódolására, mint a képek esetén.

Ezen túlmenően más típusú információk is begyűjthetők, amelyek nem leírandó adattömegből állnak, hanem egyedi attribútumok halmazaként írhatók le. Például egy sugárterápiás terv leírható ilyen módon, megkülönböztetve egy sugárterápiás képtől (portálkép) vagy egy sugárterápiás dózistérképtől, amelyeket képként kódolnak. A sugárterápiával kapcsolatos objektumok egész családja létezik mind a külső sugárterápia, mind a brachyterápia támogatására.

Az adatok bővíthető, strukturált formában történő kódolásának szükségessége számos egyéb felhasználási esetre is jellemző, beleértve az adatgyűjtő eszközökből származó számszerű és kategória adatok rögzítését (ilyenek a szülészeti vagy szívultrahangos mérések), valamint a mammográfiai képeken megjelenő rendellenességek CAD-jét, illetve az ember által generált leleteket. Ez a DICOM strukturált jelentés objektumcsalád területe, amely egymásba ágyazott rekurzív szekvencia-attribútumokat használ a kategorikus, kódolt, numerikus és szabad szöveges információk bővíthető fájának kódolására az egyes alkalmazásokhoz meghatározott sablonok segítségével.

A DICOM strukturált jelentés megkülönböztető jellemzője más strukturált dokumentumformátumokhoz képest az a mechanizmus, amellyel nemcsak a DICOM-képekre (és folytonos jelekre) lehet teljes egészében hivatkozni, hanem a térben (vagy időben) meghatározott koordinátákra is. Ezeket például a leletek illusztrálására vagy

a mérések helyszíneinek megadására használják. A DICOM strukturált jelentésobjektumokat a sugárzási dózis strukturált jelentéseinek, valamint a releváns képek listáinak kódolására is használják (kulcsképjegyzetek vagy kulcsobjektum-leíró dokumentumok).

Megjelenítéskor az orvosi képeket a felhasználó gyakran manipulálja, hogy egy adott helyre nagyítson vagy pásztázzon, vagy beállítsa a kontrasztot és a fényerőt (ablakszélesség és -középpont), és szöveggel vagy grafikával jegyzetelhet azokra. Ezek a manipulációk megjelenítési állapotként rögzíthetők, és az ilyen állapotok összetett példányokként tárolhatók, hogy később visszakereshetők és alkalmazhatók legyenek ugyanazokra a képekre. A strukturált jelentésekben a képek hivatkozásai tartalmazhatnak egy megjelenítési állapotra utaló kísérő hivatkozást is, például egy mérési pillanatban az adott régió megjelenítési körülményének rögzítése céljából.

A nem képi adattömeg összetett példányaihoz hasonlóan a strukturált jelentés és a prezentációs állapot példányainak cseréje a normál tároló szolgáltatási osztály és az adathordozó médium profilok használatával történik.

16.3.2.7. A tárolótól eltérő szolgáltatási osztályok

Bár a DICOM hálózati szolgáltatások fő felhasználási területe a képek és más kompozit példányok egyik alkalmazás entitásról a másikra történő továbbítása (tárolása), számos más szolgáltatási osztály is definiált. Ezek közül néhány elsősorban a tárolási tevékenység támogatására szolgál. A tárolási kötelezettségvállalás szolgáltatás lehetővé teszi, hogy példányok egy halmazának feladója megkérdezze a címzettet, hogy vállalja-e a felelősséget a tárolt objektumok állandóságáért. Ezt a szolgáltatást a képfelvételi modalitás használja a képek helyi másolatainak törlése előtt.

A lekérdezés/kinyerés (query/retrieve) szolgáltatási osztály lehetővé teszi, hogy egy távoli eszközön lekérdezzenek pácienseket, vizsgálatokat, sorozatokat és példányokat az azonosítók és egyéb megfelelő attribútumok segítségével, majd kiválasszanak egy elemet a kigyűjtéshez.

Más szolgáltatási osztályok olyan felhasználási esetekre vannak meghatározva, amelyek nem kapcsolódnak közvetlenül a tároláshoz. A munkalistakezelő szolgáltatási osztály demográfiai, valamint kérési és ütemezési információkat nyújt egy modalitási munkalistán keresztül. A kapott visszajelzések és az ütemezett eljárási lépések biztosítják a modalitás számára a megfelelő páciens kiválasztásához, a képfelvétel elvégzéséhez és a kapott képek attribútumainak feltöltéséhez szükséges információkat. A képfelvétel befejezése után a modalitás által végrehajtott eljárási lépésben visszajelzést kap az irányítási rendszer.

16.3.3. Radiológiai információs rendszer és kórházi információs rendszer illesztése, Health Level 7

16.3.3.1. Háttér

Ahogyan a DICOM szabvány mindenütt jelen van és vitathatatlanul az orvosi képek cseréjének egységes szabványa, úgy függenek az egészségügyi szolgáltató egyéb információs rendszerei a Health Level 7 (HL7) szabványtól a kommunikációban. Az első verzió 1987-ben jelent meg, de manapság a 2.x verzió változatai a legelterjedtebbek, különösen a 2.3 verzió (1997) óta. Egy szinte teljesen más és sokkal összetettebb szabványt, a HL7 3. verzióját már megalkották, de a 2.x verzió túlsúlyát még nem sikerült csökkenteni a területen.

A HL7 meghatározza a klinikai dokumentumarchitektúrát, a strukturált dokumentumok egységes metaadatokkal történő kódolásának és kezelésének eszközét. A klinikai architektúra dokumentumai a 2.x vagy 3.x verzió vagy más mechanizmusok segítségével cserélhetők ki, és a kommunikációs mechanizmustól függetlenül fennmaradnak. A dokumentumok akár DICOM-szolgáltatások segítségével is kicserélhetők és tárolhatók.

A HL7 szervezet számos más szabványt is magába olvasztott, átvett vagy létrehozott. Ehhez kapcsolódik a klinikai kontextus objektum munkacsoport, amely kidolgozza a munkaállomások különböző alkalmazásainak laza összekapcsolásának módját, hogy azok osztozzanak ugyanazon a kontextuson (például annak felismerésére, hogy a megtekintett páciens állapota változott).

16.3.3.2. 2.x verzió

A DICOM-tól eltérően a HL7 2.x verziójú üzenetek nem bináris, hanem szöveges üzenetekként vannak kódolva. Az üzenetek formátuma és jelentése részletesen meghatározott, csakúgy, mint azok a körülmények, amelyek között elküldésre kerülnek (kiváltó események - trigger).

A HL7-eszközök leggyakrabban átviteli vezérlő protokoll/internetprotokoll (TCP/IP) segítségével kommunikálnak a hálózaton keresztül, minimális alacsonyabb szintű protokollt használva. Ezenkívül harmadik féltől származó „interfészmotorok” is használhatók az egyes források által előállított üzenetek központosítására, átalakítására és továbbítására más, az információra igényt tartó eszközök felé.

A HL7-üzenetek „szegmensekből” állnak, amelyeket kocsi vissza karakterek választanak el. Az első szegmens mindig az üzenet fejléce, amely többek között hozzárendel egy azonosítót az üzenethez, meghatározza a használt határoló (delimiter) karaktereket, továbbá a „kiváltó eseményt”, amely az üzenet elküldését előidézi. Az ezt követő szegmensek tartalmazzák az üzenet hasznos tartalmát (payload). Számos szegmens megegyezik több különböző típusú üzenet esetén. A HL7 szegmensek „mezőkből” állnak, amelyekhez „adattípus” társul. Nincsenek

egyértelműen átadott címkék a szegmensben lévő mezők azonosítására, sem ilyen adattípusok. Egy mező jelentését kizárólag a szegmensben elfoglalt helye közvetíti.

A HL7 2.x verziójú üzenettípusok és kiváltó események köre széles, és csak néhány releváns a képalkotó alkalmazások szempontjából. Különös érdeklődésre tartanak számot azok az üzenetek, amelyek a páciensazonosítás kezelésével, ideértve a páciensfelvételt, elbocsátást és az átszállítást, valamint az elrendelés bejegyzéseivel, mint például az általános előjegyzés, kapcsolatosak. Mindkettőt gyakran használják az adott modalitás DICOM munkalista lekérdező szolgáltatásához történő adatok előállításához. A HL7-üzenetek támogatják a bonyolultabb felhasználási eseteket is, mint például a páciens személyazonosság-változásának kezelése, de azokkal az egészségügyi intézményi integráció (IHE) témaköre foglalkozik (lásd 16.3.4 szakasz).

16.3.4. IHE

16.3.4.1. Háttér

A DICOM és a HL7 szabványok nagyon specifikus szolgáltatásokra vagy üzenetekre vonatkozó szabályokat határoznak meg, de egyik sem ad meg átfogó architektúrát egy egész intézményt támogató komplex rendszer kiépítésére. Mindkét szabvány használatával jelentős javulást értek el a kompatibilitás terén, és nagy, összetett rendszereket építettek ki anélkül, hogy függenének a szabadalmaztatott interfészektől. A kulcsrakész, „plug and play” eszközök gyártása felé történő további előrelépéshez azonban szükség volt a konkrét felhasználási esetek és az azokat támogató konkrét architektúrák meghatározására. 1997-ben az Észak-Amerikai Radiológiai Társaság (RSNA), amely jelentős szerepet játszott a DICOM népszerűsítésében és elfogadtatásában, elkezdte a legfontosabb érdekeltek bevonását, hogy lendületet és irányt adjanak az ügynek, majd 1998-ban az Egészségügyi Információs és Menedzsment Rendszerek Társaságával szövetkezve elindította az IHE törekvést.

Az alapfelvetés az volt, hogy évente történjen meg a technikai specifikációk kiadása és a megvalósítások tesztelésének nyilvános bemutatója az úgynevezett a „connectathons”-okon, így gyorsan demonstrálva a képviselt értéket az értékesítők és az ügyfelek számára. Az első év egyetlen problémára összpontosított: a radiológiai munkafolyamatok ütemezésére a páciens regisztrációjától az elrendelésen és beosztáson át a képfelvételezésig, -átvitelig, -archiválásig és -terjesztésig. Ez a probléma két szabványt (DICOM és HL7) és többféle eszközgyártót (kórházi információs rendszer, radiológiai információs rendszer és PACS) érintett, és 1999-ben az RSNA éves ülésén 24 gyártó 47 rendszert mutatott be az első connectathon-on, melyet egy nyilvános előadás követett. Az eredetileg 3–5 évesnek tervezett projekt a könyv eredeti kiadásakor már 15 éve tart, és az IHE ma már egy globális szervezet, amely a radiológián túl is számos területet felölel.

16.3.4.2. Profilok, szereplők és tranzakciók

Az IHE koncepciója a közös infrastruktúrát igénylő felhasználási esetek azonosítása, majd ezen felhasználási esetek elégséges támogatásához szereplőkből és tranzakciókból álló integrációs profil meghatározása. Az így kialakított profil nem feltétlenül az egyetlen módja a probléma megoldásának, de úgy tervezték, hogy elégséges legyen, valamint összhangba kerüljön más integrációs profilokkal és ahol lehetséges, a területen telepített berendezésekkel.

Minden egyes profilhoz a szereplők egy családját határozzák meg, amely olyan absztrakt eszközöket tartalmaz, amelyek a „való világban” különböző célokat szolgálnak, és amelyeket gyakran, de nem feltétlenül különböző gyártók biztosítanak. Például egy kórházi információs rendszer vagy radiológiai információs rendszer azon részét, amely az ütemezési funkciót látja el, az osztályos rendszer ütemező és elrendelés-végrehajtó szereplőjének nevezzük, és megkülönböztetjük az elrendelő funkciót ellátó szereplőtől, azaz az elrendelő szereplőtől. A valóságban azonban ezek egyetlen megoldásban is csoportosulhatnak. Hasonlóképpen, a PACS kezelési és archiválási funkcióit a képkezelő/képarchiváló szereplő csoportosítja, megkülönböztetve a PACS munkaállomás képmegjelenítési funkcióitól, a képmegjelenítő szereplőtől. A különböző szereplők adott esetben közösek a különböző profilok között.

A szereplők viselkedése nem általánosan meghatározott, hanem inkább a szereplők közötti együttműködéssel összefüggésben, egy profil keretében kerül meghatározásra. Az IHE-profilok lehetőség szerint nem határoznak meg új szabványokat a tranzakciók megvalósításához, hanem a meglévő üzenetküldési, például a DICOM vagy a HL7 szabványokat használják; szükség szerint bizonyos HL7 üzeneteket vagy DICOM SOP osztályokat specializálnak vagy korlátoznak.

Például az ütemezett munkafolyamat profilban a HL7 üzeneteket a páciens regisztrációjához és az előjegyzéshez határozzák meg, és kifejezetten kikötik a használandó protokollt, a HL7 verzióját és bizonyos szegmensek és mezők tartalmát. Továbbá, mivel ugyanabban a profilban más tranzakciók is használnak DICOM SOP osztályokat, mint például a modalitási munkalisták biztosítása, a HL7 üzenetek, szegmensek és mezők leképezése a DICOM lekérdezések visszatérési attribútumaira meg van határozva, hidat biztosítva két hasonló, de nem azonos szabvány között. A profilok meghatározásában rejlő specifikusság mértéke a kivitelezők és a vevők bizonytalanságának kiküszöbölését szolgálja.

A profilok általánosságban egy mindent vagy semmit ajánlatot jelentenek, ahelyett, hogy például két különböző eszköz DICOM megfelelőségi nyilatkozatában szereplő konkrét képességeket kellene összevetni, a beszerző összehasonlíthatja két eszköz IHE integrációs nyilatkozatát. Például egy CT szkenner, amelyről azt állítják, hogy az IHE ütemezett munkafolyamat-profilját támogató felvételi modalitás része, és egy radiológiai információs rendszer, amelyről azt állítják, hogy ugyanezen profil

osztályos rendszer ütemező és előjegyző szereplője, együttműködhet anélkül, hogy a DICOM modalitás munkalista implementációját specifikálni kellene.

Az IHE integrációs profilok nem kizárólag a munkafolyamatokkal foglalkoznak. A profilok egy másik típusa a csereeszközökkel kapcsolatos kérdésekkel foglalkozik. Az IHE hordozható képalkotási adatok (PDI) profilja megköveteli a DICOM szabványok használatát az adathordozókra, de a rendelkezésre álló választási lehetőségeket az általánosan használtakra, különösen a CD-n lévő tömörítetlen képek használatára korlátozza. A PDI-profil későbbi kiterjesztései több DICOM-funkciót fogadnak el, és lehetővé teszik a DVD és USB adathordozók használatát, valamint a tömörítés és a titkosítás szelektív használatát az adatvédelem érdekében. Az IHE PDI titkosított adathordozókat követel meg, hogy biztosítsa a kapcsolódó adathordozón található dekódoló szoftvert.

Az integrációs profilok egy másik típusa az egyes szereplők viselkedésével foglalkozik a számukra elérhető funkciókat tekintve. A képmegjelenítő szereplő, amely a munkaállomással vagy megjelenítővel szemben elvárt funkciókat írja le, több olyan profilban is szerepel, amelyek részletes, alkalmazásspecifikus viselkedést határoznak meg. A mammográfiai képprofil leírja azon részletes követelmények listáját, amelyeket a megjelenítőnek teljesítenie kell, például a megfelelő tájolás, az aktuális és a korábbi képek összehasonlítható mérete, a mellkasfalhoz való igazítás, a szürkeárnyalatos kontraszt (ablak) beállításainak következetessége, a jegyzetek teljessége és a CAD jelek megjelenítése. Ez a profil megköveteli, hogy meghatározott DICOM-attribútumokat használjanak a konkrét viselkedés megvalósításához, ahelyett, hogy ezt a felhasználó mérlegelésére bíznák, vagy a felvételi modalitást terhelnék meg ezen attribútumok feltöltésére vonatkozó követelményekkel. A mammográfiai képprofil és a képek általánosabb, konzisztens megjelenítési profilja szintén megköveteli, hogy a megjelenítés megvalósítsa a DICOM GSDF-et és megfeleljen annak, hogy megkönnyítse a megjelenített képek érzékelt kontrasztjának következetességét.

Egy másik, a képmegjelenítéshez kapcsolódó profil az alapvető képvizsgálati profil, amely felsorolja azokat a minimális funkciókat, amelyekre a klinikai képvizsgáló felhasználónak szüksége van, kezdve a gyártófüggetlen felhasználói élményt biztosító részletességgel, egészen a szabványosított ikonok és minimális rendszerkövetelmények meghatározásáig. E profil célja, hogy javítsa a PDI adathordozókon szereplő megjelenítő szoftverek konzisztenciáját, bár szerepe nem korlátozódik erre az alkalmazásra.

A sugárterhelés-ellenőrzési profil a sugárterhelésről szóló strukturált jelentések előállítását és azok PACS-rendszerbe történő átvitelét, valamint a helyi ellenőrzésre, illetve az irányadó dózisszintek nyilvántartásaiba való benyújtáshoz szükséges anonimizálást és magát a benyújtás menetét írja le.

16.3.4.3. Intézményközi dokumentummegosztás

Bár az IHE eredetileg egyetlen intézményen belüli problémák megoldására született, az elektronikus nyilvántartások elterjedése és az intézmények közötti átjárhatóság igénye egy új profilcsalád kifejlesztését ösztönözte, amely az intézményközi dokumentummegosztás kategóriájába sorolható. E profilok közül az első a képalkotókra vonatkozó intézményközi dokumentummegosztás volt, amely egy olyan központi dokumentum-nyilvántartó szereplőt biztosít, amely nyomon követi a dokumentumok (beleértve a képeket is) metaadatait, amelyek valójában több dokumentumtárolóban találhatók, és amelyeket eredetileg a dokumentumokat létrehozó helyekkel kívántak összekapcsolni, esetleg a helyi PACS átjárójaként. A szükséges lépések a következők: a nyilvántartás lekérdezése, a szükséges dokumentumok azonosítása, majd azok lekérdezése a megfelelő tárolóból. Képalkotás esetén a lekért dokumentum egy DICOM SR-ként kódolt bizonylat, majd a lekérdezés egy további szintjét használják a képek visszaküldésére.

A mechanizmusok folyamatosan fejlődnek a lazán kapcsolt, kívülről elérhető rendszerek további összetettségének kezelése érdekében, beleértve a biztonságot, az adatvédelmet és a hozzáférés szabályozását, a helyi tárolók helyett a központosított (regionális vagy nemzeti) tárolók bevonását, valamint a helyi korrekciók és frissítések utáni elosztott konzisztencia támogatását.

16.4. HÁLÓZAT

A diagnosztikus képek hálózati alkalmazásai mind a hagyományos vezetékes, optikai és vezeték nélküli hálózati technológiákon alapulnak, és a kommunikációhoz a szabványos internetes protokollokat, például a TCP/IP protokollt használják, hagyományos hálózati hardvereken (például útválasztók, kapcsolók, kábelek) és szoftvereken (úgymint a tűzfalak, az operációs rendszerek hálózati protokoll vermei és hálózatmenedzsment segédprogramok) keresztül. Ezen hagyományos technológiákból mind az egy telephelyen belüli helyi, mind a nagy kiterjedésű hálózatok összeállíthatók.

Mivel a képi adatátvitel nagyon nagy mennyiségű, így a helyi hálózatokon erre a célra a kapcsolt nagysebességű Ethernetet használják rutinszerűen, illetve ezeket a hálózatokat gyakran megosztják más, kisebb forgalmúakkal. Szükség esetén a szolgáltatásminőségi aggályok virtuális helyi hálózatokkal kezelhetők a megfelelő konfiguráció útján, a ténylegesen fizikailag is különálló hálózatok helyett.

Ha a helyszíneket nyilvános eszközök, például az internet segítségével kötik össze, akkor a bizalmassággal és a teljesítménnyel kapcsolatos aggályokat kell kezelni. Virtuális magánhálózatok vagy munkamenet alapú biztonságos kapcsolatok létrehozására jellemző a hagyományos titkosító hardver vagy szoftver használata (az elektronikus kereskedelemben is használt szállítási réteg biztonság, azaz TLS felhasználásával). A nagysebességű és nagy kiterjedésű hálózatokon a késői

visszaigazolást eredményező nagyobb késleltetés hatással lehet a teljesítményre, ha a protokollválasztás, a protokollcsomag vagy az alkalmazás konfigurációja, illetve további eszközök, például nagy kiterjedésű hálózati gyorsítók használata során nem veszik azt külön figyelembe.

A mobil számítástechnikai eszközök növekvő felhasználása lehetővé teszi a képi adatok teljes vagy részleges halmazának további terjesztési módozatait, különösen akkor, ha a feladatnak megfelelő tömörítési formák kiválaszthatók.

16.5. KÉPTÖMÖRÍTÉS

16.5.1. Cél

Tömörítetlen formában történő tárolás vagy továbbítás esetén a digitális képek a kép mátrixméretével arányos helyet foglalnak el, azaz minden egyes képpont fix számú bájtot foglal el. A képek azonban általában jelentős mennyiségű redundáns információt tartalmaznak, amelyek tömörebben is ábrázolhatók. Például a kép „fontos” részei körül gyakran nagy mennyiségű fekete tér található. A kép által elfoglalt hely csökkentése prioritást élvez, mivel a tárolás és a sávszélesség költségei jelentősek, és néha nincs elegendő idő egy nagy mennyiségű képsorozatot lassú kapcsolaton keresztül továbbítani a klinikai igény kielégítésére.

16.5.2. Transzformáció és kódolás

A tömörítési sémák általában olyan lépések sorozatából állnak, amelyek először az eredeti adatokat átalakítják egy alternatív reprezentációvá, amely feltárja a redundanciát, majd az információt tömörebb formában kódolják.

Ha szimbólumok sorozatát tömörítjük, például egymás után következő karakterek formájában ábrázolt egyszerű szöveget, karakterenként egy bájtot, akkor azt közvetlenül kódolhatjuk olyan mechanizmus segítségével, amely a gyakrabban előforduló karaktereket rövid kódolással, a ritkábban előforduló karaktereket pedig hosszú kódolással helyettesíti. Például az „e” betű egyetlen bit kódolásával, míg a „z” betű nagyszámú bit kódolásával kódolható. Ezt nevezzük „változó hosszúságú” kódolásnak, szemben a karakterenkénti egy bájtos „fix hosszúságú” kódolással.

Az adatok ilyen módon történő kódolásának egyik igen elterjedt módja a Huffman-kódolás. Az egyszerű szöveg összetettebb elemzése állhat a karaktersorozatok szótárban való tárolásából, gyakoriságuk kiszámításából és a teljes sorozatok egyetlen változó hosszúságú szimbólummal történő ábrázolásából, amit „szótár” kódolásnak neveznek.

Egy másik megközelítés a teljes üzenet kódolása egy nagyon hosszú bináris törtként, ami közel optimális kimenetet eredményezhet egy adott szimbólumkészlet és valószínűség esetén, ha az egyes szimbólumok gyakoriságának pontos formája adott. Egy speciális eset, amelyet gyakran külön vizsgálnak, az ugyanazon szimbólum

többszörös előfordulása, amely esetben a szimbólum ismétlése helyett a szimbólum és az előfordulások száma kódolható, amit „futáshossz” kódolásnak neveznek.

Ezek a megközelítések ugyanúgy alkalmazhatók a képek kódolására, kivéve, hogy nem veszik figyelembe a kép két (vagy több) dimenziójában jelenlévő további ismétlődést.

A kódolás előtt transzformációs lépéseket lehet alkalmazni a kép ilyen irányú ismétlődésének feltárására. Például, ha az egymást követő képpontok legtöbbször alig különböznek az elődeiktől, az aktuális és az előző képpont közötti különbség kódolása tömörebb kódolandó értéket vagy tömörebb gyakorisági eloszlást eredményezhet. Bizonyos képtípusok esetében több regionális „összefüggés” is figyelembe vehető, például a különbségjelbe beleszámítható a felső és a bal oldali pixeltől számított különbség, illetve összetettebb modellek is konstruálhatók, amelyek figyelembe veszik az adott helyi régió változásának ütemét.

A képekre jellemző más típusú transzformációk a több színcsatornán belüli ismétlődést is feltárhatják. Például a színes képeket általában vörös, zöld és kék tömörítetlen csatornánkba kódolják, de mindhárom csatorna ugyanazt a fénysűrűségi információt hordozza. A színtér transzformációja egy fénysűrűség és egy színárnyalat-pár csatornává felfedhet további redundanciát. Hasonlóképpen, a térbeli tartományból a frekvencia- vagy hullám-térbe történő átalakítás is lehetővé teheti a kompaktabb ábrázolást.

16.5.3. „Veszteségmentes” tömörítés

A tömörítés egyes formái lehetővé teszik az eredeti adatok teljes és pontos visszanyerését a tömörített adatokból, és ezeket veszteségmentes vagy „visszafordítható” tömörítési sémáknak nevezik. A kereskedelmi forgalomban jellemzően szöveges dokumentumok tömörítésére használt rendszerek például elfogadhatatlanok lennének, ha a karakterek a kicsomagolásakor megváltoznának, függetlenül attól, hogy ez milyen ritkán fordul elő. Hasonlóképpen, az orvosi képalkotó alkalmazások megkövetelhetik a bemenet tökéletes reprodukálását, ezért a veszteségmentes tömörítést széles körben alkalmazzák.

A képek veszteségmentes tömörítési sémái a korábban ismertetett transzformációs lépéseket használhatják, azzal a kikötéssel, hogy a transzformációt matematikailag reverzibilis formában kell végrehajtani. A különbségtranszformációknak elegendő pontossággal kell rendelkezniük ahhoz, hogy a lehető legnagyobb különbségértéket és annak irányát (előjelét) teljes hűséggel megőrizzék; ehhez az eredeti értékeknél eggyel több bitet kell kódolni. Hasonlóképpen, a frekvenciatartománybeli vagy színtér-transzformációk olyan egyenleteket és megvalósításokat igényelnek, amelyek kellően pontos fix aritmetikát használnak, nem pedig lebegőpontosat.

A gyakorlatban az orvosi képek veszteségmentes tömörítése (a kicsomagolt kép által elfoglalt eredeti bájtok számához viszonyítva) körülbelül 2,5:1 és 5:1 közötti tömörítési arányt eredményez, a modalitástól és a kép típusától függően. Az orvosi képek jellemzően jelentős mennyiségű zajt, textúrát és egyéb nagyfrekvenciás jelet tartalmaznak, és ez akadályozza a nagyobb veszteségmentes tömörítés elérését. Még a háttérben lévő levegő vagy a kollimált régiók is tartalmaznak zajt. Ennek ellenére az ilyen nagyságrendű költség- és átviteli időmegtakarítás gyakran elegendő a felhasználási cél kielégítéséhez. Például az $512 \times 512 \times 8$ bites szív angiogramok veszteségmentes tömörítése egy viszonylag egyszerű sémával általában arra szolgál, hogy egy teljes vizsgálatot egyetlen CD-re lehessen helyezni.

16.5.4. „Veszteséges” tömörítés

Veszteséges vagy irreverzibilis tömörítésről akkor beszélünk, ha a kitömörített eredmény nem azonos az eredetivel, de a veszteség mértéke és típusa bizonyos célokra elfogadható. A veszteséges tömörítést például rutinszerűen alkalmazzák a kereskedelmi forgalomban kapható digitális fényképezőgépekkel készült színes fényképeknél, és széles körben használják az internetes böngészőoldalakon.

A folyamat hasonló a veszteségmentes tömörítéshez az átalakítási és kódolási lépésekben, azzal a különbséggel, hogy véges mennyiségű és típusú veszteség megengedett, így egyik lépésnek sem kell teljesen visszafordíthatónak lennie. Például a színtér és a frekvencia- vagy hullám-tér transzformációi bizonyos mértékű veszteséggel járhatnak, és a véges pontosságú folytonos függvények használata több ismétlődést eredményezhet. További, szándékos lépések alkalmazhatók bizonyos típusú információk elvetésére. Például a magasabb frekvenciájú együtthatókat kevesebb bit pontossággal lehet ábrázolni, mint a fontosabb, alacsonyabb frekvenciájú együtthatókat, és ez a transzformáció után, de még a kódolás előtt beállítható egy „kvantálási” lépéssel. Egyes tömörítési sémákban ez az a lépés, ahol az eredmény minőségét kifejezetten szabályozzák.

A veszteséges tömörítés eredményeképpen a rekonstruált képen láthatóvá válnak műtermékek. A teljes képkockaként tömörített képek esetében ezek a műtermékek magukba foglalhatják a teljes kép finom simítását, az összetett régiók érzékelt textúrájának megváltozását, vagy az eredetiben nem szereplő, különálló kis struktúrák megjelenését (például wavelet-transzformáció esetén megjelenhetnek a wavelet-bázisfüggvények reflexiói, és a csonkolt nagyfrekvenciájú együtthatók esetén éles kontúrok, például szövegek körül gyűrűzés jelenhet meg). Az olyan rendszerek esetében, amelyek a tömörítés előtt a képet kis „csempe” elemekre osztják, blokk-műtermékek jelenhetnek meg, ahol az ilyen csempék határai jól láthatóvá válnak.

Ezen műtermékek ellenére a veszteséges tömörítésű képek számos klinikai célra megfelelhetnek. Az orvosi képalkotás esetében a tömörítés két szintje határozható meg: „vizuálisan veszteségmentes” és „diagnosztikailag veszteségmentes”.

A vizuálisan veszteségmentes tömörítés az a tömörítési típus és szint, amelynél az emberi megfigyelő vizuálisan nem képes megkülönböztetni az eredeti képet a rekonstruált képtől, még akkor sem, ha matematikai veszteség következett be. Ez viszonylag egyszerű kísérletekkel meghatározható, és ismert, hogy a képet előállító modalitástól és az ábrázolt (leképezett) testrészétől függően jelentősen változik. Az azonban, hogy az ilyen képek, vagy a jobban vagy esetleg kevésbé tömörített képek elegendőek-e az elsődleges értelmezéshez, azaz diagnosztikusan veszteségmentesek-e, a diagnosztikai feladattól függ. Szélsőséges példaként egy mellkasi röntgenfelvétel, amely egy katéter hegyének lokalizálására szolgál, extrém mértékű romláson mehet keresztül, és még mindig elfogadható lehet, ugyanakkor a katéter behelyezése által okozott légmell kimutatása sokkal kevésbé tömörített képet igényelne.

A megfelelő tömörítési szintek megállapításához minden modalitás, testrész és diagnosztikai feladat esetében nagyszámú, olyan vevő teljesítőképességi vizsgálaton nyugvó tanulmányra lehet szükség, amelyek elegendő statisztikai erővel rendelkeznek annak kimutatására, hogy az eltérés hiánya a tömörítés okozta klinikailag releváns eltérés valódi hiányának köszönhető, szemben egy olyan tanulmánnyal, amely túlságosan kis mintás ahhoz, hogy bármilyen különbséget feltárjon. Az ilyen vizsgálatok drágák és kisszámúak. Ennek ellenére néhány ország különböző szakmai társaságai által már kialakulóban vannak a veszteséges tömörítés megfelelő használatára vonatkozó irányelvek.

Egy vitatott tényező az, hogy a veszteséges tömörítést az elsődleges leletezés előtt vagy után kell-e elvégezni, ha archiválás vagy későbbi továbbítás céljából tömörítünk. Amíg fennáll a téves diagnózis lehetősége, egyesek amellett érvelnek, hogy az optimális betegellátás megköveteli a tömörítetlen képek vizsgálatát; az Egyesült Államok Élelmiszer- és Gyógyszerügyi Hatósága a digitális mammográfiára vonatkozó rendeletében ezt írja elő. Jogászok azonban azzal érvelnek, hogy pontosan azt kell archiválni, amit értelmeztek. A legkonzervatívabb stratégia a veszteséges tömörítés elkerülése, függetlenül attól, hogy mennyire vonzó a lehetséges infrastrukturális költségmegtakarítás.

16.5.5. Szabványos és általános tömörítési módok

A Nemzetközi Szabványügyi Szervezet (ISO) és a Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság (IEC) közös műszaki bizottsága mind az állókép-, mind a videotömörítési szabványokért felelős albizottságokat hozott létre, aminek eredményeként létrejött a JPEG, illetve az MPEG (Moving Picture Experts Group) szabványcsalád.

A kereskedelmi forgalomban kapható digitális fényképezőgépekben és webes alkalmazásokban széles körben használt 8 bites szürkeárnyalatos vagy színes, veszteséges diszkrét koszinusz-transzformációval rendelkező JPEG formátum valójában csak egy részhalmaza a számos szabványban meghatározott megannyi

sémának. További JPEG sémákat használnak más típusú orvosi képekhez, beleértve a következőket:

(i) 12 bites diszkrét koszinusz-transzformáció, amely nagyobb bitmélységű szürkeárnyalatos képekre alkalmazható;
(ii) 16 bites veszteségmentes tömörítés különbség- és Huffman-kódolással;
(iii) JPEG 2000, wavelet-transzformációval és aritmetikai kódolással, veszteségmentes és veszteséges változatban egyaránt.

Az olyan orvosi képek esetében, amelyek több képkockát tartalmaznak és ezek között redundancia áll fenn (pl. felvett mozgóképek vagy egymást követő 3D-s metszetképek), bár minden egyes képkocka külön-külön kódolható JPEG vagy JPEG 2000 használatával, más rendszerek, például a többkomponensű vagy 3D JPEG 2000, esetleg MPEG kódolás is alkalmazható.

Bár számos más, az interneten és más professzionális alkalmazásokban széles körben használt, saját vagy de facto szabványos fájlformátum létezik, amelyeknek saját tömörítési sémái vannak, mint például a GIF (graphics interchange format), a PNG (portable network graphics) és a TIFF, ezeket ritkán használják orvosi képalkotásra a bitmélységi korlátok vagy a megfelelő tömörítési támogatás hiánya miatt. Megemlítendő, hogy a szöveg- és adatfájlok esetében általánosan használt tömörítési sémákkal rendelkező fájlformátumok, mint például a ZIP, képekre is alkalmazhatók, ezek azonban általában nem olyan hatékonyak, mint a kép szerkezetét kihasználó módszerek.

16.5.6. Tömörítés a DICOM-ban

A DICOM szinte kizárólag az ISO-IEC szabványos tömörítési sémákat használja, és specifikálja a megfelelő JPEG és MPEG veszteségmentes és veszteséges sémák mindegyikének átviteli szintaxisát.

Ez a megközelítés lehetővé teszi a hálózaton kommunikáló eszközöknek, hogy egyeztessék a körülményeknek legmegfelelőbb tömörítési séma használatát. Az asszociáció egyeztetése lehetővé teszi a küldő számára, hogy a kép típusának (SOP osztály) és a tömörítés típusának (átviteli szintaxis) kombinációira tegyen javaslatot, a fogadónak pedig, hogy a képességeitől függően elfogadja vagy elutasítsa az egyes kombinációkat. A veszteségmentes tömörített képek esetében minden esetben van egy tartalékmechanizmus, amely lehetővé teszi az alapértelmezett, tömörítetlen átviteli szintaxis használatát arra az esetre, ha a címzett nem támogatja a javasolt tömörítési sémákat. A veszteséges tömörített képek esetében erre nincs szükség, mivel a küldő nem biztos, hogy hozzáfér az eredeti, tömörítetlen képhez.

A technológia fejlődésével és az új tömörítési sémák szabványosításával ezek aztán új átviteli szintaxisként hozzáadódnak a DICOM-hoz, így potenciálisan bármilyen képtípushoz elérhetővé válnak, mivel az átviteli szintaxis független az

SOP osztálytól. A DICOM egy technológiai szabvány, így nem foglalkozik egy adott tömörítési séma megfelelő használatával egy-egy konkrét cél esetén. Egy séma felvétele a DICOM-ba nem jelenti annak jóváhagyását.

IRODALOMJEGYZÉK

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, AAPM On-line Rep. 03, AAPM, College Park, MD (2005), http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03.pdf supplemental files available at http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03_Supplemental/ (hozzáférés: 2023. 07. 31.).

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, ACR Technical Standard for Electronic Practice of Medical Imaging (2007), https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/elec-practice-medimag.pdf (hozzáférés: 2023. 07. 31.).

CENTRE FOR EVIDENCE-BASED PURCHASING, A Beginner's Guide to PACS, MDA Evaluation Rep. 02044, The Stationery Office, Norwich (2002).

CENTRE FOR EVIDENCE-BASED PURCHASING, A Beginner's Guide to Virtual Private Networks in a Picture Archiving and Communication System Environment, CEP 05094, Centre for Evidence-based Purchasing, London (2006).

CLUNIE, D., DICOM, http://www.dclunie.com/ (hozzáférés: 2023. 07. 31.).

DREYER, K.J., MEHTA, A., THRALL, J.H., PACS: A Guide to the Digital Revolution, Springer, New York (2002).

INTEGRATING THE HEALTHCARE ENTERPRISE, http://www.IHE.net

HEALTH LEVEL SEVEN INTERNATIONAL, http://www.HL7.org (hozzáférés: 2023. 07. 31.).

HUANG, H.K., PACS: Basic Principles and Applications, 2nd edn, John Wiley & Sons, New York (2004).

17. fejezet

KÉPEK UTÓFELDOLGOZÁSA ÉS ELEMZÉSE

P. A. YUSHKEVICH
University of Pennsylvania,
Philadelphia, Amerikai Egyesült Államok

Fordította: Kolozsi Zoltán

Lektorálta: Dr. Balkay László

17.1. BEVEZETÉS

A kutatók évtizedek óta használnak számítógépeket orvosi képek feldolgozására és elemzésére. Eleinte egyszerű számítógépes algoritmusokat fejlesztettek ki a képek egyes releváns jellegzetességeinek kiemelésére, hogy a felhasználókat segítsék a képek jobb megértésében és értelmezésében. Később fejlettebb algoritmusokat hoztak létre, amelyekkel a számítógép nemcsak a képek feldolgozását segíti, hanem megkönnyíti a tartalmuk megértését is. A szegmentálási algoritmusokat a képeken található konkrét anatómiai objektumok, például a mammogramokon található rosszindulatú elváltozások felismerésére és kiemelésére fejlesztették ki. Regisztrációs algoritmusokat fejlesztettek ki a különböző modalitásokból származó képek összeillesztésére és a különböző alanyoktól származó képek megegyező anatómiai helyeinek megfeleltetésére. Ezek az algoritmusok tették lehetővé a számítógép támogatású detektálást és diagnózist, a számítógéppel irányított sebészetet és más, rendkívül összetett orvosi technológiákat. Napjainkban a képfeldolgozás és -elemzés összetett tudományterület, amely az alkalmazott matematika, az informatika, a fizika, a statisztika és az orvosbiológiai tudományok metszetében helyezkedik el. Ez a fejezet általános áttekintést ad a terület leggyakoribb problémáiról és az ezeket megoldó algoritmusokról.

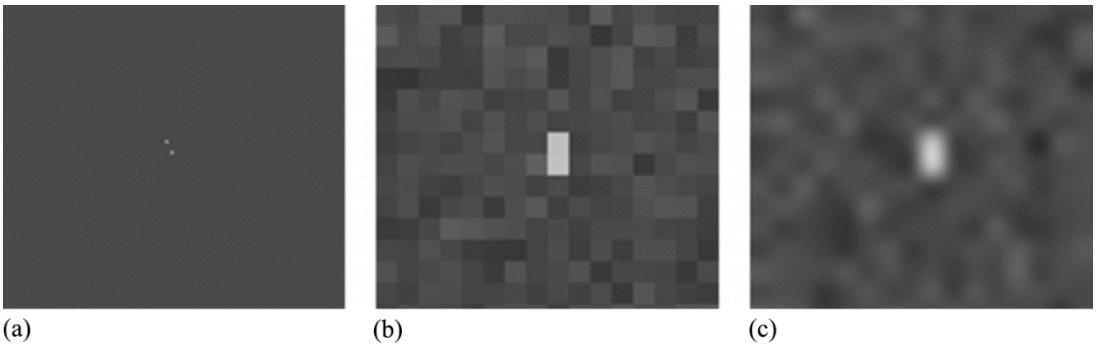
E fejezet két fő részre oszlik. Az első a klasszikus képfeldolgozó algoritmusokat tárgyalja. A képfeldolgozás alatt a képszűrést, a zajcsökkentést és a képek él- és tárgykiemelését tárgyaljuk. A második szakasz a modernebb képelemzési megközelítéseket mutatja be, beleértve a szegmentálást és a regisztrációt. A "képanalízist" a "képfeldolgozástól" leginkább az különbözteti meg, hogy a képen megjelenő objektumokra vonatkozó külső tudást használ. Ez a külső tudás alapulhat heurisztikus tudáson, fizikai modelleken vagy hasonló képek korábbi elemzéséből származó adatokon. A képelemző algoritmusok ezt a külső tudást használják fel a képekből egyébként hiányzó vagy nem egyértelmű információk pótlására. Például a szív biomechanikai modelljét egy képelemző algoritmus felhasználhatja arra, hogy segítsen megtalálni a szív határait egy CT vagy MR képen.

E modell segíthet az algoritmusnak megkülönböztetni a szív valódi határait az egyéb más anatómiai határoktól, amelyek hasonló megjelenésűek a képen.



17.1. ÁBRA. Példa a képzaj csökkentésére. (a) Mellkas CT szelet; (b) ugyanez a szelet hozzáadott zajjal; (c) ugyanaz a szelet, amelyet egy élmegőrző zajeltávolító algoritmussal dolgoztak fel. Megjegyzendő, hogy bár a zajeltávolítás megszünteti a zajt, az anatómiai jellemzőket is összemossa (a Lung Cancer Alliance Give a Scan adatbázisából reprodukálva, a [go2.org]GO2 for Lung Cancer jóváhagyásával; Reproduced with permission from GO2 for Lung Cancer [go2.org]).

Mielőtt továbblépnénk, ki kell emelnünk a képfeldolgozás legfontosabb korlátját: a képfeldolgozás nem képes növelni a bemeneti képen rendelkezésre álló információ mennyiségét. A matematikai műveletek képekre történő alkalmazása csak a képben lévő információt távolíthatja el. Néha a nem releváns információ eltávolítása megkönnyítheti a felhasználók számára a képek megértését. A képfeldolgozást azonban mindig korlátozza a bemeneti adatok minősége. Például a képzaj nem távolítható el anélkül, hogy a kép apró részletei közötti kontraszt ne romlana. Hasonlóképpen, a bemeneti kép alapvető felbontását (azaz két közeli struktúra elkülönítésének képessége) a képalkotó rendszer korlátozza, és képfeldolgozással nem javítható. Ezeket a példákat a 17.1. és a 17.2. ábra szemlélteti.



17.2. ÁBRA. A kép felbontásának módosítása. (a) Egy képalkotó rendszer bemenete, amely két közeli pontimpulzusból áll. (b) A képalkotó rendszer által előállított 16 × 16-os kép. A rendszer felbontása kisebb, mint az impulzusok közötti távolság. A képből nem állapítható meg, hogy két impulzus volt az adatokban. (c) Köbös interpolációval 128 × 128-as felbontásra újramintavételezett kép. Így sem állapítható meg, hogy a bemeneti adatokban két impulzus volt.

Általánosságban, ha egy képalkotó rendszer elfogadhatatlan minőségű adatokat szolgáltat, a bölcs értékelő inkább a képalkotó rendszer javítására törekszik, semmint, hogy a képfeldolgozás "varázsában" bízzon a gyenge képalkotás kompenzálására.

17.2. DETERMINISZTIKUS KÉPFELDOLGOZÁS ÉS JELLEMZŐK KIEMELÉSE

Ebben a szakaszban áttekintjük a legfontosabb képfeldolgozási műveleteket. A képfeldolgozás három területével foglalkozunk: szűrés, újramintavételezés és éldetektálás. Ebben a szakaszban csak a 2D-s képekkel foglalkozunk, de a legtöbb esetben ugyanazok az ötletek a háromdimenziós képekre is kiterjeszthetőek.

17.2.1. Térbeli szűrés és zajmentesítés

A szűrés olyan művelet, amely megváltoztatja a kép megfigyelhető minőségét a felbontás, a kontraszt és a zaj tekintetében. A szűrés általában ugyanazt vagy hasonló matematikai műveletet alkalmaz a kép minden egyes pixelén. A térbeli szűrés például a kép egyes képpontjainak intenzitását módosítja a szomszédos képpontok valamilyen függvénye szerint. A szűrés az egyik legelemibb képfeldolgozási művelet.

17.2.1.1. Átlagszűrés

A térbeli szűrő nagyon egyszerű példája az átlagszűrő. Ez a szűrő a kép minden egyes pixelét a pixel körüli N × N környezet átlagával helyettesíti. A szűrő kimenete egy olyan kép, amely „simábbnak” és kevésbé „zajosnak” tűnik, mint a bemeneti kép (17.3(a) és (b) ábra). A kis szomszédságon végzett átlagolás csökkenti a kép intenzitási diszkontinuitásainak nagyságát.

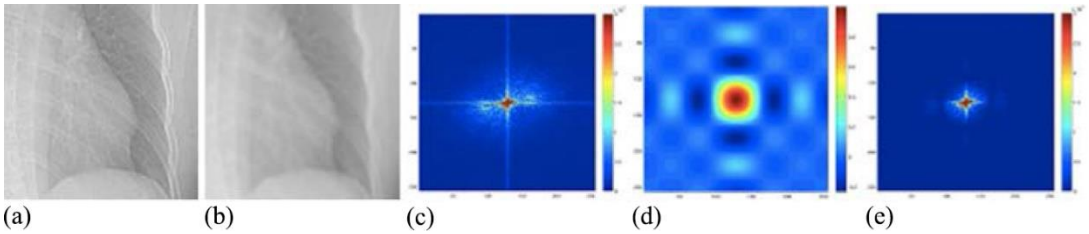
Matematikailag az átlagszűrő a kép és egy állandó értékű N × N mátrix közötti konvolúcióként definiálható:

$$I_{\text{szűrt}} = I \circ K; K = \frac{1}{N^2}\begin{bmatrix} 1 & 1 & \cdots & 1 \\ 1 & 1 & \cdots & 1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & 1 & \cdots & 1 \end{bmatrix} \tag{17.1}$$

Az N × N átlagszűrő egy aluláteresztő szűrő. Az aluláteresztő szűrő csökkenti a kép Fourier-transzformáltjának (FT) a magas frekvenciájú összetevőit. Annak megértéséhez, hogy az átlagszűrő miért aluláteresztő szűrő, emlékezzünk vissza a FT és a konvolúció közötti kapcsolatra:

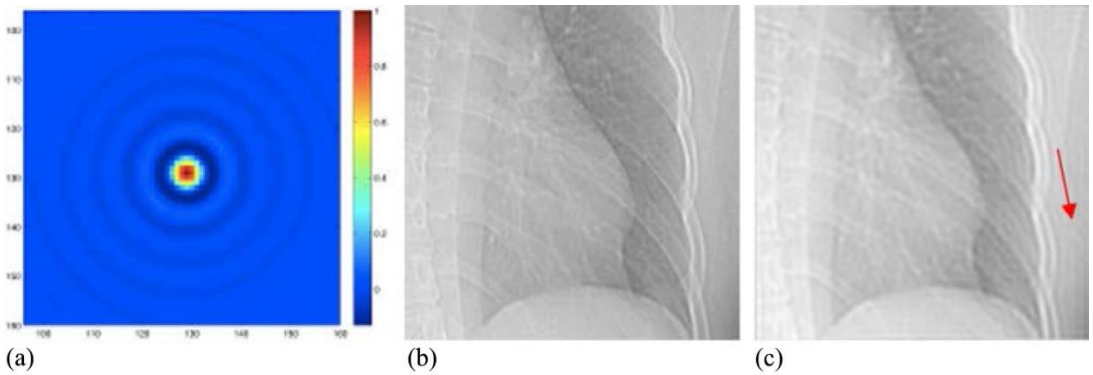
$$F\{A \circ B\} = F\{A\}F\{B\} \tag{17.2}$$

Egy digitális kép konvolúciója egy konstans értékekből álló mátrixszal a folytonos képfüggvény és a rect függvény (dobozfüggvény) konvolúciójának diszkrét megfelelője (lásd 4.4.2. szakasz). A rect függvény FT-ja a sinc függvény. Ezért az átlagszűrés egyenértékű a kép FT-jának a sinc-függvénnyel való szorzásával, ami többnyire megőrzi a kép alacsony frekvenciájú komponenseit és csökkenti a magas frekvenciájú komponenseket. A 17.3. ábra egy mellkasi röntgenképet és annak FT-ját mutatja az átlagszűrővel történő feldolgozás előtt és után.



17.3. ÁBRA. Átlagszűrés a képtartományban és a Fourier-tartományban. (a) Bemeneti röntgenkép; (b) 7 × 7-es átlagszűrővel konvolvált bemeneti kép; c) a bemeneti kép FT-ja (magnitúdókép); (d) a 7 × 7.-es átlagszűrő FT-ja, azaz sinc függvények szorzata x-ben és y-ban; (e) a szűrt kép FT-ja.

Az átlagszűrés egy példa a képsimító műveletre. A simítás és a nagyfrekvenciás zaj eltávolítása segíthet az emberi szemlélőnek az orvosi képek megértésében. A simítás a fejlett képelemző algoritmusok fontos köztes lépése is. A modern képelemző algoritmusok numerikus optimalizálással járnak, és a képadatokból származtatott függvények deriváltjainak kiszámítását igénylik. A simítás segít numerikusan stabillá tenni a deriváltak számítását.



17.4. ÁBRA. Gyűrű műtermék illusztrációja. (a) Az ideális aluláteresztő szűrő, azaz a kép középpontja körül elforgatott sinc függvény. (b) Az eredeti kép. (c) A kép az aluláteresztő szűrővel való konvolúció után. Figyeljük meg, hogy a kép jobb oldalán lévő bordacsontok kiemelt intenzitása a jobb oldali lágyrészeken is megismétlődik.

17.2.1.2. „Ideális” aluláteresztő szűrő

Az úgynevezett ideális aluláteresztő szűrő egy bizonyos küszöbérték felett minden frekvenciát levág a kép FT-ján. A Fourier-tartományban ez úgy érhető el, hogy a kép FT-ját megszorozzuk egy henger alakú szűrővel, amelyet egy 1D rect függvénynek az origó körüli elforgatásával állítunk elő. Elméletileg ugyanezt a hatást a képtartományban egy az origó körül elforgatott 1D sinc függvénnyel való konvolúcióval érhetjük el. Az elmélet azonban feltételezi, hogy a képek végtelen tartományon értelmezett periodikus függvények. A gyakorlatban a legtöbb kép nem periodikus, és az elforgatott sinc függvénnyel való konvolúció a 17.4. ábrán látható gyűrűnek (gyűrűsödés) nevezett műterméket eredményez. Az ideális aluláteresztő szűrő másik hátránya a számítási igény, amely az átlagszűréshez képest nagyon magas.

17.2.1.3. Gauss-szűrés

A Gauss-szűrő egy aluláteresztő szűrő, amelyet nem jellemez a gyűrű műtermék. A folytonos tartományban a Gauss-szűrő a σ szórású normál valószínűségi sűrűségfüggvényként van definiálva, amelyet az x-y térben az origó körül elforgattunk. Formálisan a Gauss-szűrő a következőképpen definiálható:

$$G_\sigma(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \tag{17.3}$$

A σ értéket a Gauss-szűrő szélességének nevezzük. A Gauss-szűrő FT-ja szintén Gauss-szűrő, reciproknyi szélességgel:

$$F\big(G_\sigma(x,y)\big) = G_{1/\sigma}(\eta,\nu) \tag{17.4}$$

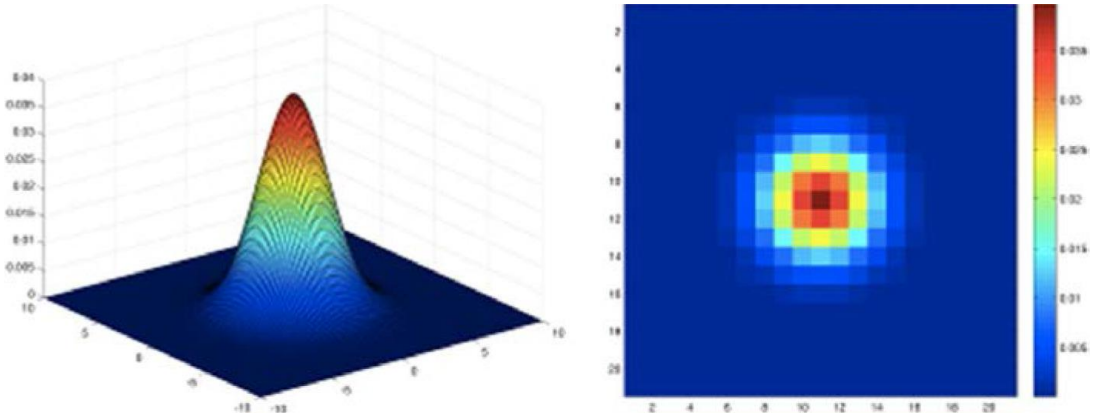
A diszkrét Gauss-szűrő egy $(2N + 1) \times (2N + 1)$ mátrix. Elemeit a következők adják meg:

$$G_{ij} = G_\sigma(i - N - 1, j - 1 - N) \tag{17.5}$$

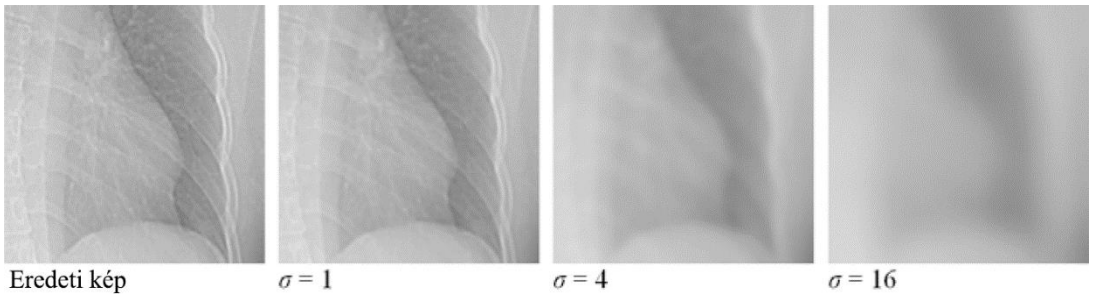
A mátrix $2N + 1$ mérete határozza meg, hogy a diszkrét Gauss mennyire pontosan közelíti a folytonos Gauss-t. Ehhez általában az $N \geq 3\sigma$ feltételt választják. Egy példa a 17.5. ábrán látható.

A digitális kép aluláteresztő szűréséhez konvolúciót hajtunk végre a kép és a Gauss-szűrő között. Ez egyenértékű azzal, hogy a kép FT-ját megszorozzuk egy $1/\sigma$ szélességű Gauss-szűrővel. Amint a 17.5. ábrán látjuk, a Gauss-függvény gyorsan csökken, ahogy távolodunk a csúcstól. Egy a csúcstól 4σ távolságban a Gauss-érték a

csúcsértéknek csak 0,0003-a. Ezért a Gauss-szűrővel való konvolúció hatékonyan eltávolítja a kép magas frekvenciájú részeit. Az alacsony frekvenciák többnyire megmaradnak. Minél nagyobb a Gauss-szűrő szórása, annál simább a szűrés eredménye. A 17.6. ábra különböző Gauss-szűrőkkel konvolvált képet mutat.



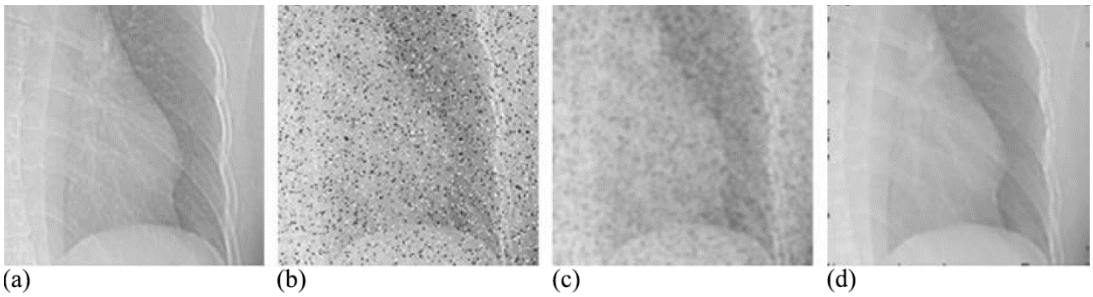
17.5. ÁBRA. Egy folytonos 2D Gauss-szűrő σ = 2-vel és egy diszkrét 21 × 21 Gauss-szűrő σ = 2-vel.



17.6. ÁBRA. Különböző szélességű Gauss-szűrőkkel konvolvált kép.

17.2.1.4. Mediánszűrés

A mediánszűrő a kép minden egyes pixelét egy $N \times N$ szomszédságban lévő pixelértékek mediánjával helyettesíti. Egy számhalmaz mediánjának meghatározása nem-lineáris művelet. Ezért a mediánszűrés nem ábrázolható konvolúcióként. A mediánszűrő hasznos az impulzus-zaj eltávolítására, amely olyan típusú zaj, amikor a kép egyes elszigetelt képpontjai nagyon magas vagy nagyon alacsony intenzitásértékekkel rendelkeznek (lásd a 17.7. ábrán látható példát). A mediánszűrés hátránya, hogy eltávolíthatja a fontos jellemzőket, például a keskeny éleket.



17.7. ÁBRA. a) Eredeti kép. (b) 'Só-bors' (salt and pepper) zaj hozzáadásával rontott kép. A pixelek egytizedének intenzitását 0-ra vagy 255-re cseréltük. (c) A lerontott kép 5 × 5 átlagszűrővel történő szűrésének eredménye. (d) Az 5 × 5 mediánszűrővel történő szűrés eredménye. Figyeljük meg, hogy a só-bors zaj mekkora részét távolítottuk el. Ugyanakkor a kép finom vonalainak egy részét is eltávolította e szűrés.

17.2.1.5. Élmegtartó képsimítás és zajmentesítés

Amikor egy képet simítunk, eltávolítjuk a magas frekvenciájú komponenseket. Ez segít csökkenteni a képen lévő zajt, de fontos magas frekvenciájú jellemzőket, például éleket is eltávolíthat. Az él a képfeldolgozásban egy intenzitásfüggvényben jelentkező szakadás. Például egy röntgenképen az intenzitás a csont és a lágyszövet közötti határvonalak mentén nem folytonos. Egyes fejlett szűrőalgoritmusok az élek simítása nélkül próbálják eltávolítani a képeken lévő zajt. Ilyen például az anizotróp diffúziós algoritmus [17.1]. Matematikailag a kép Gauss-szűrővel történő simítása analóg a homogén testben történő hődiffúzió szimulálásával. Az anizotróp diffúzióban a képet inhomogén testként kezeljük, a kép különböző helyein eltérő hővezetéssel. Az élek közelében a vezetőképesség alacsonyabb, így a hő lassabban diffundál, megakadályozva ezzel a perem elsimítását. Az élektől távolabb a vezetőképesség nagyobb. Ennek eredményeképpen a kép szélei közelében kisebb simítás történik. A megközelítés azonban csak annyira jó, amennyire képesek vagyunk a kép éleinek felismerésére, ami a következő szakasz témája.

17.2.2. Élek, kiemelkedések és egyszerű alakzatok felismerése

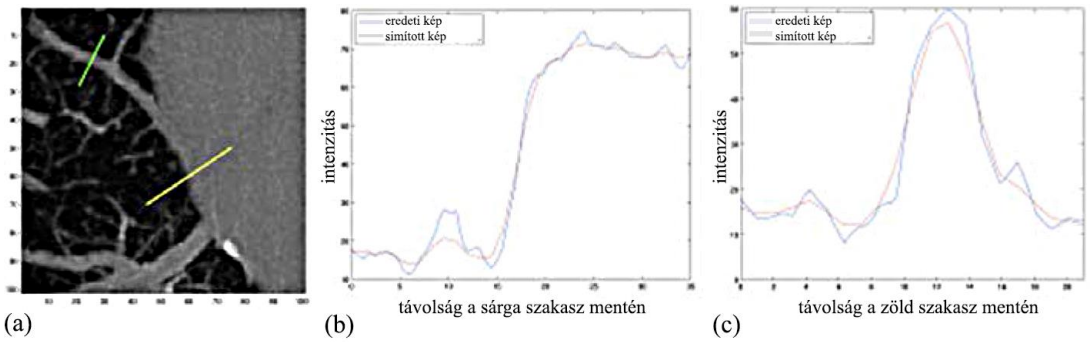
A képfeldolgozás és a képelemzés egyik fő alkalmazási területe a képeken található vizsgálandó struktúrák felderítése. Sok esetben az ilyen struktúrák és a környező struktúrák eltérő intenzitásúak a képen. A képintenzitás-függvény nem-folytonos (szakadásos) tartományainak keresésével megtalálhatjuk e struktúrák határait. E szakadásokat tartalmazó területeket éleknek nevezzük. Például egy röntgenképen a csont és a lágyszövet közötti határon van egy él.

Az éldetektáló algoritmusok automatikusan keresik az éleket a képeken. Mivel az orvosi képek összetettek, nagyon sok a megszakadás a képintenzitásban. Ezek többsége nem kapcsolódik a vizsgált struktúrához. Ehelyett lehetnek zajból, képalkotási műtermékekből vagy más struktúrákból eredő megszakadások. A jó

éldetektáló algoritmusok azonosítják azokat az éleket, amelyek nagyobb eséllyel lehetnek érdekesek. Azonban bármilyen jó is egy éldetektáló algoritmus, gyakran talál irreleváns éleket. Fontos megjegyezni, hogy az éldetektáló algoritmusok nem elég hatékonyak ahhoz, hogy a legtöbb orvosi képen teljesen és automatikusan azonosítsák az érdeklődésre számot tartó struktúrákat. Ehelyett, hasznos eszközök a bonyolultabb szegmentáló algoritmusokhoz, valamint vizualizációhoz.

Az orvosi képeken egyes struktúrák nagyon jellegzetes alakúak. Az erek például csőszerű, fokozatosan változó szélességű struktúrák. A csőszerű struktúrák két széle nagyjából párhuzamos egymással. Ezt a tulajdonságot speciális csődetektáló algoritmusok használhatják ki.

A 17.8. ábra a kép intenzitásának tulajdonságait mutatja az éleknél és a csöveken.



17.8. ÁBRA. Az élek és csövek illusztrálása egy képen. (a) A mellkasi CT felvétel egy részlete látható. A sárga vonal egy élet, a zöld vonal pedig egy csőszerű struktúrát keresztez. (b) A kép intenzitásának ábrázolása a sárga vonal mentén (kék színnel) és a kép intenzitásának ábrázolása a bemeneti kép σ = 1 Gauss-szűrővel történő simítása után (pirossal). (c) A képintenzitás ábrázolása a zöld vonal mentén. Az él- és csődetektálók a kép deriváltjának tulajdonságait használják az élek és csövek észlelésére.

17.2.2.1. A képi deriváltak számításának módja

Az él a kép intenzitásának megszakadása. Ezért a kép intenzitásának élre merőleges irányú deriváltja nagy kell legyen, amint az a 17.8. ábrán látható. Az éldetektáló algoritmusok ezt a tulajdonságot használják ki.

Hogyan számoljuk ki a képintenzitás deriváltjait? A deriváltak kiszámításához egy folytonos függvényre van szükségünk. A kép azonban csak számok tömbje. Az egyik megoldás a derivált véges differencia közelítés. A Taylor-sor kiterjesztéséből könnyen levezethető a derivált következő közelítése. Egy egydimenziós $f(x)$ függvény esetében a következő adódik:

$$f'(x) = \frac{f(x+\delta) - f(x-\delta)}{2\delta} + O(\delta^2) \tag{17.6}$$

ahol δ egy valós szám, $O(\delta^2)$ pedig a hiba, amely δ-t második vagy annál nagyobb hatványaként tartalmazza. Ha $\delta << 1$, akkor ezek a hibák nagyon kicsik, és a közelítés szempontjából figyelmen kívül hagyhatók.

Hasonlóképpen, egy kétváltozós függvény parciális deriváltjai a következőképpen közelíthetők:

$$\frac{\partial f(x,y)}{\partial x} = \frac{f(x+\delta_x,y) - f(x-\delta_x,y)}{2\delta_x} + O(\delta_x^2)$$
$$\frac{\partial f(x,y)}{\partial y} = \frac{f(x,y+\delta_y) - f(x,y-\delta_y)}{2\delta_y} + O(\delta_y^2) \quad (17.7)$$

Ha a digitális képet egy folytonos képfüggvényből vett minták halmazaként kezeljük, és δx és δy értékét egyenlőnek állítjuk be a képponttávolsággal, akkor a kép közelítő deriváltjait e képletek segítségével számíthatjuk ki. A hiba azonban viszonylag nagy, egy pixel szélességnyi nagyságrendű. A gyakorlatban a véges differencia képletekkel számított deriváltakban a zaj domináns.

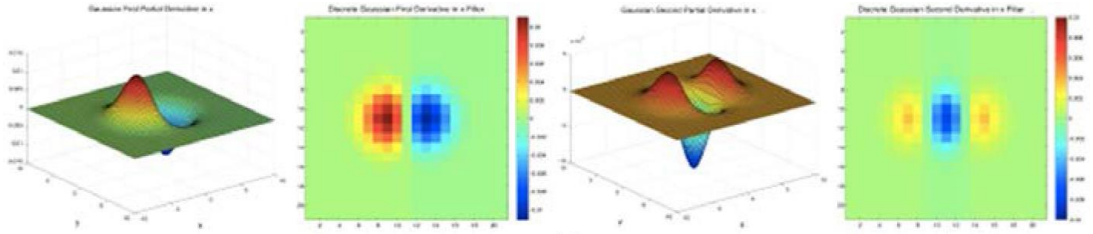
Van egy másik, gyakran hatékonyabb megközelítés a képderiváltak kiszámítására. Folytonos jelet rekonstruálhatunk a képből egy sima kernellel (például egy Gauss-szal) való konvolúcióval, amely lehetővé teszi számunkra, hogy a folytonos jel deriváltját vegyük:

$$f(x,y) = (I \circ G)(x,y)$$
$$D_v(f)(x,y) = D_v(I \circ G)(x,y) \quad (17.8)$$

ahol D_v egy függvény v irányú deriváltját jelöli. A képi deriváltak kiszámításának egyik legelegánsabb módja abból a tényből adódik, hogy a differenciálás és a konvolúció felcserélhető műveletek. Mindkettő lineáris művelet, és az alkalmazásuk sorrendje nem számít. Ezért ugyanazt a hatást érhetjük el, ha a kép konvolúcióját kiszámítjuk a simító kernel deriváltjával:

$$D_v f(x,y) = I \circ (D_v G)(x,y) \quad (17.9)$$

Ez egy nagyon praktikus és hatékony módját eredményezi a derivált számításnak. Létrehozunk egy szűrőt, amely nem más, mint egy mátrix, amely közelíti a D_vG-t. Az ilyen szűrőket a 17.9. ábra szemlélteti. Ezután kiszámítjuk a numerikus konvolúciót e szűrő és a kép között. Ez csak egy újabb példa a fejezetben korábban ismertetett szűrésre.



(a) (b) (c) (d)

17.9. ÁBRA. (a) és (c) A Gauss első és második parciális deriváltja x-ben σ = 1 esetén. A (b) és (d) ezeknek megfelelő 21 × 21 diszkrét Gauss-derivált szűrői.

Leggyakrabban hagyjuk, hogy *G* egy Gauss-szűrő legyen. A Gauss-szűrő végtelenül differenciálható, így ezzel a megközelítéssel tetszőleges rendű képi deriváltat vehetünk. A Gauss szélességét empirikusan választjuk meg. Ez határozza meg, hogy mennyire sima a digitális kép interpolációja. Minél nagyobb a simítás, annál kevésbé lesz érzékeny a derivált függvény a képintenzitás kis helyi változásaira. Mint rövidesen látni fogjuk, ez segíthet megkülönböztetni a markánsabb és kevésbé markáns éleket.

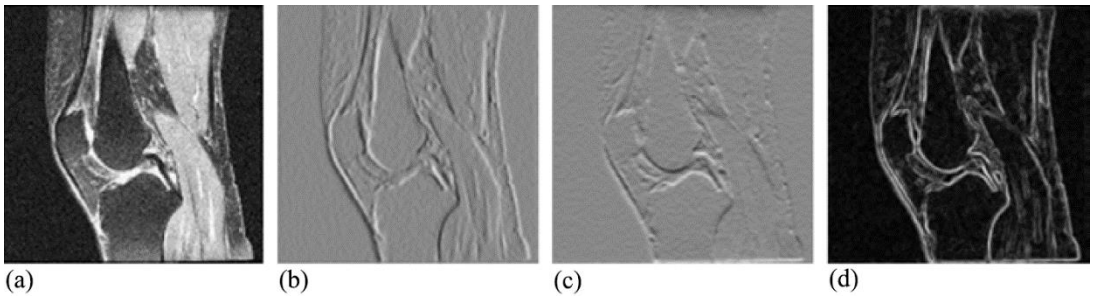
17.2.2.2. Az első deriválton alapuló éldetektorok

Egy népszerű és egyszerű éldetektor a Sobel-operátor. Ennek az operátornak az alkalmazásához a képet egy szűrőpárral konvolváljuk:

$$S_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix}; S_y = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix} \tag{17.10}$$

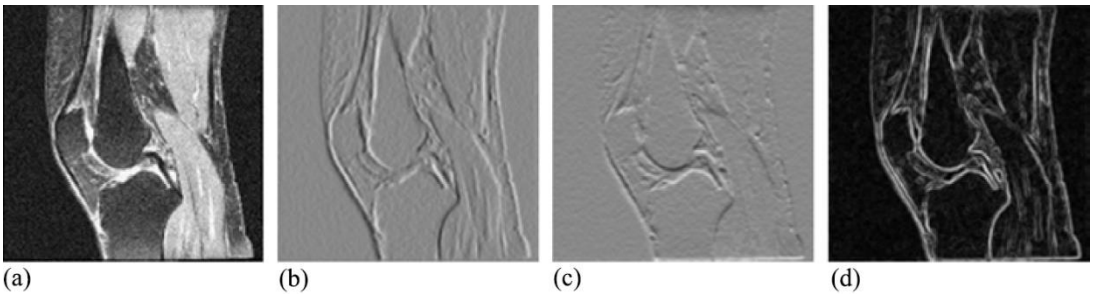
Az olvasó ellenőrizheti, hogy ez a konvolúció nagyon hasonlít a kép parciális deriváltjainak fent leírt véges differencia közelítéséhez. Valójában a Sobel-operátor a deriváltat az adott pixelnél és a két szomszédos pixelnél közelíti, majd ennek a három értéknek a súlyozott átlagát számítja ki (1, 2, -1) súlyokkal. Ez az átlagolás azt eredményezi, hogy a Sobel-operátor kimenete kevésbé érzékeny a zajra, mint az egyszerű véges differenciáloké.

A 17.10. ábra az S_x-szel és S_y-nal vett konvolúció eredményeit mutatja. Az utolsó kép az úgynevezett gradiens nagyságú kép, amelyet a $\sqrt{\left(S_x^2 + S_y^2\right)}$ képlet ad meg. A gradiens mértékének nagy értékei megfelelnek az éleknek, az alacsony értékek pedig olyan területeket jelölnek, ahol az intenzitás közel állandó. A gradiens mértékének azonban nincs olyan abszolút értéke, amely megkülönböztetné az éleket a nem élektől. Minden egyes kép esetében empirikusan meg kell határozni egy küszöbértéket, amelyet a gradiens nagyságú képre kell alkalmazni, hogy a relevábs éleket el lehessen különíteni a zaj és műtermékek okozta hamis élektől. Ez az első deriváltakon alapuló éldetektálás egyik legnagyobb korlátja.



17.10. ÁBRA. A Sobel-operátor illusztrációja. (a) A térd MR-felvétele. Az amerikai „The Cancer Imaging Archive (TCIA)"; (https://www.cancerimagingarchive.net/). (b) A kép konvolúciója a Sobel x-derivált S_x szűrővel. (c) Konvolúció az S_y szűrővel. (d) Gradiens mértékének képe. A gradiens nagysága magas a kép éleinél, de az elszigetelt pixelekben is, ahol a kép intenzitása a zaj miatt változik. (Lásd még 17.13. ábra.)

Gyakran a Sobel-operátor által végzett kis mértékű simítás nem elegendő a képzajjal összefüggő élek eltüntetéséhez. Ha csak a kép nagyon erős élei érdekelnek bennünket, akkor további simítást kell végeznünk. A Sobel-szűrő gyakori alternatívája a kép intenzitás parciális deriváltjainak kiszámítása a kép Gauss derivált operátorokkal (D_xG és D_yG) történő konvolúciójával, ahogyan az a 17.11. ábrán látható. Az így kapott gradiens mértékét ábrázoló képet össze kell hasonlítani a 17.10. ábrán látható Sobel-operátorral kapott gradiens mérték képével.

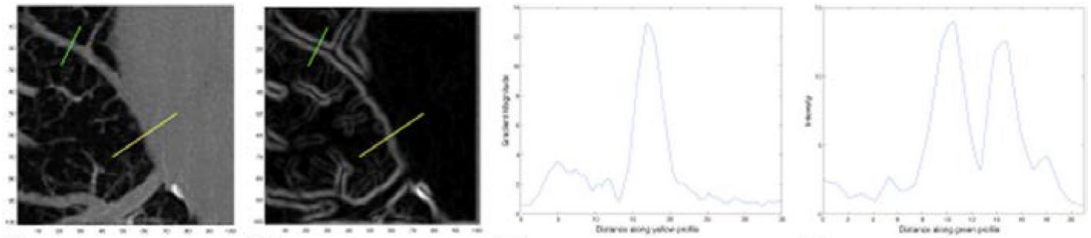


17.11. ÁBRA. A Gauss-derivált szűrőkkel történő konvolúció bemutatása. (a) Bemeneti kép. (b) és (c) Gauss-derivált szűrőkkel való konvolúció $\sigma = 2$-vel. (d) Gradiens mérték képe. Hasonlítsuk össze a 17.10. ábrával.

Természetesen a túl sok simítás eltávolíthatja a fontos éleket is. A megfelelő mértékű simítás megtalálása nehéz és gyakran nem egyértelmű probléma.

17.2.2.3. A második derivált nullátmenetein alapuló éldetektálás

Képzeljünk el egy részecskét, amely egy egyenletesen sima *F* képen áthalad egy élen, és az élre merőleges irányban mozog (azaz a kép gradiensének irányában). Ha a részecske útja mentén ábrázoljuk a kép gradiensének nagyságát, azt látjuk, hogy az élnél a gradiens mértékének egy helyi maximuma van (17.12. ábra).



(a) (b) (c) (d)

17.12. ÁBRA. Gradiens mértéke a képszéleken. (a) részlet a 17.8. ábrán látható mellkasi CT felvételből. (b) A hozzá rendelhető gradiens mértékének képe. (c) A gradiens mértékének grafikonja az élen át (sárga vonal). (d) A gradiens mértékének grafikonja a csőszerű struktúrán keresztül (zöld vonal). A gradiens mértéke azokon a pontokon éri el a maximumát, ahol a vonalak élt kereszteznek.

Jelöljük a részecske irányába mutató egységvektort *v*-nek, és azt a pontot, ahol a részecske keresztezi az élt, *x*-nek. Az *F* kép gradiensének mértéke *x*-nél egyszerűen:

$$\nabla F(x) = D_v F|x \tag{17.11}$$

A gradiens mértéke akkor és csak akkor éri el a helyi maximumot $\boldsymbol{x}$-nél a $\boldsymbol{v}$ irányban, ha:

$$D_{vv}F = 0 \text{ és } D_{vvv}F \leq 0 \tag{17.12}$$

Számos éldetektáló algoritmus (éldetektor) használja ki ezt a tulajdonságot. A legkorábbi ilyen operátor a Marr-Hildreth éldetektor. Ez azon alapul, hogy a (17.12) egyenlet szükséges (de nem elégséges) feltétele, hogy:

$$D_{xx}F + D_{yy}F = 0 \tag{17.13}$$

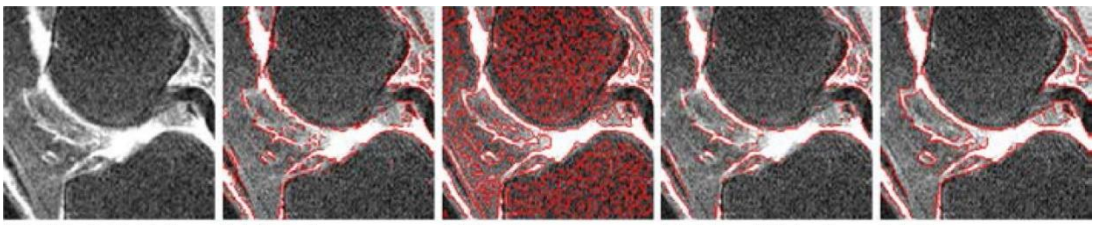
A (D_{xx} + D_{yy}) operátor a Laplace-operátor. Ha megkeressük a kép összes olyan pontjának a halmazát, ahol a kép Laplace-operátora nulla, akkor megtaláljuk az összes olyan pont részhalmazát, amely kielégíti a (17.12) egyenletet.

Amikor diszkrét képekkel foglalkozunk, természetesen a második deriváltak és a Laplace-számítás során egy sima szűrővel való konvolúciót kell alkalmaznunk, mint a Gauss esetében. A Marr-Hildreth éldetektor pontosan ezt teszi. Az *I* diszkrét képet konvolválja a Gauss-szűrő Laplace operátorral transzformált kimenetével, ami a következőképpen adható meg:

$$J = I \circ \left(D_{xx}G + D_{yy}G\right) = D_{xx}(I \circ G) + D_{yy}(I \circ G) \qquad (17.14)$$

Ezután a Marr-Hildreth éldetektor megtalálja azokat a kontúrokat a képen, ahol $J = 0$. Ezek a kontúrok zártak, és a kép éleinek részhalmazát alkotják. Az utolsó lépés a kontúr azon részeinek eltávolítása, ahol a bemeneti kép gradiens mértéke a felhasználó által megadott küszöbérték alatti. Ezt a két lépést a 17.13. ábra szemlélteti.

A Canny éldetektor is azt használja ki, hogy a kép második deriváltja az él irányában nulla. Ez a detektor először Gauss-simítást alkalmaz a képre. Ezután a Sobel-operátor és a küszöbérték segítségével megkeresi a képen a nagy gradiens mértékű pixeleket. Ezután eltávolítja azokat a pixeleket, amelyek nem teljesítik a (17.12) egyenletben szereplő maximumfeltételt. Végül egy hiszterézisnek nevezett eljárást alkalmaz a nagyon rövid élek eltávolítására, amelyek valószínűleg a képben lévő zaj eredményei. A Canny éldetektor más éldetektorokhoz képest nagyon jó teljesítményjellemzőkkel bír, és a gyakorlatban nagyon népszerű. A Canny éldetektálás eredményeinek egy példája a 17.13. ábrán látható.

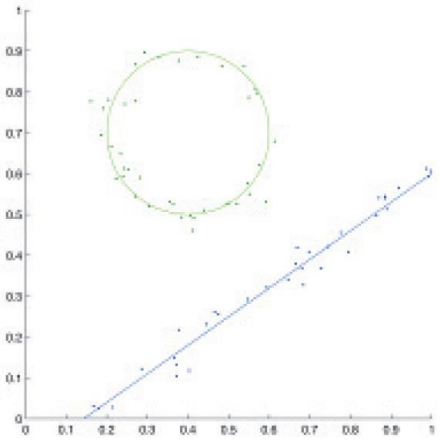


17.13. ÁBRA. Éldetektálási megközelítések összehasonlítása. (a) A bemeneti kép (a 17.11. ábrán látható térd MRI-felvételének tárgyérdekű régiója); (b) a Sobel-detektor által talált élek; (c) a kép Gauss operátor Laplace transzformáltjának a konvolúciójával kapott nullátmenetei; (d) a Marr-Hildreth detektor által kiemelt élek, azaz a nullátmenetek azon részhalmaza, amelyek gradiensének nagysága meghaladja a küszöbértéket; (e) a Canny-detektor által kiemelt élek.

17.2.2.4. Hough-transzformáció

Eddig olyan képfeldolgozási technikákat tárgyaltunk, amelyek éleket keresnek. Az élek fontosak a képeken lévő objektumok felismeréséhez. Néha azonban a minket érdeklő tárgyaknak nagyon jellegzetes alakjuk van: körök, csövek és vonalak. Ezekben az esetekben jobban járunk, ha olyan detektorokat használunk, amelyek

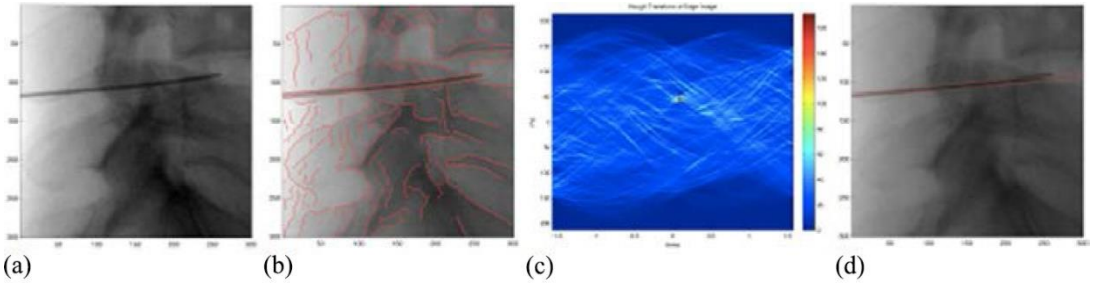
közvetlenül ezeket az alakzatokat keresik, ahelyett, hogy az éleket vizsgálnák. A Hough-transzformáció egy ilyen detektor. Hogy megértsük a működését, tekintsünk egy kicsit egyszerűbb problémát. Adott egy $(x_1, y_1)...(x_N, y_N)$ ponthalmaz a síkban, és meg akarjuk találni e pontok által megközelítőleg alkotott vonalakat, köröket vagy ellipsziseket (17.14. ábra).



17.14. ÁBRA. Hough-transzformáció (egyszerűsített probléma). Nagyjából lineárist leíró adatok (kék pontok) esetén keressük meg a pontokra legjobban illeszkedő egyenest. Nagyjából körkörösen eloszló adatok (zöld pontok) esetén illesszünk egy kört a pontokhoz.

Az egyszerű alakzatok, mint például a vonalak, körök és ellipszisek, kevés paraméterrel leírhatóak. Például a köröket a középpont (két paraméter) és a sugár (egy paraméter) írják le. Az ellipszisek négy paraméterrel leírhatóak. Az egyeneseket természetesen a meredekség és a metszéspont (két paraméter) írja le. Ez a paraméterezés azonban a függőleges egyenesek esetében aszimptotikus. Duda és Hart (1972) [17.2] alternatív paraméterezése az egyenes origótól való távolságát és az egyenes merőlegesének meredekségét használja az egyenest leíró két paraméterként.

Minden vonal, kör vagy ellipszis egyetlen pontnak felel meg a megfelelő kétdimenziós, háromdimenziós vagy négydimenziós paramétertérben. A képtér egy adott (x, y) pontján áthaladó összes vonal, kör vagy ellipszis halmaza a paramétertér végtelen ponthalmazának felel meg. Ezek a paramétertér pontjai egy sokaságot alkotnak. Például az (x, y) ponton áthaladó összes egyenes egy szinuszoidot alkot a Duda és Hart-féle kétdimenziós vonal paramétertérben. Az (x, y) ponton áthaladó összes kör kúpot alkot a 3D-s kör paramétertérben. Ez a Hough-transzformáció értelme: a képtér pontjait görbékké, felületekké vagy hiperfelületekké alakítja át a paramétertérben.



17.15. ÁBRA. Példa Hough-transzformációra. (a) Bemenetként egy sebészeti katéter átvilágítási képe. A katéter majdnem egyenes, így jó alany a Hough-transzformációval történő detektálásra. (b) A Canny éldetektor által előállított éltérkép. (c) Az élpontok egymásra helyezett Hough-transzformációi. Egy pont Hough-transzformációja a képtérben egy szinusz a Hough-transzformációs térben. A grafikon a Hough-transzformációs térben minden egyes rekeszen áthaladó szinuszoidokat mutatja. Két olyan rekesz van, amelyen sok szinuszoid halad át. Ezek a rekeszek megfelelnek a d) pontban lévő vonalaknak.

Ha a képtartomány több pontja egyetlen egyeneshez, körhöz vagy ellipszishez tartozik, akkor a paramétertérben a hozzájuk tartozó sokaságok egyetlen (p_1,..., p_k) pontban metszik egymást. Ez adja az alakfelismerő algoritmust. A 2D, 3D vagy 4D paraméterteret véges számú rekeszre osztjuk. Minden j rekeszhez egy nulla kezdeti értékű, q_j változót rendelünk. A képtér minden egyes (x_I, y_I) pontjához kiszámítjuk a megfelelő görbét, felületet vagy hiperfelületet a paramétertérben, és megkeressük a paramétertérben az összes olyan rekeszt, amelyen a sokaság áthalad. Minden alkalommal, amikor a görbe, a felület vagy a hiperfelület áthalad a j rekeszen, a megfelelő q_j változót 1-gyel megnöveljük. Miután ezt az eljárást az összes N pontra elvégeztük, azonosítjuk azokat a rekeszeket, ahol q_j nagy. Ezek a rekeszek olyan q_j pontok halmazának felelnek meg, amelyek megközelítőleg egy egyenest, kört vagy ellipszist alkotnak.

A Hough-transzformáció éldetektálással kombinálva használható digitális képek egyszerű alakzatainak kereséséhez. Az éldetektálót azoknak az (x_1, y_1)...(x_N, y_N) megtalálására használjuk, melyek határoló pontok lehetnek. Ezután a Hough-transzformációt használjuk az egyszerű alakzatok megtalálására. A 17.15. ábrán ezt egy intraoperatív átvilágítási képen szemléltetjük.

A Hough-transzformáció elegáns és hatékony megközelítés, de összetettebb objektumok esetén rosszul skálázódik. A vonalaknál, köröknél és ellipsziseknél bonyolultabb objektumok leírásához nagyszámú paraméterre van szükség. Minél nagyobb a paramétertér dimenziója, annál memória- és számításigényesebb lesz a Hough-transzformáció.

17.3. KÉPSZEGMENTÁLÁS

A képeken lévő objektumok megtalálásának kérdése, az úgynevezett szegmentálás, a képelemzés központi problémája. Ez egyben egy rendkívül összetett probléma. A szegmentálási problémának számos típusa létezik. Sok közülük egy adott

anatómiai struktúra megtalálását és körvonalazását jelenti egy orvosi képen. A konkrét struktúrák keresése mellett gyakran érdekes lehet az orvosi képeken található elváltozások megtalálása is. Ezek a problémák az anatómiától és a képalkotó modalitástól függően nagyon különbözőek. A szív szegmentálása CT-n nagyon különbözik a szív szegmentálásától MRI-n, ami nagyon különbözik az agy szegmentálásától MRI-n. Egyes struktúrák mozognak a képalkotás során, míg mások szinte állnak. Egyes struktúrák egyszerű alakkal rendelkeznek, amelyek alanyonként alig változnak, míg mások összetett, kiszámíthatatlan formájúak. Egyes struktúrák jó kontrasztot mutatnak a környező szövetekkel, mások nem. Az anatómiai struktúra és a képalkotási mód adott kombinációja gyakran egyedi szegmentáló algoritmust igényel.

Ez a szakasz nagyon röviden foglalja össze a képszegmentálást. A cél az, hogy az olvasó ízelítőt kapjon a rendelkezésre álló szegmentálási módszerekből, és betekintést nyerjen az e módszereknél alkalmazott főbb alapelvekbe. A képszegmentálással kapcsolatos részletesebb ismeretek iránt érdeklődő olvasóknak a fejezet végén található hivatkozások tanulmányozása javasolt.

17.3.1. Tárgyak megjelenése

Mielőtt tárgyalnánk a szegmentálási módszereket, ki kell térnünk az objektumok képeken való ábrázolásának különböző módjaira. A következőkben néhány gyakori megközelítést mutatunk be.

- *Bináris kép vagy címkekép*: Ezek nagyon egyszerű módjai egy tárgy vagy tárgygyűjtemény ábrázolásának egy képen. Adott egy *I* kép, amely valamilyen *O* tárgyat tartalmaz, majd létrehozhatunk egy másik *S* képet, amelynek méretei megegyeznek az *I*-ével, és amelynek pixelei 0 és 1 értékűek, a következők szerint:

$$S(x) = \begin{cases} 1 & \text{ha } x \in \text{Tárgy} \\ 0 & \text{egyébként} \end{cases} \tag{17.15}$$

Az ilyen képet *O* bináris képének nevezzük. Ha *I* több tárgyérdekű objektumot tartalmaz, ábrázolhatjuk őket különálló bináris képként (bár ez nem lenne túl memóriahatékony), vagy egyetlen címkeképként (*L*):

$$L(x) = \begin{cases} 1 & \text{ha } x \in \text{Tárgy 1} \\ 2 & \text{ha } x \in \text{Tárgy 2} \\ & \vdots \\ 0 & \text{egyébként} \end{cases} \tag{17.16}$$

A bináris és címkeképek korlátokkal bírnak. A pontosságukat a kép *I* felbontása korlátozza. Továbbá az objektumok határait nem nagyon sima (darabonként lineáris) görbékként vagy felületként ábrázolják, míg a tényleges anatómiai objektumok határai jellemzően simák.

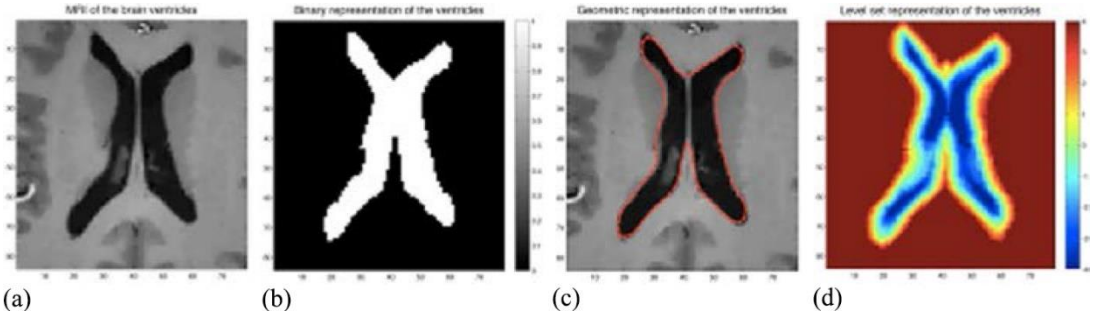
- *Geometriai határ ábrázolás*: Az objektumok a határaikkal írhatók le. Ez a reprezentáció kompaktabb, mint a bináris képreprezentáció, és lehetővé teszi a pixelméret alatti pontosságot. A simaság is biztosítható. A legegyszerűbb geometriai határábrázolást az objektum határán lévő pontok halmaza, az úgynevezett csúcsok, és a csúcsokat összekötő vonalszakaszok halmaza, az úgynevezett élek (vagy 3D-ben a sokszögek halmaza, az úgynevezett lapok) határozzák meg. Az ilyen geometriai konstrukciókat hálónak nevezzük. A pontok összekötése sima köbös vagy magasabb rendű görbék és felületek segítségével is lehetséges. Mindkét esetben az objektum reprezentációját a pontok koordinátái és a pontok közötti összeköttetés határozza meg.
- *Valós értékű képek szinthalmazai*: Ez a reprezentáció egyesíti a fenti két ábrázolás vonzó tulajdonságait. A bináris képekhez hasonlóan ez a reprezentáció is egy az *I*-vel azonos dimenziójú *F* képet használ az *I* képen lévő *O* objektum ábrázolására. A bináris reprezentációval ellentétben azonban a "szinthalmaz" reprezentációval pixelméret alatti pontosság és sima objektumhatárok érhetőek el. Az *F*-ben minden egyes pixel (vagy voxel) intenzitásértékei a következő -*M*-től *M*-ig terjedő tartományba esnek, ahol *M* egy valós szám. Az *O* határát az *F* függvény "nulla szintű halmaza" adja:

$$B(O) = \{x \in \mathbb{R}^N : F(x) = 0\} \tag{17.17}$$

Természetesen itt egy kicsit óvatosnak kell lennünk; *F* egy diszkrét kép, a fenti definíció pedig folytonos függvényt igényel. A gyakorlatban a fenti definíció alkalmazásakor az *F* képre lineáris interpolációt alkalmazunk.

A bináris és szinthalmaz ábrázolások geometriai határábrákká alakíthatóak kontúrkinyerő algoritmusok, például a „masírozó kockák” (marching cubes) algoritmus segítségével. A bináris vagy geometriai határábrák a távolságtérkép algoritmus segítségével alakíthatók át szinthalmaz ábrává.

Természetesen számos más ábrázolás is létezik, de ezeket ebben a fejezetben nem tárgyaljuk. A 17.16. ábrán példák láthatók a fent tárgyalt ábrázolásokra.



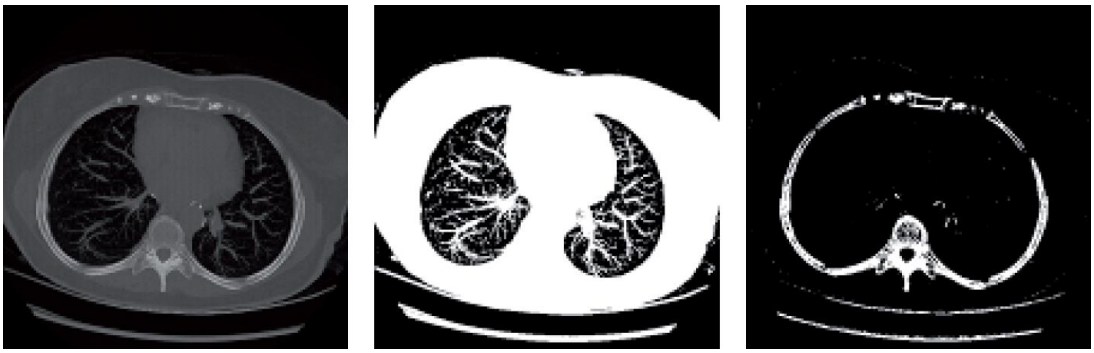
17.16. ÁBRA. (a) Egy axiális szelet egy agyi MRI-felvételből; (b) bináris; (c) geometriai; (d) szinthalmaz ábrázolások az oldalkamrákról ezen a képen.

17.3.2. Küszöbölés

A küszöbölés (thresholding) a lehető legegyszerűbb szegmentálási technika. Olyan helyzetekben alkalmazható, amikor a vizsgálandó struktúra kiváló kontraszttal rendelkezik a kép összes többi struktúrájával szemben. Például CT felvételeken a küszöbölés használható a csont, az izom, a víz, a zsír és a levegő azonosítására, mivel ezek a szövetosztályok különböző gyengítési szintekkel rendelkeznek. A küszöbölés a következő egyszerű szabály segítségével bináris képet állít elő:

$$S(x) = \begin{cases} 1 & \mathrm{T}_{\text{alsó}} \leq \mathrm{I}(x) < \mathrm{T}_{\text{felső}} \\ 0 & \text{egyébként} \end{cases} \tag{17.18}$$

Itt $\mathrm{T}_{\text{alsó}}$ az alsó, $\mathrm{T}_{\text{felső}}$ pedig a felső küszöbérték. Például a CT-ben lévő csontok esetében $\mathrm{T}_{\text{alsó}} = 400$ és $\mathrm{T}_{\text{felső}} = \infty$. A szegmentálás egyszerűen azon pixelek halmaza, amelyek intenzitása a felső és az alsó küszöbértékek között van. A küszöbölést a 17.17. ábra szemlélteti.



17.17. ÁBRA. Különböző intenzitási szintekkel küszöbölt CT felvétel.

Természetesen a legtöbb orvosi képszegmentálási problémában a küszöbölés nem ad kielégítő eredményt. Ennek több oka is lehet. Zajos képeken valószínűleg vannak olyan képpontok a vizsgálandó struktúrán belül, amelyek helytelenül vannak címkézve, mert intenzitásuk a küszöbérték alatt vagy felett van. Az MR felvételeken az intenzitás általában inhomogén a képen, így egy küszöbértékpár, amely a kép egyik régiójában működik, nem fog működni egy másik régióban. Végül a releváns struktúra szomszédos lehet más, nagyon hasonló intenzitású struktúrákkal. Mindezen helyzetekben fejlettebb technikákra van szükség.

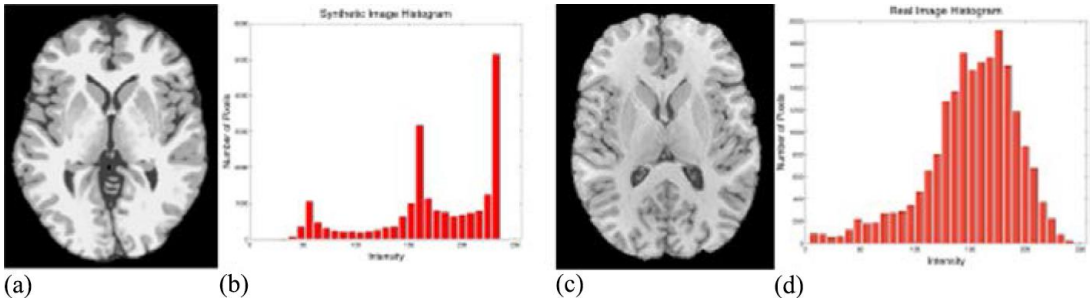
Egyes képek esetében a küszöbértékek kielégítőek, de a felső és alsó küszöbértékek nem ismertek előre. Például agyi MR felvételeknél az inhomogenitás hatásainak csökkentése érdekében intenzitásinhomogenitás korrekciót lehet alkalmazni a képen. Ahhoz azonban, hogy ezeken a képeken a szürkeállományt vagy a fehérállományt szegmentáljuk, jellemzően minden egyes felvételhez más küszöbértékpárra lenne szükségünk. Ezekben a helyzetekben automatikus küszöbérték-meghatározásra van szükségünk, amelyet a következő szakaszban tárgyalunk.

17.3.3. Automatikus szövetosztályozás

Tekintsük azt a problémát, amikor egy képet egy meghatározott, k számú, szövetosztályoknak megfelelő régióra kell felosztanunk. Az agyban például három fontos szövetosztály van: fehérállomány, szürkeállomány és agy-gerincvelői folyadék (CSF, cerebrospinális folyadék). A T_1 súlyozott MRI-ben ezek a szövetosztályok különböző képintenzitást eredményeznek: a fehérállomány a legvilágosabb, a CSF pedig a legsötétebb (17.18. ábra). A CT-vel ellentétben az MRI-ben az egyes szövetosztályok által produkált intenzitásértékek tartománya előre nem ismert. Továbbá, az MRI inhomogenitási műtermékek, a zaj és a résztérfogat-hatások miatt az egyes szövetosztályok intenzitása nagymértékű változékonyságot mutat. Az automatikus szövetosztályozás olyan különböző számítási algoritmusok leírására szolgál, amelyek statisztikai következtetések alapján próbálják a képet szövetosztályokra felosztani.

A legegyszerűbb automatikus szövetosztályozó algoritmusok szorosan kapcsolódnak a küszöböléshez. Tegyük fel, hogy az egyes szövetosztályok intenzitásának varianciája nem túl nagy. Ebben az esetben elvárható, hogy a kép hisztogramja *k* csúcsot tartalmazzon, amelyek megfelelnek a *k* szöveti osztálynak. Ilyen csúcsok láthatók a 17.18. ábra (b) részén látható fantom MR-kép hisztogramján.

A szöveti osztályozás során egyszerűen meg kell találni azokat a küszöbértékeket, amelyek elválasztják ezeket a csúcsokat. Például a 17.18(b) ábrán a 100-as intenzitásértékű küszöbérték elválasztja a CSF és a szürkeállomány osztályát, a 200-as küszöbérték pedig a szürkeállományt a fehérállománytól. Természetesen egy valódi MR-képen, mint például a 17.18(c) ábrán láthatón, a hisztogram csúcsai nem különülnek el ilyen jól (17.18(d) ábra), és a hisztogramot nézve nem nyilvánvaló, hogy mi lenne a helyes küszöbérték.



17.18. ÁBRA. Agyi MR felvételek hisztogramjai. (a) Egy szelet a BrainWeb [17.3] digitális agyi MRI fantomból. Ez a szintetikus kép nagyon kevés zajjal és intenzitás-inhomogenitással rendelkezik, így az egyes szövetosztályok összes pixelének intenzitásértékei nagyon hasonlóak. (b) A szintetikus kép hisztogramja jól látható csúcsokkal, amelyek a CSF-nek, a szürkeállománynak és a fehérállománynak felelnek meg. (c) Egy szelet egy valódi agyi MR képből, a koponya eltávolításával. (d) A valódi MR kép hisztogramja. A hisztogram csúcsai sokkal kevésbé nyilvánvalóak.

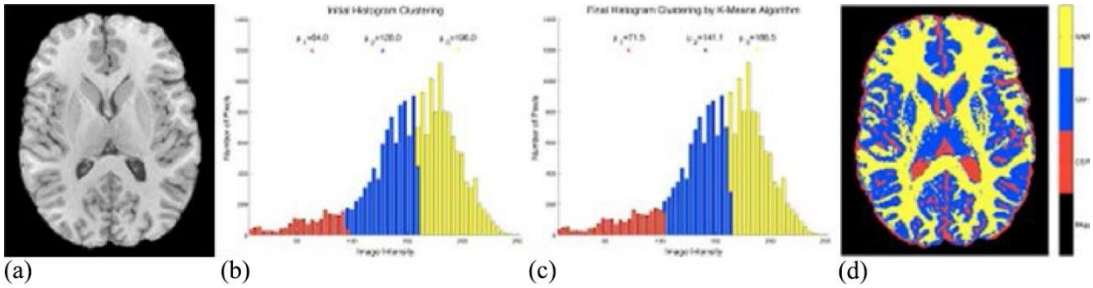
Számos automatikus szövetosztályozási módszer létezik, amelyek megvizsgálják a kép hisztogramját, és egy bizonyos kritérium alapján meghatározzák az optimális küszöbértékeket. Ezek közül a legegyszerűbb a *k*-közép klaszterezés. Ez a megközelítés a képhisztogram intenzitásértékeit k klaszterekbe csoportosítja. Az algoritmus arra törekszik, hogy az egyes klasztereken belül minimalizálja az intenzitás szórását. Formálisan a *k*-közép klaszterezés egy energiaminimalizálási problémaként definiálható:

$$\alpha_1^* \dots \alpha_N^* = \arg\min_{\{\alpha_1 \dots \alpha_N \in [1 \dots k]\}} \sum_{j=1}^{k} \sum_{\{q:\alpha_q = j\}} (I_q - \mu_j)^2 \qquad (17.19)$$

ahol

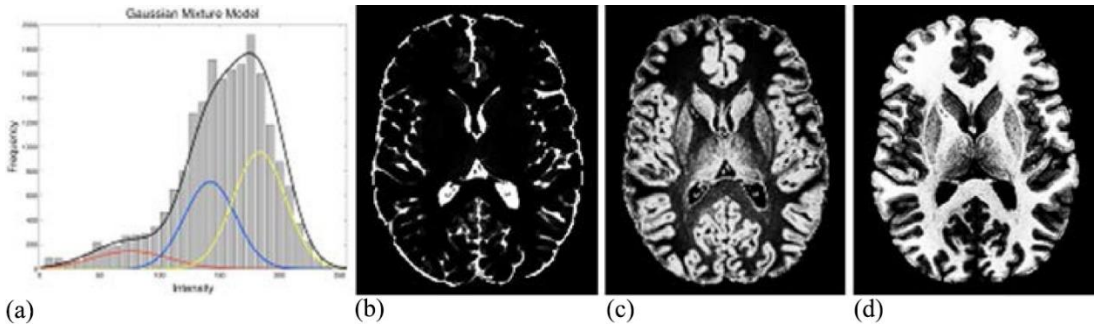
α_i az a klaszter, amelyhez az *i* pixel tartozik;
N a kép képpontjainak száma;
Iq a q képpont intenzitása;
μ_j pedig a *j* klaszter átlaga, azaz a *j* címkével jelölt összes pixel átlagos intenzitása.

Az $\underset{x \in \Omega}{\arg\min} f(x)$ „az Ω tartományban lévő *x* pont, ahol az *f*(*x*) függvény eléri a minimumát” jelölése. Elméletileg a fenti optimalizálási probléma megoldhatatlan, de a gyakorlatban egy egyszerű iteratív megoldás jó közelítést ad a globális minimumra. Ehhez az iteratív megoldáshoz meg kell adni a klaszterek kezdeti átlagát, azonban a *k*-közép klaszterezés egyik hátránya, hogy érzékeny lehet az inicializálásra. A 17.19. ábrán egy példa látható az agy MRI szegmentálására *k*-közép klaszterezéssel.



17.19. ÁBRA. Példa a k-közép szegmentálásra. (a) Egy agyi MRI szelet. (b) A kép hisztogramjának klaszterekre történő felosztása a kezdeti klaszter-középértékek alapján. (c) A hisztogram klaszterekre osztása 10 iteráció után. (d) A kép szegmentálása szürkeállományra, fehérállományra és CSF-re.

A *k*-átlag alternatívái a fuzzy (elmosódott) *c*-közép klaszterezés és a Gauss-keverék modellezés. A fuzzy *c*-közép klaszterezésnél a klasztertagság nem abszolút. Ehelyett az elmosódott halmazok elméletét (fuzzy set theory) használják a részleges klasztertagság leírására. Ez olyan szegmentálást eredményez, ahol a bizonytalanság megfelelően reprezentálható.



17.20. ÁBRA. Példa szegmentálásra Gauss-keverék modellekkel. (a) A 17.19. ábrán látható MR kép hisztogramjára illesztett keverékmodell. A keverékmodell (fekete görbe) három Gauss-féle valószínűségsűrűség súlyozott összege, egy-egy szövetfajtára (piros, kék és sárga görbe). (b)-(d) A módszerrel előállított CSF, szürkeállomány és fehérállomány valószínűségi térképek. A Gauss-keverék modellezés egyik előnye, hogy bináris szegmentáció helyett valószínűségi szegmentációt eredményez.

A Gauss-keverék modellezés feltételezi, hogy a képpontok $x_i,\ldots, x_N$ intenzitásai egy képen egy X véletlen változóból vett minták, amelynek $f(x)$ valószínűségsűrűség-függvénye n Gauss valószínűségsűrűség súlyozott összege, $\alpha_1,\ldots,\alpha_n$ súlyokkal:

$$f(x;\{\alpha_m,\mu_m,\sigma_m\}) = \sum_{m=1}^{k} \alpha_m z(\frac{x-\mu_m}{\sigma_m}) \tag{17.20}$$

ahol z a sztenderd normális eloszlás és α_m, μ_m, σ_m paraméter ismeretlen. A várható érték minimalizáló algoritmust használjuk e paraméterek „maximum likelihood” becslésére:

$$\{\alpha_m^*,\mu_m^*,\sigma_m^*\} = \underset{\{\alpha_m,\mu_m,\sigma_m\}}{\arg\max}\, P(x_1,\ldots,x_N;\{\alpha_m,\mu_m,\sigma_m\}) = \underset{\{\alpha_m,\mu_m,\sigma_m\}}{\arg\max} \prod_{i=1}^{n} f(x_i;\{\alpha_m,\mu_m,\sigma_m\}) \tag{17.21}$$

Intuitív módon a Gauss-keverék modellezés a kép hisztogramját Gauss-sűrűségek súlyozott összegével illeszti, ahogyan az a 17.20(a) ábrán látható. Miután megtaláltuk az optimális $\{\alpha_m,\mu_m,\sigma_m\}$ paramétereket, a következőkből megállapíthatjuk annak valószínűségét, hogy a j képpont az m szövetosztályba tartozik:

$$P(L_j = m|x_j) = z(\frac{x_j-\mu_m}{\sigma_m}) \tag{17.22}$$

Az elmosódott (fuzzy) *c*-középhez hasonlóan a Gauss-keverék modellezés is képes a bizonytalanság leírására. Minden szövetosztályhoz egy valószínűségi képet generálunk, amely megbecsüli annak valószínűségét, hogy egy adott pixel egy adott szövetosztályhoz tartozik. Ez azért előnyös, mert modellezni lehet a résztérfogat-hatásokat. Például egy pixel 0,5 valószínűséggel rendelhető fehér állományhoz, 0,4 valószínűséggel szürkeállományhoz és 0,1 valószínűséggel CSF-hez. Ez az eredmény résztérfogat-hatásként értelmezhető, azaz a pixelben mind fehérállományi, mind szürkeállományi szövetek jelen vannak. A 17.20. ábra (b)-(d) pontjai a Gauss-keverék modellezéssel történő szegmentálásra mutatnak példát. A Gauss-keverék modellezés teljesítménye tovább javítható a szomszédos pixelek közötti szegmentáció folytonosságára vonatkozó megszorítások bevezetésével. A Gauss-féle keverékmodellezést az ilyen térbeli szabályozó megszorításokkal kombináló módszerek valóban a legszélesebb körben használtak közé tartoznak az MRI-ből történő agyszövet-szegmentálásban.

17.3.4. Aktív kontúrszegmentálási módszerek

Az "aktív kontúr" kifejezés a képszegmentáló algoritmusok egy családjának leírására használatos, amely Kass és mtsai. (1988) [17.4] „tekergő kígyó”-kat (aktív kígyó, „active snakes”) leíró, meghatározó munkájából alakult ki. A tekergőző kígyó előtt a tárgyak szegmentálásának általános megközelítése az élek detektálásából, majd az élek összekapcsolásából állt, hogy objektumhatárokat képezzenek. Amint arra a fejezet elején rámutattunk, az ilyen determinisztikus megközelítés egyszerű szegmentálási problémákra korlátozódik. A tekergő kígyó radikális váltást jelentett a determinisztikus megközelítés iskolapéldájától. A kígyó-algoritmus a tudásalapú képelemzés egyik korai példája, ahol a tárgyak határainak alakjára és simaságára vonatkozó előzetes ismereteket használjuk fel a szegmentálás irányításához.

Az automatikus szövetosztályozással ellentétben az aktív kontúr módszerek a tárgyak szegmentálásának problémájával foglalkoznak. A cél egy adott anatómiai struktúra vagy struktúrák kis halmazának azonosítása egy orvosbiológiai képen. A struktúrát egy kontúr (2D-ben egy zárt görbe, 3D-ben egy zárt felület) reprezentálja. A cél az, hogy megtaláljuk azt a C kontúrt, amely minimalizálja az $E(C)$ energiafüggvényt. Ez az energiafüggvény általában két kifejezésből áll: egy kifejezés, amely azt méri, hogy a kontúr mennyire esik egybe az I képen lévő objektumok határaival, és egy kifejezés, amely azt méri, hogy a C kontúr mennyire egyszerű. Példaként tekintsük Caselles és mtsai. (1997) [17.5] által javasolt 2D kontúr energiafüggvényt:

$$E(C) = \int_0^1 g_I\big(C(t)\big)|C'(t)|\mathrm{d}t \quad \text{ahol} \quad g_I(x,y) = \frac{1}{1+|\nabla(G_\sigma \circ I)(x,y)|} \tag{17.23}$$

Itt a C kontúrt a t változóval paraméterezzük, ahol $0 \leq t \leq 1$. A g_I függvényt sebességfüggvénynek nevezzük. Ez a kép gradiens mértékének egy monoton csökkenő függvénye, és nagyon kis értékeket vesz fel az I élei mentén, az I éleitől távolodva pedig közel 1. Könnyű ellenőrizni, hogy az $E(C)$ energia csökken, ha C az I éleire esik, ahol g_I csökken, és ha C rövidebb, ami csökkenti $|C'(t)|$.

Az aktív kontúr módszereket általában nem az $E(C)$ energiafüggvény, hanem egy evolúciós egyenlet segítségével írják le. Ez az egyenlet a következő formájú:

$$\frac{\partial C}{\partial T} = F\vec{N} \tag{17.24}$$

ahol F a kép és a kontúr skalárfüggvénye, $\vec{N}$ pedig a C-re vonatkozó egységnyi normálvektor. Ez az egyenlet leírja, hogyan lehet a kontúrt T idővel úgy fejleszteni, hogy az $E(C)$ energia csökkenjen.

Az evolúciós egyenlet és az F függvény az energiafüggvényből a variációszámítás segítségével levezethető. A különböző aktív kontúr módszerek különböző F függvényeket használnak, amelyek különböző energiafüggvényeknek felelnek meg. Például a 2D Caselles-féle energiafüggvény evolúciós egyenlete a következő formájú:

$$\frac{\partial C}{\partial T} = (g_I \kappa - \nabla g_I \cdot \vec{N})\vec{N} \tag{17.25}$$

ahol κ a C kontúr görbülete. Érdekes módon ugyanezt az egyenletet használjuk a kontúr háromdimenziós fejlődésének leírására, azzal a különbséggel, hogy κ a C felület átlagos görbületének leírására szolgál.

A korai aktív kontúr módszereknél a szegmentálást geometriai határok reprezentációjával ábrázolták, azaz 2D-s szegmentálás esetén egy szakaszos, köbös görbével, 3D-s szegmentálás esetén pedig egy felülettel. A modern aktív kontúr módszerekben ehelyett a szinthalmaz-reprezentációt használják, annak numerikus stabilitása és egyszerűsége miatt. Az evolúciós egyenletet a szinthalmaz reprezentációhoz lehet igazítani. Ha φ egy olyan függvény az $\mathbb{R}^n$ -on, hogy $C = \{x \in \mathbb{R}^n : \varphi(x) = 0\}$, azaz C a φ zérusszintű halmaz, akkor a (17.25) egyenletet átírhatjuk a következőképpen φ-re: $\partial\varphi/\partial T = F|\nabla\varphi|$. Például a Caselles-energia esetében a szinthalmaz evolúciós egyenlet a következő formájú:

$$\frac{\partial \varphi}{\partial T} = \left[g_I \mathrm{div}\left(\frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|}\right) + \nabla g_I \frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|} \right] |\nabla\varphi| \tag{17.26}$$

Az aktív kontúr szinthalmazos ábrázolása számos előnnyel jár. Mint már említettük, a szinthalmazos módszerek numerikusan robusztusak és egyszerűen

megvalósíthatóak. A szinthalmaz-reprezentációval a szegmentáció topológiája megváltozhat; több kontúr egyetlen kontúrrá olvadhat össze. Mivel az aktív kontúr szinthalmazként van ábrázolva, a kontúr mindig zárt sokaság.

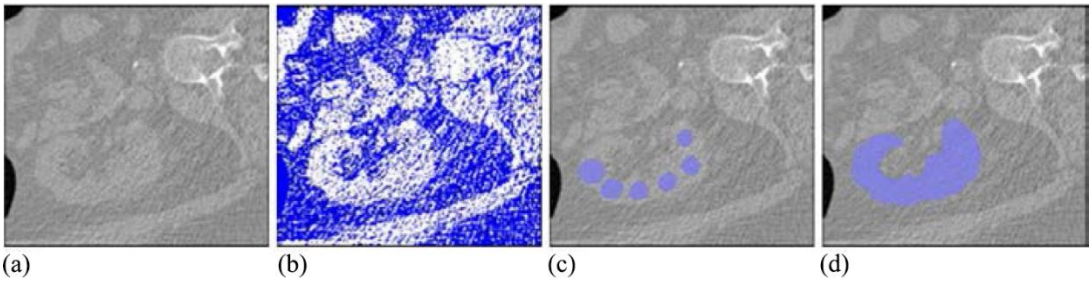
Az aktív kontúrszegmentálás a Zhu és Yuille (1996) által kifejlesztett módszerrel [17.6] automatikus szövetosztályozással együtt elvégezhető. Ez a módszer az F következő definícióját használja:

$$F(x) = \alpha[\log P(x \in \text{Tárgy}) - \log P(x \in \text{Háttér})] - \beta\kappa \qquad (17.27)$$

ahol $P(x \in \text{Tárgy})$ és $P(x \in \text{Háttér})$ annak a valószínűsége, hogy egy pixel az x pozícióban a releváns objektumhoz, illetve a háttérhez tartozik. Ezeket a valószínűségeket az I képből automatikus szövetosztályozással vagy kézi küszöböléssel lehet megbecsülni. Az α és β konstansok a felhasználó által meghatározott súlyok, amelyek a sebességfüggvényben szereplő kifejezések közötti kompromisszumot biztosítják. Az evolúciónak akad egy nagyon intuitív értelmezése. Az erő α-val súlyozott összetevője kifelé tolja a kontúrt, ha az a tárgy belsejében van (azaz $P(x \in \text{Tárgy}) > P(x \in \text{Háttér})$), és befelé tolja a kontúrt, ha a tárgyon kívül van. A $-\beta\kappa$ komponens a nagy negatív görbületű pontokban befelé tolja a kontúrt, a nagy pozitív görbületű pontokban pedig kifelé. Ennek hatására a kontúr éles sarkai kisimulnak, így a kontúr alakja egyszerű marad.

Az aktív kontúr módszer "ízétől" függetlenül a szegmentálás a következőképpen történik. A felhasználó megad egy kezdeti szegmentációt, például egy kört vagy gömböt, amely a tárgyérdekű objektum belsejében helyezkedik el. A kontúrfejlődés ezután az evolúciós egyenlet ismételt alkalmazásával történik. Az evolúció a konvergenciáig vagy a felhasználó általi megszakításig ismétlődik. A 17.21. ábra egy CT kép vese-szegmentálására mutat példát.

Az aktív kontúrszegmentálás egy aktív kutatási terület. Az elmúlt években számos bővítést javasoltak a módszerekhez, beleértve általánosabb kiinduló felületeket (formákat), a szegmentáció topológiájára vonatkozó megszorításokat és különböző alkalmazásspecifikus, képalapú kritériumokat.



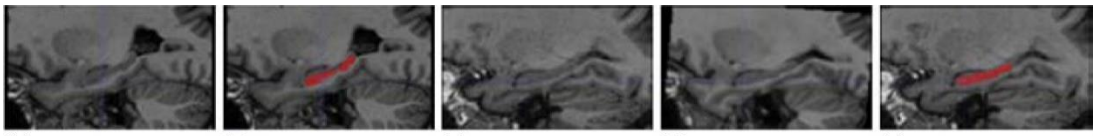
17.21. ÁBRA. Példa a vese szegmentálására egy alacsony kontrasztú CT térfogatban. (a) A CT térfogat egy axiális szelete. (b) A $P(x \in \text{Tárgy}) - P(x \in \text{Háttér})$ *szöveti osztályozással kiszámított térképe. A fehér pixelek az objektumot nagy valószínűségét; a kék pontok a háttér nagy valószínűségét jelölik. Meg kell jegyezni, hogy ennek a térképnek az egyszerű küszöbölése nagyon zajos szegmentációhoz vezet. (c) Az aktív kontúr módszer inicializálása, öt, gömb alakú maggal. (d) Szegmentálás 1000 iteratív evolúciós lépés után. Vegyük észre, hogy a kontúrok egyetlen felületet alkotva egyesültek.*

17.3.5. Atlasz-alapú szegmentálás

A következő szakaszban ismertetett deformálható képregisztráció olyan technika, amely automatikusan megtalálja a képpárok közötti megfeleléseket. Az utóbbi években az automatikus képszegmentálás népszerű eszközévé vált. Az ötlet egyszerű, amit a 17.22. ábra szemlélteti. Tegyük fel, hogy van egy képünk, az úgynevezett atlasz, amelyen a releváns struktúrát például kézzel szegmentáltuk. Tegyük fel, hogy van egy másik, I képünk, amelyen szeretnénk szegmentálni ugyanezt a struktúrát. A kép és az atlasz közötti regisztrálással kapunk egy $\varphi(x)$ leképezést, amely a kép minden pontját az atlasz megfelelő pontjához rendeli. Ez a leképezés használható az atlaszon végzett szegmentáció I képre történő átvitelére. A szegmentáció minőségét csak a regisztráció minősége korlátozza.

Több szerző is kiterjesztette ezt az egyszerű ötletet több atlasz használatára. Minden atlaszt regisztrálnak az I képhez, és az egyes atlaszokból származó szegmentációkat leképezik az I képre. A regisztrációs hibák miatt az egyesített $S_1...S_K$ szegmentációk nem fedik egymást tökéletesen. Egy szavazási séma segítségével konszenzusos szegmentálásra jutunk az $S_1...S_K$-ból.

Az atlasz-alapú szegmentálás vonzereje abban rejlik, hogy nagyon könnyen megvalósítható. Több képregisztrációs szoftver is nyilvánosan elérhető. A felhasználónak az atlasz-alapú szegmentáláshoz mindössze egy vagy több olyan képre van szüksége, amelyen a releváns objektumot kézzel szegmentálták. Az atlasz-alapú szegmentálás különböző képalkotási modalitásokon alkalmazható, de minősége nem biztos, hogy olyan magas, mint az előzetes alaki információt felhasználó módszereké.



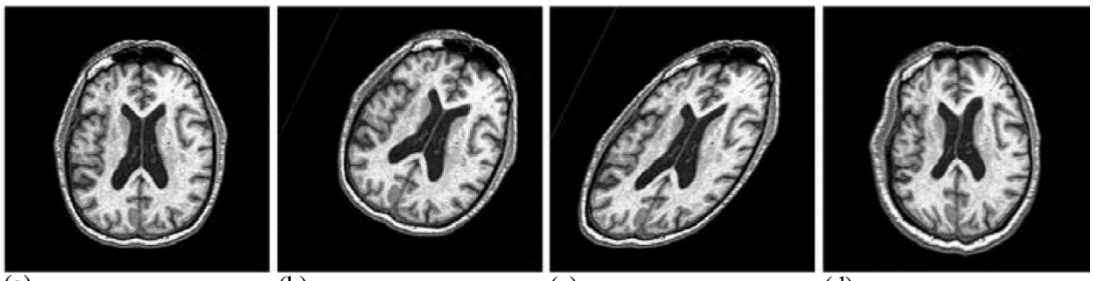
17.22. ÁBRA. Példa a hippokampusz atlasz-alapú szegmentálására agyi MRI-n. (a) Az atlaszként használt MR kép. (b) A hippokampusz manuális szegmentálása az atlaszban. (c) A célkép, amelyen a hippokampuszt szeretnénk szegmentálni. (d) A célképre deformálható regisztrációval illesztett atlasz. (e) A célkép atlasz-alapú szegmentálása, a célképre terítve.

17.5. KÉPREGISZTRÁCIÓ

Az orvosi képelemzés során gyakran több képből származó információt kell feldolgoznunk. Előfordulhat, hogy ugyanazon alanyról különböző modalitásokkal (CT, pozitronemissziós tomográfia (PET), MRI) készült felvételek állnak rendelkezésünkre, vagy egyetlen alany különböző időpontokban készített képeit szeretnénk összehasonlítani, vagy több alany ugyanazon anatómiai régióiról készült képeit szeretnénk összevetni. Mindezekben, és sok más helyzetben is szükségünk van arra, hogy megtaláljuk és összeillesszük a több képen található, egymásnak megfelelő helyeket. A képregisztráció a képek összeillesztésének és normalizálásának optimális módjait tanulmányozó terület.

A képregisztráció a képek között fellelhető transzformációk problémájával foglalkozik. Adott egy $I : \Omega \in \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$ és egy $J : \Omega \in \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$ kép, ahol azt a $\varphi : \Omega \rightarrow \Omega$ transzformációt keressük, hogy $I(x)$ és $J(\varphi(x))$ minden x esetében „hasonló”. A „hasonló” jelentése az alkalmazástól függ. Az orvosi képelemzésben a „hasonló” általában azt jelenti, hogy „ugyanazt az anatómiai helyet írja le”. A gyakorlatban azonban az ilyen anatómiai hasonlóságot nem lehet számszerűsíteni, és a „hasonló” azt jelenti, hogy „hasonló képintenzitási jellemzőkkel rendelkezik”.

A képregisztrációs problémáknak számos különböző típusa létezik. Két fő összetevővel jellemezhetők: a transzformációs modell és a hasonlósági metrika. A következő két szakaszban e komponensek mindegyikét ismertetjük.



17.23. ÁBRA. Példák a térbeli transzformációra. (a) Eredeti kép. (b) Merev transzformációval (forgatással és transzlációval) átalakított kép. (c) Lineáris affin transzformációval átalakított kép. (d) Nem-lineáris deformálható transzformációval átalakított kép.

17.4.1. Transzformációs modellek

A φ transzformáció sokféle formát ölthet. Amikor a következő formát ölti:

$$\varphi(x) = Ax + b \tag{17.28}$$

ahol A egy $n \times n$-es mátrix, és b egy $n \times 1$-es vektor, a transzformációt lineárisnak nevezzük, ellenkező esetben a transzformáció nem-lineáris.

A lineáris transzformációk egy speciális esete a merev transzformációk (17.23(b) ábra). A merev transzformációknál az A mátrix egy forgatási mátrix. A merev transzformációk merev mozgásokat írnak le. Ezeket olyan alkalmazásokban használják, amikor a leképezendő objektum deformáció nélkül mozog. A nem merev lineáris transzformációkat (17.23(c) ábra), valamint a nem-lineáris transzformációkat (17.23(d) ábra) deformálható transzformációknak nevezzük.

A nem-lineáris transzformáció parametrikus vagy nem parametrikus lehet. A parametrikus transzformációk formája:

$$\varphi(x) = x + \sum_{i=1}^{n} W_{i_1} f_i(x) e_1 + W_{i_2} f_i(x) e_2 + \dots \tag{17.29}$$

ahol

$\{f_i(x): \Omega \rightarrow \mathbb{R}\}$ egy bázis, úgymint a Fourier-bázis vagy a B-spline bázis;
e_1, e_2 a fő koordinátairányok egységvektorai;

és W_{i_1}, W_{i_2} a bázisfüggvények együtthatói.

Általában viszonylag kisszámú alacsony frekvenciájú bázisfüggvényt használnak a parametrikus transzformáció ábrázolásához. Az így kapott transzformációk Ω felett egyenletesen változnak. Az ilyen transzformációkat alacsony dimenziójú nem-lineáris transzformációknak nevezzük. A nem parametrikus transzformációk nem rendelkeznek ilyen parametrikus alakkal. Ehelyett Ω minden pontján egy $v(x)$ vektor van definiálva, és a transzformáció egyszerűen a következővel adódik:

$$\varphi(x) = x + v(x) \tag{17.30}$$

A diffeomorf transzformációk a nem parametrikus deformálható transzformációk egy speciális osztálya. Ezek a transzformációk differenciálhatók Ω-n és differenciálható inverzük van. Például egy dimenzióban (n = 1) a diffeomorf transzformációk monoton növekvő (vagy monoton csökkenő) függvények. A diffeomorf transzformációk nagyon hasznosak az orvosi képregisztrációban, mivel az anatómia valósághű transzformációit írják le, szingularitások, például szakadás vagy hajtogatás nélkül. Azok a regisztrációs algoritmusok, amelyek a deformációkat diffeomorfikusra korlátozzák, kihasználják azt a tulajdonságot, hogy két diffeomorfikus transzformáció együttesen szintén diffeomorfikus. Ezekben az algoritmusokban a két kép közötti deformáció sok olyan infinitezimális deformáció összetételével jön létre, amelyek mindegyike maga is diffeomorf. A diffeomorf transzformációk témájának teljes kifejtése azonban meghaladja e könyv kereteit.

17.4.2. Regisztráció hasonlósági metrikák alapján

A képregisztráció a képek hasonló helyeit próbálja egybevetni. Mivel a valódi anatómiai hasonlóság nem ismert, a képintenzitáson alapuló, helyettesítő mérőszámokat használnak. Számos mérőszámot javasoltak. Mi csak három ilyen metrikát tekintünk át.

(i) *Az intenzitáskülönbség négyzetes középértéke*: A hasonlóságot a kép intenzitásának különbségeként mérjük. Az I és J képek hasonlósága a következő:

$$\mathrm{Sim}(I, J|\varphi) = \frac{1}{|\Omega|}\int_{\Omega} [I(x) - J(\varphi(x))]^2 \mathrm{d}x \tag{17.31}$$

Ez a metrika egyszerűen kiszámítható, és akkor megfelelő, ha az anatómiailag hasonló helyeknél elvárható, hogy hasonló képintenzitás-értékekkel rendelkezzenek. Nem alkalmas olyan képek regisztrálására,

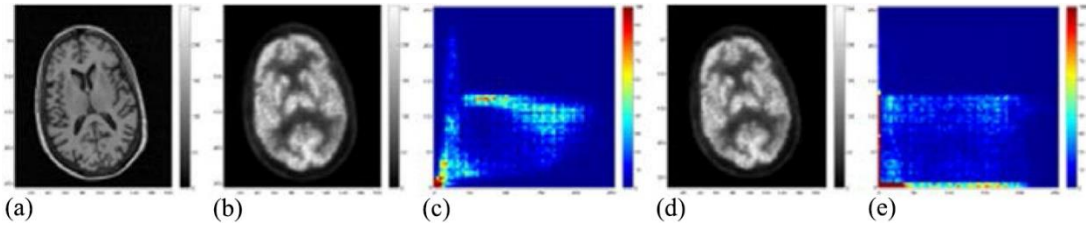
amelyek különböző modalitásokból származnak. Az MRI regisztrációra sem alkalmas, mivel az MRI intenzitásértékek nem konzisztensek az egyes felvételek között.

(ii) *Kölcsönös információ* (mutual information): Ez a metrika nagyon hasznos a multimodális képregisztrációhoz. Képzeljünk el egy testről készült, különböző modalitású képpárt. Az 1. modalitásban a csont intenzitástartománya 100-200, a lágyrészeké pedig 10-20 lehet. A 2. modalitásban a csont intenzitása 3.000 és 5.000 közötti, a lágyszöveté pedig 10.000 és 20.000 közötti lehet. Nyilvánvaló, hogy az intenzitáskülönbség négyzetes középérték metrikája nagyon nagy értékeket adna vissza, ha a két képet megfelelően egymáshoz illesztenék. Egy másik metrikára van szükség, amely nem hasonlítja össze közvetlenül az intenzitásértékeket. A kölcsönös információ metrika az információelméletből származik. Az I és J képek közötti kölcsönös információinak kiszámításához az (I_k, J_k) intenzitásérték-párokat úgy kezeljük, mint egy pár, X, Y véletlen változókból vett minta. Minden egyes képponton létezik egy ilyen minta. A kölcsönös információ annak a mértéke, hogy az X és Y véletlen változók mennyire függnek egymástól. Ez a következőképpen adódik:

$$\int\int p(x,y)\log\left(\frac{p(x,y)}{p(x),p(y)}\right)\mathrm{d}x\,\mathrm{d}y \tag{17.32}$$

ahol $p(x, y)$ az X és Y együttes sűrűsége, $p(x)$ az X és $p(y)$ az Y peremsűrűsége. A peremsűrűségeket az I és J képek hisztogramjai alapján becsüljük. Az együttes sűrűséget az I és J képek 2D közös hisztogramja alapján becsüljük (lásd 17.24. ábra).

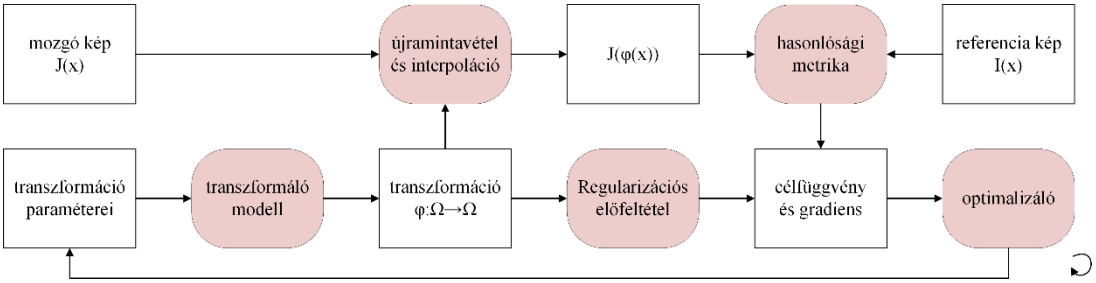
(iii) *Keresztkorreláció*: A keresztkorrelációs metrika kiszámítása a következőképpen történik. Minden egyes k pixelindexnél kiszámítjuk az I kép értékei közötti korrelációs együtthatót, a k-t körülvevő pixelek egy kis szomszédságában és a J kép értékei között ugyanebben a szomszédságban. A korrelációs együtthatókat a teljes képen összegezzük. A keresztkorrelációs metrika robusztus a zajjal szemben, mivel nem az egyes pixeleket, hanem a szomszédságokat veszi figyelembe. A számítási időigénye azonban jelentős.



17.24. ÁBRA. A kölcsönös információ mértékének kiszámításához használt közös hisztogram illusztrációja. (a) Axiális szelet egy MR képből. (b) Az MRI-hez igazított PET felvétel axiális szelete. (c) Az MR és PET képek közös hisztogramja. (d) Az MRI-vel regisztrált helyzetből elforgatott PET-szelet. (e) Az MRI és a rosszul regisztrált PET-szelet közös hisztogramja.

17.4.3. Általános keretrendszer a képregisztrációhoz

A képregisztráció általános algoritmikus keretrendszerét a 17.25. ábra folyamatábrája szemlélteti.



17.25. ÁBRA. A képregisztráció általános algoritmikus keretrendszere.

Általában az egyik képet "referencia képnek", a másik képet pedig "mozgó képnek" nevezik. A mozgó képre alkalmaznak transzformációkat, míg a referencia kép változatlan marad. A φ transzformációt bizonyos paraméterek határozzák meg, amelyek lineáris regisztráció esetén kicsik, parametrikus nem-lineáris regisztráció esetén nagyobbak, nem parametrikus nem-lineáris regisztráció esetén pedig nagyon nagyok. Néhány kezdeti paramétert megadunk. Általában ezek a kezdeti paraméterek megfelelnek az azonossági transzformációnak. A transzformációt a mozgóképre alkalmazzuk. Ez újramintavételezéssel és interpolációval jár, mivel a $\varphi(x)$ értékei a voxel középpontjai közé esnek. A $J(\varphi(x))$ újramintavételezett képet a hasonlósági metrika segítségével összehasonlítjuk az $I(x)$ referenciaképpel. Ez egy különbözőségi mértéket eredményez. A regisztráció célja ennek a különbözőségi mértéknek a minimalizálása. Sok regisztrációs problémában azonban egy további kifejezést, a regularizációs előfeltételt is minimalizálni kell. Ez a kifejezés a φ transzformáció bonyolultságát méri. A sima, szabályos transzformációkat részesíti előnyben a szabálytalan transzformációkkal szemben. Ezt a kifejezést úgy lehet elképzelni, mint Occam borotváját a transzformáció előfeltételeként. Együttesen a különbözőség

mértéket és a regularizációs előfeltétel mértéket egy célfüggvény értékké kombináljuk. A célfüggvény gradiensét is kiszámítjuk a transzformációs paraméterek alapján. A numerikus optimalizálás úgy frissíti a transzformációs paraméterek értékeit, hogy a célfüggvényt minimalizálja.

17.4.4. Képregisztráció alkalmazásai

Számos olyan képelemzési probléma létezik, amely képregisztrációt igényel. A különböző problémák különböző transzformációs modelleket és különböző hasonlósági metrikákat igényelnek. Az orvosi képregisztrációs problémákat két általános kategóriába sorolhatjuk, amelyeket a következő két szakasz mutat be.

17.4.4.1. A képfelvételek eltéréseit figyelembe vevő regisztráció

Számos orvosbiológiai alkalmazásnál ugyanarról az alanyról több képet is készítenek. Ezek a képek lehetnek teljesen különböző modalitásúak (MRI vs. CT, CT vs. PET stb.), vagy készülhetnek ugyanazon a berendezésen, különböző képalkotási paraméterekkel. Még ha a paraméterek azonosak is, az alany helyzete változhat a képek között a vizsgálóberendezésben. Ugyanazon alany több képének együttes elemzéséhez a képeken szereplő, egymásnak megfelelő helyeket kell összevetni. Ez a képregisztráció segítségével valósul meg. E kategórián belül több különböző részprobléma létezik, amelyek különböző módszertant igényelnek:

- *Az alany mozgásának figyelembe vétele*: Ha egy alanyról rövid időn belül több képet készítünk, az alany mozoghat. Az fMRI vizsgálatok során például egy képalkotás során több száz felvétel készül. A felvételek elemzéséhez először össze kell regisztrálni őket, hogy a vizsgálati alany mozgása miatti eltéréseket ki lehessen zárni. A mozgáskorrekció általában merev transzformációs modellekkel történő képregisztrációt használ. Egyszerű képhasonlósági metrikák is elegendőek.
- *Multimodális 3D képek illesztése*: Gyakran előfordul, hogy a különböző képalkotási eljárásokból származó információkat vizualizálás, diagnózis és elemzés céljából kombinálni kell. Például a CT- és PET-képeket gyakran együttesen elemzik, a CT a nagy felbontású anatómiai részleteket, a PET pedig a fiziológiai jellemzőket, például az anyagcserét rögzíti. A PET és a CT kép illesztéséhez képregisztrációra van szükség. A képek intenzitási mintázata azonban nagyon eltérő. Ehhez speciális képhasonlósági metrikákra, például a kölcsönös információ ismeretére van szükség. Gyakran elégségesek a merev transzformációk. Egyes modalitások azonban geometriai torzításokat okoznak a képeken. Ebben az esetben alacsony dimenziójú parametrikus transzformációkra lehet szükség a képek összeillesztéséhez.

- *A 3D és 2D képalkotási módok illesztése*: Néha képregisztráció szükséges ahhoz, hogy az alany 2D-s képét a 3D-s képhez igazítsuk. Ez a probléma sebészeti és sugárterápiás kezelések kapcsán merül fel. A beavatkozás megtervezéséhez egy 3D-s felvétel készül. A beavatkozás során röntgen- vagy angiográfiás felvételeket készítenek és használnak fel annak biztosítására, hogy a beavatkozás a tervnek megfelelően történik. A beavatkozáson végzett korrekciók a képalkotás alapján történnek. Ahhoz, hogy ez működjön, a képregisztrációnak pontosan egymáshoz kell igazítania a különböző méretű és különböző modalitású képeket. Ez egy kihívást jelentő probléma, amely általában megköveteli, hogy a képregisztrációs algoritmus a 3D-s kép adatai segítségével szimulálja a 2D-s képeket.

17.4.4.2. Az anatómiai variabilitást figyelembe vevő regisztráció (képnormalizálás)

A képregisztráció másik fő alkalmazási területe a különböző alanyok képein található megfelelő anatómiai helyek összevetése, illetve olyan képek esetében, ahol az egyes alanyok anatómiája idővel megváltozott. Az erre általánosan használt kifejezés a képnormalizálás. Itt is számos különböző alkalmazás létezik:

- *Keresztmetszeti morfometria*: Gyakran érdekel bennünket, hogy az alanyok egy csoportjának anatómiája mennyiben különbözik egy másik csoport anatómiájától. Egy klinikai vizsgálatban előfordulhat, hogy össze akarjuk hasonlítani a vizsgálati gyógyszert kapó csoport anatómiáját a placebót kapó csoportéval. Ezt úgy tehetjük meg, hogy minden képet egy közös „templátképhez” illesztünk, nem-lineáris transzformációkkal végzett képregisztráció segítségével. Ezután összehasonlíthatjuk a sablonból az egyik csoport alanyairól készült képek transzformációit a másik csoport alanyairól készült képek transzformációival. Konkrétan megvizsgálhatjuk az egyes transzformációk Jacobi-mátrixát. A transzformáció Jacobi-mátrixa a transzformáció által okozott helyi térfogatváltozást írja le. Ha a templátban egy végtelenül kicsi területnek δV_0 térfogata van, és a φ transzformáció ezt a területet egy δV_1 térfogatú területre képezi le, akkor a $\delta V_1/\delta V_0$ arány egyenlő a transzformáció Jacobi-mátrixának determinánsával.
- *Longitudinális morfometria*: A betegség, beavatkozás vagy öregedés emberi anatómiára gyakorolt hatásának tanulmányozásakor előfordulhat, hogy egy alanyról több képet is készítünk különböző időpontokban. Az időbeli különbségek mérésére parametrikus vagy nem parametrikus deformálható regisztrációt alkalmazhatunk. Mivel az általános anatómia nem változik nagymértékben a képek között, a regularizációs előfeltételeknek és a regisztráció egyéb paramétereinek vélhetően másnak kell lenniük, mint a keresztmetszeti morfometria esetében.

17.5. KÉPREGISZTRÁCIÓ

Ez a szakasz röviden áttekint néhány kiforrott képfeldolgozó és elemző eszközt, amelyek e fejezet írásakor szabadon elérhetőek voltak az interneten. Az olvasó ezen eszközök letöltésével és futtatásával kísérletezhet az ebben a fejezetben ismertetett technikákkal. Az alábbi eszközök többsége fut Apple-n és PC-ken (Linux és Windows operációs rendszereken).

- *ImageJ* (https://imagej.nih.gov/ij/): Az ImageJ képfeldolgozási műveletek széles skáláját kínálja, amelyek 2D és 3D képekre alkalmazhatók. Az ImageJ az alapvető képfeldolgozási műveleteken (szűrés, éldetektálás, újramintavételezés) kívül néhány magasabb szintű képelemző algoritmust is biztosít. Az ImageJ Java nyelven íródott. Az ImageJ képes megnyitni számos elterjedt 2D-s képfájlt, valamint a DICOM formátumú orvosi képalkotó adatokat.
- ITK-SNAP[1] (http://www.itksnap.org): Az ITK-SNAP egy eszköz a 3D-s orvosi képalkotó adatainak navigálására és szegmentálására. Az ITK-SNAP a Caselles és mtsai. (1997) [17.5], valamint Zhu és Yuille (1996) [17.6] által kifejlesztett aktív kontúros automatikus szegmentáló algoritmusokat valósítja meg. Emellett dinamikus felületet biztosít a 3D képeken való navigációhoz. Számos eszközt biztosít a kézi kontúrozáshoz is. Az ITK-SNAP számos háromdimenziós képfájlformátumot képes megnyitni, beleértve a DICOM, NIfTI és Analyze formátumokat.
- *FSL* (https://fsl.fmrib.ox.ac.uk/fsl/): FSL egy olyan szoftverkönyvtár, amely számos elemző eszközt kínál MRI agyi képalkotó adatokhoz. Tartalmaz lineáris képregisztrációs (FLIRT), nem-lineáris képregisztrációs (FNIRT), automatikus szövetosztályozási (FAST) és sok más eszközt. Az FSL támogatja többek között az NIfTI és az Analyze fájlformátumokat.
- *OsiriX* (https://www.osirix-viewer.com): OsiriX egy átfogó PACS munkaállomás és DICOM képnézegető. Számos vizualizációs lehetőséget és beépített szegmentáló eszközt kínál. A felület- és térfogat megjelenítő képességei különösen alkalmasak CT adatokhoz. Az OsiriX használatához Apple számítógépre van szükség, MacOSX operációs rendszerrel.
- *3D Slicer* (https://www.slicer.org/): A Slicer egy kiterjedt szoftverplatform a képmegjelenítéshez és -elemzéshez. Számos olyan bővítményt kínál, amelyek automatikus szegmentálási, regisztrálási és statisztikai elemzési funkciókat biztosítanak. A Slicer a képvezérelt sebészethez is tartalmaz eszközöket. Számos fájlformátumot támogat.

[1] Jogi nyilatkozat: A szerző részt vesz az ITK-SNAP fejlesztésében.

Ez csak néhány a sok kiváló eszköz közül, amelyek az olvasó rendelkezésére állnak. A Neuroimaging Informatics Tools and Resources Clearinghouse (http://www.nitrc.org) kiváló portál az ingyenes képelemző szoftverek fellelésére.

HIVATKOZÁSOK

[17.1] PERONA, P., MALIK, J., Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 12 (1990) 629–639.
[17.2] DUDA, R., HART, P., Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures, Commun. ACM 15 (1972) 11–15.
[17.3] COLLINS , D.L., et al., Design and construction of a realistic digital brain phantom, IEEE Trans. Med. Imaging 17 (1998) 463–468.
[17.4] CASELLES , V., KIMMEL, R., SAPIRO, G., Geodesic active contours, Int. J. Comput. Vis. 22 (1997) 61–79.
[17.5] ZHU, S.C., YUILLE, A., Region competition: Unifying snakes, region growing, and Bayes/MDL for multiband image segmentation, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 18 (1996) 884–900.

IRODALOMJEGYZÉK

Képfeldolgozás

GONZALEZ, R.C., WOODS, R.E., EDDINS, S., Digital Image Processing Using MATLAB, 3rd edn, Pearson-Prentice-Hall, Upper Saddle River, NJ (2004).

LINDEBERG, T., Edge detection and ridge detection with automatic scale selection, Int. J. Comput. Vis. 30 (1998) 117-156.

Képszegmentálás

COOTES, T.F., EDWARDS, G.J., TAYLO R, C.J., Active appearance models, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 23 (2001) 681–685.

COOTES, T.F., TAYLOR, C.J., COOPER, D.H., GRAHAM, J., Active shape models — Their training and application, Comput. Vis. Image Understand. 61 (1995) 38–59.

LI, S.Z., Markov Random Field Modeling in Image Analysis, 3rd edn, Springer, London (2009).

PHAM, D.L., XU, C., PRINCE, J.L., Current methods in medical image segmentation, Annu. Rev. Biomed. Eng. 2 (2000) 315–337.

Képregisztráció

MAINTZ, J.B., VIERGEVER, M.A., A survey of medical image registration, Med. Image Anal. 2 1 (1998) 1-36.

PLUIM, J.P., MAINTZ, J.B., VIERGEVER, M.A., Mutual-information-based registration of medical images: IEEE Trans. Med. Imaging 22 8 (2003) 986-1004.

18. fejezet

A KÉP ÉRZÉKELÉSE ÉS ÉRTÉKELÉSE

I. REISER
University of Chicago,
Chicago, Amerikai Egyesült Államok

Fordította: Dr. Porubszky Tamás

Lektorálta: Dr. Balkay László

18.1. BEVEZETÉS

Az orvosi képek fő célja az, hogy az emberi megfigyelőnek, mint például a radiológus, információt biztosítsanak a diagnózis felállításához – semmint az emberi test belső működésének szépségét ábrázolják. Fontos megérteni, hogy az emberi látórendszer hogyan befolyásolja a képben meglévő struktúrák kontrasztjának és térbeli felbontásának érzékelését. Ha a képet nem megfelelően jelenítik meg, a finom klinikai jelek észrevétlenek maradhatnak, ami hibás diagnózishoz vezethet.

Ez a fejezet az emberi vizuális percepcióhoz (látási érzékeléshez), valamint a képalkotó rendszerek feladatorientált objektív értékeléséhez nyújt bevezetést. Ismertetünk egy modellt az emberi látórendszer kontrasztérzékenységére. Az orvosi képmegjelenítők szabványos szürkeskála-megjelenítési függvényét ebből a modellből vezetjük le. Az ún. feladatorientált képértékelés – adott képsorozat alapján – egy adott képalkotó rendszer minőségét a megfigyelőnek egy jól meghatározott feladat végrehajtására való képességeként jellemzi. A megfigyelő teljesítőképességére egy metrikát vezetünk be, továbbá kísérleti módszertanokat az emberi teljesítőképesség mérésére. A fejezet utolsó szakasza a feladatteljesítés értékelését a megfigyelő matematikai modellje alapján írja le.

18.2. AZ EMBERI LÁTÓRENDSZER

18.2.1. Az emberi szem

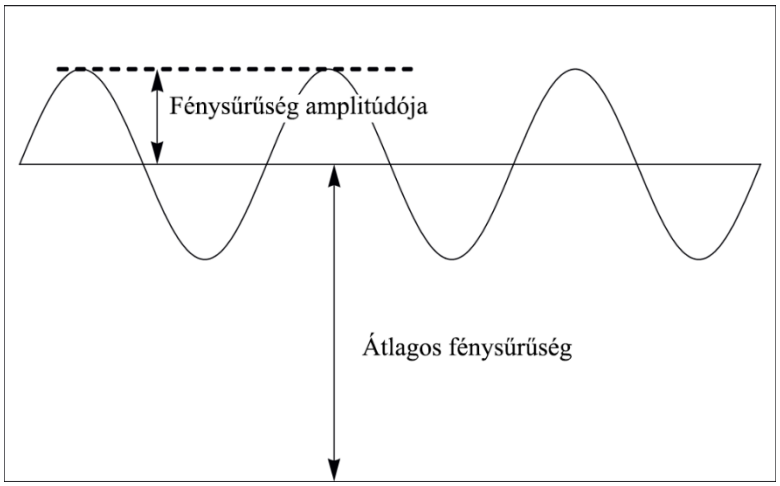
Az emberi szem egy összetett szerv, amely a vizuális képeket feldolgozza és továbbítja az agy felé. A szemnek a fényre érzékeny része a retina (ideghártya). A retinában kétféle fényérzékeny sejt van: a pálcikák és a csapok. Ezekben a fényérzékelőkben a fénykvantumok kémiai energiává alakulnak át, ami egy impulzust hoz létre, és az az idegsejteken keresztül a látóidegbe továbbítódik. Minden egyes csap egy saját külön idegsejttel kapcsolódik a látóideghez, míg a pálcikákból több egyesül egy idegsejtbe, amely összeköti őket a látóideggel. Ennélfogva a csapok

térbeli látásélessége nagyobb a pálcikákénál, viszont a pálcikák fényérzékenysége nagyobb.

Az emberi látómezőben a legnagyobb látásélesség a retina egy kis, 2°-os látószögű területén, a foveán (a retina kis bemélyedése) van, ahol a csapok sűrűsége a legnagyobb. Az ún. szkotopikus (éjszakai) látás során a fénysűrűség-szintek kicsik, ekkor csupán a pálcikák reagálnak fényre. A pálcikáknak nincs színérzékenységük, azaz éjszaka a tárgyakat szürkéknek látjuk. Az ún. fotopikus (nappali) látás esetén mind a csapok, mind a pálcikák működnek. A fotopikus látásról 1 és 10^6 cd/m^2 fénysűrűség-szintek között beszélhetünk.

18.2.2. A Barten-modell

Az emberi látórendszer kontrasztérzékenységére vonatkozó modellt Barten dolgozta ki. Az S kontrasztérzékenység fordítottan arányos az m_t küszöb-modulációval (lásd 18.1. ábra), amely egy szinuszos rácsmintázat legkisebb fénysűrűség-amplitúdójának és átlagos fénysűrűségének a hányadosa abban az esetben, ha a rácsmintázat észlelésének valószínűsége 50%. Az emberi látórendszer kontrasztérzékenységét úgy lehet mérni, hogy egy szinuszos rácsmintázatot megjelenítünk egy emberi megfigyelőnek. Ismételt kísérletekből a küszöb-moduláció meghatározható.



18.1. ÁBRA. A szinuszos rácsmintázat modulációjának definíciója.

Barten modellje azon a megfigyelésen alapul, hogy az észlelhetőség érdekében a rácsmintázat küszöb-modulációjának az m_n belső zajnál egy k szorzótényezővel nagyobbnak kell lennie, ahol:

$$m_t = km_n \tag{18.1}$$

A szembe beérkező képet a pupilla és a szemlencse torzítja és homályosítja. Ezt az M_{opt} optikai modulációs átviteli függvény írja le. Ez függvénye az u térbeli frekvenciának és az L beeső fénysűrűségnek:

$$M_{\text{opt}}(u, L) = \mathrm{e}^{-2(\pi\sigma(L)u)^2} \tag{18.2}$$

Az M_{opt} szélessége függ a pupilla átmérőjétől, amely szabályozza a C_{ab} lencse-aberrációk befolyását, ahol $\sigma(L)^2 = \sigma_0^2 + (C_{ab}d(L))^2$. A pupilla mm-ben kifejezett d átmérőjének függését a cd/m^2-ben kifejezett L fénysűrűségtől a következőképpen lehet közelíteni: $d(L) = 5 - 3\tanh(0{,}4 \lg L)$.

Amikor az ideghártya sejtjei fényfotonokat érzékelnek, fellép egy fotonzaj (Φ_{ph}), amelynek spektrális sűrűségét a következő képlet adja meg:

$$\Phi_{\text{ph}}(L) = \frac{1}{\eta p E(L)} \tag{18.3}$$

ahol:

η a szem kvantumdetektálási hatásfoka;
p a fényáram-foton konverziós tényező, és
E a retina megvilágítottsága, ahol:

$$E(L) = \frac{\pi d(L)^2}{4} L[1 - (d(L)/9{,}7)^2 + (d(L)/12{,}4)^4] \tag{18.4}$$

Ez a kifejezés magában foglalja az. ún. Stiles-Crawford effektust, amely a pupilla különböző pontjain belépő fénysugarak hatékonyágának eltéréseit veszi figyelembe.

A gerjesztett sejtet körülvevő sejtekben egy oldalirányú gátlás lép fel, ezt

$$M_{\text{lat}}^2(u) = 1 - \mathrm{e}^{-2(u/u_0)^2} \tag{18.5}$$

írja le.

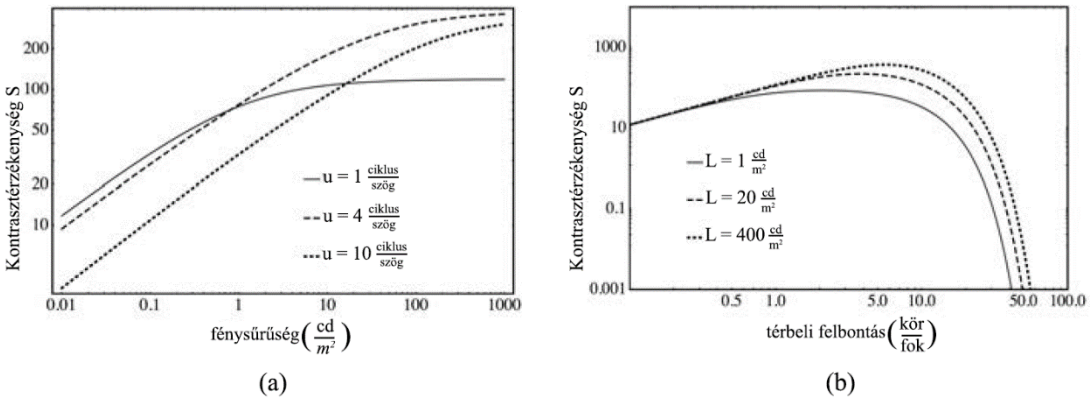
Az ún. neuronzaj (Φ_0) tovább rontja a retina jeleit. Ezeket a tényezőket belefoglalva a küszöb- és a zaj-modulációba:

$$m_{\text{t}} M_{\text{opt}}(u, L) M_{\text{lat}}(u) = 2k \sqrt{\frac{(\Phi_{\text{ph}}(L) + \Phi_{\text{ext}}) M_{\text{lat}}^2(u) + \Phi_0}{XYT}} \tag{18.6}$$

ahol X, Y és T a tárgy térbeli és időbeli dimenziói. Az emberi szem kontrasztérzékenységére vonatkozó teljes Barten-modellt a következőképpen lehet megadni, felhasználva a tárgy X_0 szögterjedelemét, a szem $X_{\max}$ maximális integrálási szögét és a szem által integrálható $N_{\max}$ maximális ciklusszámot:

$$S(u,L) = \frac{1}{m_t(u,L)} = \frac{M_{opt}(u,L)/k}{\sqrt{\frac{2}{T}\left(\frac{1}{X_0^2} + \frac{1}{X_{\max}^2} + \frac{u^2}{N_{\max}^2}\right)\left(\frac{1}{\eta p E(L)} + \frac{\Phi_0}{M_{lat}^2(u)} + \Phi_{ext}\right)}} \tag{18.7}$$

A 18.2. ábra a kontrasztérzékenységet a fénysűrűség, illetve a térbeli frekvencia függvényében ábrázolja.



18.2. ÁBRA. A kontrasztérzékenység (a) a fénysűrűség, illetve (b) a térbeli frekvencia függvényében. A (18.7) egyenletbe behelyettesített paraméterek a következők: $k = 3$, $\sigma_0 = 8{,}33 \times 10^{-3}$ fok, $C_{ab} = 1{,}33 \times 10^{-3}$ fok/mm, $T = 0{,}1$ s, $X_{max} = 12$ fok, $N_{max} = 15$ ciklus, $\eta = 0{,}03$, $\Phi_0 = 3 \times 10^{-8}$ s/fok^2, $u_0 = 7$ ciklus/fok, $X_0 = 2$ fok, $p = 1 \times 10^6$ foton/s/fok^2/Td. Az X_0 és a p értékei megfelelnek a DICOM szabvány 14. részében [18.2.] leírt szabványos céltárgyának. A Td mértékegység (troland) a retina megvilágítottságának hagyományos mértéke.

A Barten-modell az itt ismertetett formájában a foveális látásra érvényes, fotopikus körülmények között. Megerősítést nyert nagyszámú kísérletben, amelyek a 0,0001 cd/m^2-től 1000 cd/m^2-ig terjedő fénysűrűség-tartományt fogták át. A (18.7) egyenletben szereplő σ_0, η és k paramétereket a mérésekhez illesztve változtatták. Az összes többi paraméter állandó értéken volt rögzítve. A σ_0 értéke 0,45 és 1,1 között, η értéke 0,005 és 0,3 között, míg k értéke 2,7 és 5,0 között mozgott. A modellnek különböző kiterjesztéseit is megalkották a foveán kívüli, illetve az időbeli kontrasztérzékenységre is [18.3.].

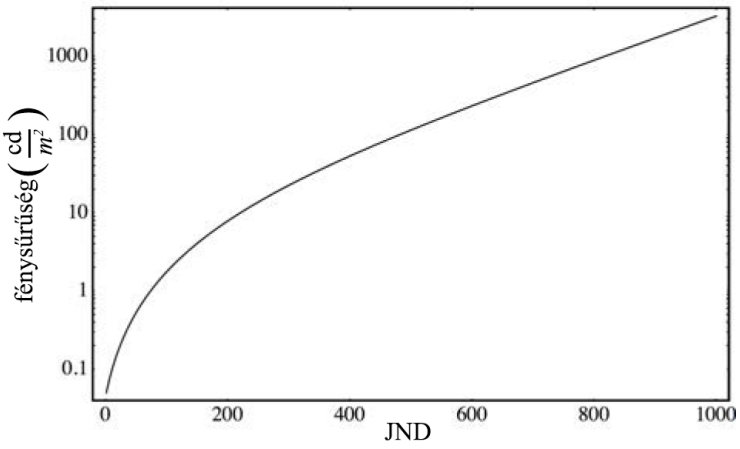
18.2.3. Érzékelési linearizálás

Az *S* kontrasztérzékenység alapján lehet definiálni egy „éppen érzékelhető különbség”-et (JND = just noticeable difference) mint egy küszöbmodulációjú szinuszhullám rácsmintázat fénysűrűség-amplitúdójának (a_t) kétszeresét:

$$\mathrm{JND}(u,L) = 2 * a_t = 2 * m_t(u,L) * L = 2 * L/S(u,L) \qquad (18.8)$$

Egy kijelzőeszközön, például egy LCD monitoron, a bemeneti n_g szürkeségi érték és a kimeneti fénysűrűség összefüggése nem-lineáris. Az n_g-nek a fénysűrűség függvényében való ábrázolása a kijelzőeszköz ún. karakterisztikus görbéje.

Egy perceptuálisan linearizált kijelzőn egy állandó Δn_g különbség a bemeneti szürkeségi értékek között a JND indexekben egy fix *j* számnak megfelelő fénysűrűség-különbséget eredményez, azaz $\Delta L = j \times$ JND a kijelző teljes fénysűrűség-tartományában. Az orvostechnikai eszközök szabványosítása érdekében az orvosi kijelzőknek meg kell felelniük a GSDF szabványos szürkeskála-megjelenítési függvénynek (Greyscale Standard Display Function, DICOM14 [18.2.], lásd még 16. fejezet). A GSDF meghatározza az összefüggést a JND és a kijelző fénysűrűsége között egy szabványosított tárgyra, amely egy 2°× 2°-os területen egy 4 ciklus/°-os szinuszos mintázatból áll, amely be van ágyazva egy olyan háttérbe, amelynek átlagos fénysűrűsége megegyezik a mintázat átlagos fénysűrűségével. A GSDF-et a 18.3. ábra mutatja be.



18.3. ÁBRA. A GSDF.

18.2.4. Szemlélési körülmények

Egy leletező helyiség környezeti körülményei jelentősen befolyásolhatják a megfigyelő teljesítőképességét. A környezeti világítás csökkenti a teljesítőképességet, ezért javasolt a leletezőhelyiség megvilágítását 50 lx alatt tartani. Szintén ajánlott,

hogy a megfigyelők a leletezés megkezdése előtt hagyjanak időt a szemüknek a sötéthez való adaptációra (ami körülbelül 5 percet igényel). Továbbá arra is vannak jelek, hogy a kifáradás is rontja a teljesítőképességet.

18.3. A MEGFIGYELŐ TELJESÍTŐKÉPESSÉGÉNEK JELLEMZŐI

18.3.1. Döntések kimenetele

A következőkben a bináris (kétértékű) döntések kerülnek tárgyalásra, példaként véve azt a feladatot, hogy el kell dönteni, hogy észlelünk-e jelet vagy rendellenességet. Egy detektálási feladat egy bináris döntés, mivel két lehetséges igazság van: a „normális” állapot vagy más szóval a jel hiánya (H_0), illetve az abnormalitás vagy más szóval a jel megléte (H_1). A (H_0)-t gyakran negatív vagy betegségmentes észlelésnek nevezik.

A feladat, hogy egy megjelenített, ismeretlen igazságtartalmú $\boldsymbol{g}$ képről (amelyben a jel hiányának vagy meglétének állapota számára nem ismeretes) a megfigyelőnek el kell döntenie, hogy a $\boldsymbol{g}$-t normálisnak sorolja be (D_0) vagy jelet tartalmazónak (D_1). Egy ilyen döntésnek négy lehetséges végkimenetele van (18. táblázat). Egy „valós pozitív” (TP, true positive) akkor áll fenn, ha a kép tartalmaz jelet és H_1-ként lett besorolva. Ha ugyanezt a képet (tehát amelyik valójában tartalmaz jelet) H_0-ként sorolják be, akkor a „fals negatív” (FN, false negative) eset áll elő. Egy olyan kép esetén, amely nem tartalmaz jelet, „valós negatív” (TN, true negative) eset áll fenn, ha H_0-ként sorolják be, illetve „fals pozitív” (FP, false positive), ha H_1-ként sorolják be.

18.1. TÁBLÁZAT. DETEKTÁLÁS LEHETSÉGES DÖNTÉSI KIMENETELEI

Döntés	Tényleges állapot	
	H_0: nincs jel (negatív)	H_1: van jel (pozitív)
D_0: a jel hiányzik (negatív)	TN	FN: II-es típusú hiba
D_1: a jel látszik (pozitív)	FP: I-es típusú hiba	TP

A megfigyelő kétféle döntési hibát követhet el. I-es típusú hibának nevezik azt, ha a valós állapot H_0, mégis pozitívnak sorolja be a valójában negatív esetet (FP). II-es típusú hiba esete akkor áll elő, ha a tényleges állapot H_1, a megfigyelő mégis negatívnak minősíti a valójában pozitív esetet (FN). Az orvosi alkalmazások esetében az I-es típusú hiba „ára” a páciens aggodalma, valamint a további vizsgálatok és eljárások társadalmi költségei. Egy II-es típusú hiba „ára” egy elnézett (észre nem vett) rák vagy egy helytelen diagnózis.

Valamely orvosi eljárás pontosságát a helyes döntések és az összes eset N számának hányadosával definiálják:

$$\text{pontosság} = (\text{TP} + \text{TN})/N \tag{18.9}$$

A pontosság nem ad számot a gyakoriságról, így félrevezető lehet. A mammográfiás szűrésnél egyes szűrt népességi csoportokban az emlőrák előfordulása körülbelül 10.000 páciensből 4. Egy radiológus pontossága, aki az összes szűrési esetet normálisnak sorolja be, 9.996/10.000, azaz 99,96%. Ez a radiológus az összes rákot elnézné! A részleteket illetően lásd a [18.4.] hivatkozást.

Kifejezőbb teljesítőképességi mérték a szenzitivitás, a specificitás és az ezekhez kapcsolódó változók. A szenzitivitás, más néven a valós pozitív hányad (TPF, true positive fraction) azoknak a ténylegesen valós (pozitív) eseteknek a mértéke, amelyeket a megfigyelő helyesen azonosított:

$$\text{TPF} = \text{TP}/(\text{TP} + \text{FN}) \tag{18.10}$$

Hasonlóképpen a specificitás a helyesen azonosított negatív esetek hányada. Ezt hagyományosan a fals pozitív hányadból (FPF, false positive fraction) származtatják, ahol:

$$\text{specificitás} = 1 - \text{FPF} \tag{18.11}$$

és

$$\text{FPF} = \text{FP}/(\text{TN} + \text{FP}) \tag{18.12}$$

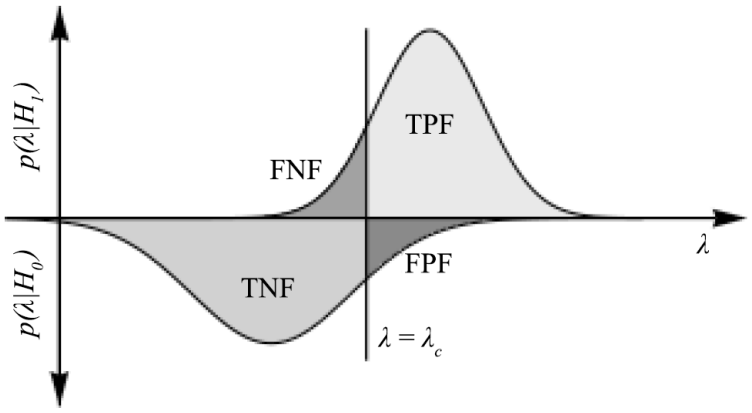
Az irodalomban gyakran szó esik pozitív prediktív értékről (PPV, positive predictive value) és negatív prediktív értékről (NPV, negative predictive value) is:

$$\text{PPV} = \text{TP}/(\text{TP} + \text{FP}) \tag{18.13}$$

$$\text{NPV} = \text{TN}/(\text{TN} + \text{FN}) \tag{18.14}$$

18.3.2. A statisztikai döntéselmélet és a vevő működési karakterisztika (ROC) módszer

A percepció valószínűségi elméletében, amelyet „döntéselmélet”-nek is neveznek, a megfigyelő minden egyes képből származtat egy λ döntési változót. A döntési változónak a H_0 és H_1 valós állapotok alatti $p(\lambda|H_0)$ és $p(\lambda|H_1)$ feltételes valószínűségi sűrűségfüggvényeit a 18.4. ábra mutatja be.



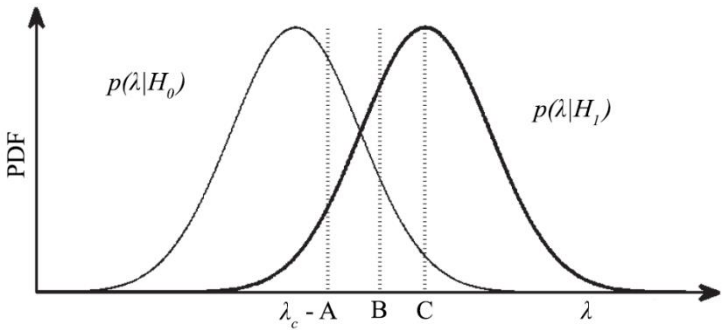
18.4. ÁBRA. A valószínűségi döntési elmélet kimenetelei. FNF: fals negatív hányad; TNF: valós negatív hányad; TPF: valós pozitív hányad; FPF: fals pozitív hányad. Megjegyzés: a szemléletesség kedvéért $p(\lambda|H_0)$ negatív.

A megfigyelő λ_c „munkapontja” az a döntési küszöbérték, amelynél a megfigyelő egy képet „normálisnak” (negatív) vagy „abnormálisnak” (pozitív) fog minősíteni. Mind a TPF, mind az FPF értéke függ λ_c-től. Gyakran feltételezik, hogy mindkét valószínűségi sűrűségfüggvény normális eloszlású, úgyhogy binomiális modellt lehet rájuk alkalmazni. Ekkor, ha a $p(\lambda|H_0)$ zérus átlagértékkel és egységnyi szórásnégyzettel rendelkezik, $p(\lambda|H_1)$ átlagértéke pedig a/b és szórásnégyzete $1/b$, az FPF-et és a TPF-et a következőképpen lehet megadni:

$$\text{FPF}\,(\lambda) = \Phi(-\lambda) \tag{18.15}$$

$$\text{TPF}\,(\lambda) = \Phi(a - b\lambda) \tag{18.16}$$

ahol $\Phi()$ a normális eloszlás kumulatív eloszlásfüggvény, azaz $\Phi(y) = \int_{-\infty}^{y} \varphi(x)\mathrm{d}x$, és $\varphi()$ a normális eloszlás valószínűségi sűrűségfüggvény, $\varphi(x) = \frac{1}{\sqrt{\pi}} e^{-x^2}$.



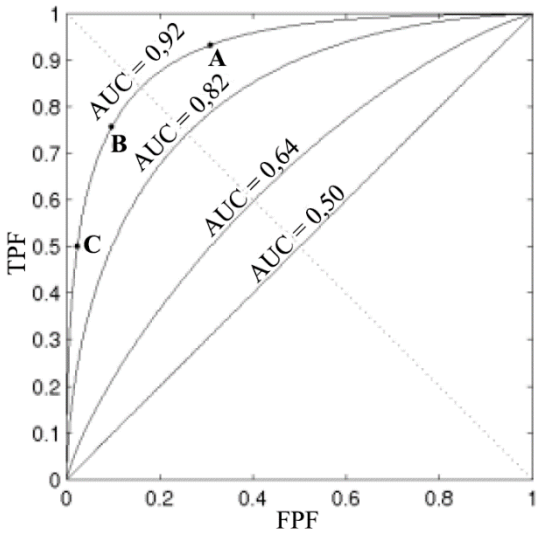
18.5. ÁBRA. Az A, B és C döntési küszöbök elhelyezkedése a H_0-hoz és a H_1-hez tartozó valószínűségi sűrűségfüggvényekre.

A különböző λ_c értékek a megfigyelő éberségét (figyelmét) jellemzik, amint azt a 18.5. ábra szemlélteti. Egy alacsony döntési küszöb (λ_c = A) egy „agresszív” megfigyelő jellemzője, akinek nagy az érzékenysége, de kicsi a specificitása. A döntési küszöb megválasztása függ a feladattól, illetve a döntési hibákhoz társuló költségektől. Amikor egy kis gyakoriságú feltételre történik a szűrés, a megfigyelő általában magas specificitással dolgozik (FPF < 0,1), hogy egy elfogadható szintre csökkentse a visszahívások számát (B vagy C munkapont). A szenzitivitás ezzel együttjáró csökkenését kiegyenlítheti a szűrési eljárás évenkénti ismétlése. Másrészt viszont diagnosztikai feladatok esetén a megfigyelő lehet „agresszívabb”.

A vevő működési karakterisztika (receiver operating characteristic, ROC) görbe megmutatja az érzékenység és a specificitás közötti kompromisszumot. Ez a nagyon hasznos és sokat alkalmazott görbe a TPF és az FPF értékeknek az összes lehetséges λ-val történő ábrázolással jön létre. A 18.6. ábra a ROC görbék egy sorozatát mutatja. A ROC görbe két végpontja a (0,0) és az (1,1) pont. A ROC görbe az átlón vagy afölött helyezkedik el. Ha egy ROC görbe az átló alatt jelenik meg, az azt jelenti, hogy a H_0 és a H_1 valós állapotok felcserélődtek, amit egy, a megfigyelőnek adott helytelen értelmezési utasítás okozhat. Ha a valószínűségi sűrűségfüggvények mind a két valós állapot esetén azonos szórásnégyzetűek, akkor a ROC görbe szimmetrikus egy, a (0,1) és az (1,0) pontokon átmenő egyenesre.

A ROC görbe alatti terület (AUC), számszerűsíti a teljes döntési teljesítőképességet: ez a TPF-nek az FPF feletti integrálja:

$$\mathrm{AUC} = \int_0^1 \mathrm{TPF}(\mathrm{FPF})\mathrm{dFPF} \tag{18.17}$$

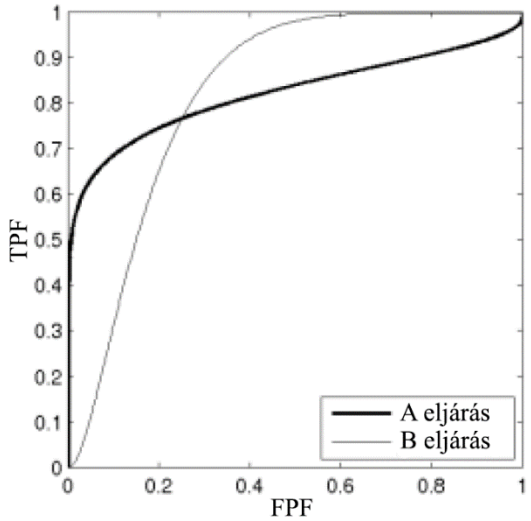


18.6. ÁBRA. ROC görbék a = 2; 1,3; 0,4; illetve 0; és b = 1 értékek mellett. Az alapul szolgáló valószínűségi sűrűségfüggvények azonos szórásnégyzetűek, ezért a ROC görbék szimmetrikusak. Az A, B és C munkapontok megfelelnek a 18.5. ábrán ábrázolt döntési küszöböknek.

Az AUC értékeke 1,0 és 0,5 között változnak. Egy tökéletes döntéshozót AUC = 1,0 jellemezne, míg a véletlenszerű döntések (találgatás) esetén az AUC csak 0,5 lenne. A binomiális modellben az AUC a következőképpen adható meg:

$$\mathrm{AUC} = \Phi\left(\frac{a}{\sqrt{1+b^2}}\right) \tag{18.18}$$

Az AUC egy általános mértéke a döntési teljesítőképességnek, azonban nem ad információt a ROC görbe egyes tartományairól, ami fontos lehet, ha két eljárás közül kell választani, amelyek egy adott feladatra alkalmazhatóak. Példaként tekintsünk két eljárást, amelyeket egy szűrési feladat szempontjából tekintett teljesítőképességük szerint kell értékelni. A két eljárásnak megfelelő ROC görbéket a 18.7. ábra mutatja. A görbe alatti terület mind a két görbe esetén 0,82. Azonban a 0,9-nél kisebb specificitások tartományában, amely tipikusan egy korlát lehet kis gyakoriságú esetek, mint pl. az emlőrák szűrésére, az A eljárás teljesítőképessége meghaladja a B eljárását.



18.7. ÁBRA. Két, azonos AUC értékkel, de eltérő a-val és b-vel rendelkező eljárás ROC görbéje.

18.3.3. Jel-zaj viszony

A teljesítőképességnek egy gyakran használt mértéke a jel-zaj viszony (SNR, signal to noise ratio), amelyet a H_0 és H_1 igazság-állapotok melletti λ_0 és λ_1 döntési változókból lehet becsülni a következőképpen:

$$\mathrm{SNR} = \frac{<\lambda_1> - <\lambda_0>}{\sqrt{1/2\left(\mathrm{var}\,(\lambda_0) + \mathrm{var}\,(\lambda_1)\right)}} \tag{18.19}$$

Az SNR-nek e képlettel való számítása csak akkor helytálló, ha a döntési változók normális eloszlásúak, és a λ eloszlásai teljes mértékben leírhatóak az átlaggal és a szórásnégyzettel. Ha az eloszlások ettől eltérnek, akkor az így kiszámított SNR értékek félrevezetőek lehetnek.

Az SNR és az AUC összefüggése:

$$\mathrm{AUC} = \frac{1}{2}\left(1 + \mathrm{Erf}\left(\mathrm{SNR}/2\right)\right) \tag{18.20}$$

ahol Erf a Gauss-i hibafüggvény:

$$\mathrm{Erf}\left(z\right) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^z \mathrm{e}^{-t^2}\,\mathrm{d}t \tag{18.21}$$

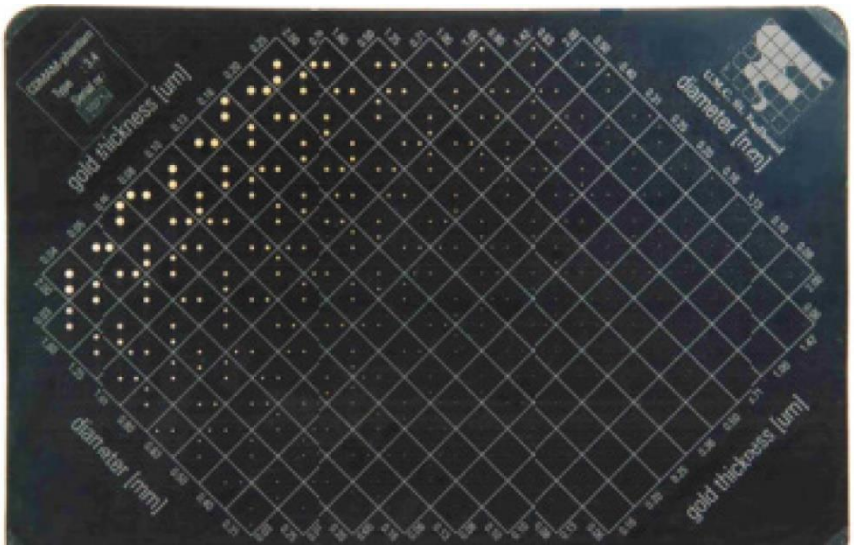
Egy észlelési feladat esetében az SNR-t gyakran detektálhatóságnak (*d*') nevezik. A 18.5. szakaszban a *d*'-t közvetlenül a képstatisztikából becsüljük.

18.4. KÍSÉRLETI MÓDSZEREK

Az orvosi képek képminőségének számszerűsítésére szolgáló metrika kiválasztása feladatfüggő – egy meghatározott feladat szempontjából számos képet alapul véve kell egy megfigyelő teljesítőképességét mérnie. Így a képminőség statisztikus fogalom. A következőkben az emberi értékelő (leletező) ismert jel zajos háttérben történő észlelésében nyújtott teljesítőképességének mérésére használatos módszerek kerülnek bemutatásra.

18.4.1. A kontraszt-részlet módszer

A képalkotó rendszerek képminőségének objektív mérésére egy lehetőség az ún. kontraszt-részlet fantomok használatával történő értékelés. Ezek a fantomok növekvő átmérőjű és kontrasztú korongokat tartalmaznak, sorokba és oszlopokba elrendezve. Egy példát mutat erre a 18.8. ábra. Az értékelő feladata, hogy a különböző méretű részletek esetén azonosítsa a még detektálható legalacsonyabb kontrasztot. Az értékelő küszöbkontrasztja a korong-átmérő függvényében ábrázolva az ún. kontraszt-részlet görbe.



18.8. ÁBRA. A CDMAM fantom példa a kontraszt-részlet fantomokra. A fantom aranykorongokból áll, melyek átmérője (0,06–2 mm) és vastagsága (0,002–0,03 mm) exponenciális ütemben változik.

A kontraszt-részlet módszernek az a hátránya, hogy a küszöbkontraszt erősen függ ez egyes megfigyelők saját munkapontjától. Ezért az egyes megfigyelőkön belüli, illetve megfigyelő közötti eltérések elég nagyok lehetnek. Ezenfelül egy ún. memóriahatás is érvényesülhet, ami azt jelenti, hogy a megfigyelő előre várja és ezért detektálja is jel jelenlétét, noha az nincs jelen. A CDMAM fantomot [18.5.] (18.8. ábra) úgy fejlesztették ki, hogy lehetőség szerint kompenzálja ezeket a hibákat, mégpedig úgy, hogy az egyes cellákba két-két jelet helyeztek el, egyet a középpontjukba, a másikat pedig véletlenszerűen elosztva a négy sarok valamelyikébe. Így ez lehetetlenné teszi, hogy a megfigyelő egy adott helyen előre látni vélje a jelet. Egy másik lehetőség a kontrasztküszöbök meghatározására a képek számítógépes kiértékelése.

18.4.2. Kényszerválasztásos kísérletek

Az emberi megfigyelő teljesítőképességének mérésére egy másik módszer az ún. alternatív(ás) kényszerválasztásos kísérlet (AFC, alternative forced choice). Egy AFC kísérletben *M* darab alternatív képet mutatnak a megfigyelőnek, akinek az a feladata, hogy válassza ki közülük a jelet tartalmazókat. Egy *M* képből álló AFC kísérletben a helyes válaszok aránya (PC, proportion of correct answers) következőképpen számítható:

$$\mathrm{PC} = (\text{helyesen megválaszolt próbák})/(\text{összes próbálkozás darabszáma}) \qquad (18.22)$$

A PC értéke 1 és a találgatásos $1/M$ érték között változhat. A kísérletek száma (azaz a bemutatott vizsgálandó képek száma) meghatározza PC pontosságát. Általában 100-nál több próbálkozásra van szükség. A PC-t annak a feltevésnek az

alapulvételével lehet megjósolni, hogy a megfigyelő a képekhez azt az értékelést fogja társítani, amely a legnagyobb belső választ váltja ki. Így, ha a negatív válaszok valószínűségi sűrűségfüggvénye normális eloszlású, zérus átlagértékkel és egységnyi szórásnégyzettel, akkor annak a valószínűsége, hogy az *M*-1 próba során a tényleges negatív válaszok száma meghaladja a tényleges pozitív válaszok számát (melyek normáleloszlásúak *d*' átlaggal és egységnyi szórásnégyzettel), a következő lesz:

$$\mathrm{PC} = \int_{-\infty}^{\infty} \Phi(x)^{M-1} \varphi(x - d') \mathrm{d}x \tag{18.23}$$

ahol $\varphi()$, illetve $\Phi()$ a normális valószínűségi sűrűségfüggvény, illetve a kumulatív normális valószínűségi sűrűségfüggvény, az előzőekben definiáltaknak megfelelően. Megjegyzendő, hogy ha $M = 2$, akkor a PC megegyezik az AUC-val. Ez belátható a (18.15-18.17) egyenletek alapján.

Általában 2-AFC (kétképes AFC) kísérleteket hajtanak végre, úgyhogy a megfigyelő a kísérletek 90%-ában helyesen dönt. A jeltől függően a megfelelő amplitúdóküszöböknek igen kicsinek kell lenniük, ami próbára teheti a megfigyelőt. Az alternatív elhelyezkedések darabszámának növelésével a feladat nehezebbé válik és magasabb küszöb-amplitúdókat igényel. Az alternatív jel-pozíciók lehetnek egyes ROI-k középpontjai, vagy akár egyetlen tesztkép tartalmazhatja az összes lehetséges elhelyezési pontot is. Ebben az esetben biztosítani kell azt, hogy az elhelyezkedési pontok közötti távolság nagyobb legyen, mint a háttér korrelációs távolsága, különben a megfigyelő válaszai korreláltak lehetnek. Ha a válaszok nem korreláltak, akkor a *d*' meghatározható a PC-ből a (18.23) egyenlet megfordításával. A gyakorlatban 2 és 1800 közötti *M* értékekkel végeznek kísérleteket.

18.4.3. ROC kísérletek

A ROC kísérletekben egyetlen képet mutatnak a megfigyelőnek, akinek a feladata valószínűségi becslést adni. Egy észlelési kísérletben ez lehet annak a valószínűsége, hogy van-e jel a képen. A kutatók folytonos és kategóriákra osztott értékelési skálákat is alkalmaznak. Az utóbbi esetben általában tíznél kevesebb kategóriából kell választani. Adott számú képet felhasználva a ROC kísérletek jobb statisztikai eredményt hoznak, mivel ezekben egy kísérlethez egy képre van csak szükség, míg a 2-AFC kísérletekben kettőre. Továbbá a ROC görbét kiértékelési adatokból készítik, ami egyes speciális régiókban részletesebb információt nyújt a feladat teljesítésének képességéről. Másrészt viszont egy ROC kísérlet megterhelőbb a megfigyelőre, ami növelheti a kísérlet időtartamát és a megfigyelő kifáradását. A görbeillesztési problémák, mint például az ugrásszerű ingadozások jelenléte, kezelhetőek a Chicagói Egyetem által kidolgozott ROC-görbe illesztő szoftver [18.8.]

használatával, amelynek görbeillesztési modellje nem engedi meg, hogy a ROC görbe az átló alatti értéket vegyen fel.

18.4.3.1. Keresési (lokalizációs) kísérletek

A ROC vagy a 2-AFC kísérleteknek az a hátrányuk, hogy a jel-lokalizáció hiányzik belőlük. Klinikailag realisztikus feladatokban, mint például a rákszűrés esetén, a radiológus feladata, hogy a potenciális léziók helyzetét jelezze, amellett, hogy a képet összességében is értékeli. A ROC módszereknek számos kiterjesztését alkották meg annak érdekében, hogy klinikailag realisztikusabb laboratóriumi kísérleteket is el lehessen végezni.

18.4.3.2. Lokalizációs ROC

A lokalizációs ROC (LROC, location ROC) módszer esetén a megfigyelő feladata, hogy egy lézió helyzetét jelölje, amellett, hogy pontszámot (score) is ad. Egy LROC görbe esetén az FPF van felvéve az *x* tengely mentén, viszont az *y* tengelyen a TPF a helyes jel-lokalizációt is figyelembe veszi. Az LROC görbe jobb felső végpontját a helyesen lokalizált jelek aránya határozza meg.

18.4.3.3. Szabadválaszos ROC (FROC) és alternatív szabadválaszos ROC (AFROC)/JAFROC)

A szabadválaszos ROC (FROC, free response ROC) kísérletekben a megfigyelő jelzi a lézió helyét, de nem ad meg értékelést. Az FROC görbe nem más, mint a helyesen észlelt jelek a képenkénti átlagos FP (fals pozitív) észlelések függvényében ábrázolva. Az FROC elemzést gyakran alkalmazzák a számítógépes észlelési sémák teljesítőképességi értékelésében.

Az alternatív szabadválaszos ROC (AFROC, alternative free response ROC) módszer esetén a helyesen észlelt jelek arányát annak a valószínűségnek a függvényében ábrázolják, hogy legalább egy FP található képenként. Az AFROC módszerben létezik egy összesített jósági index, A_{1J}, ami annak a valószínűsége, hogy a léziók magasabb osztályzatúak, mint az FP jelek a normális képeken. A JAFROC egy szoftvercsomag, amelyet arra fejlesztettek ki, hogy az A_{1J}-t, valamint az emberi megfigyelői FROC adatokból a statisztikai szignifikanciát becsülje.

18.5. MEGFIGYELŐ-MODELLEK

Gyakran nem praktikus a képalkotó rendszerek feladatteljesítő képességét emberi megfigyelők bevonásával meghatározni, egyszerűen azért, mert a megfigyelők ideje kevés és drága, különösen az olyan tanult emberek esetén, mint a radiológusok. Ennek a problémának a kezelésére matematikai megfigyelői modelleket dolgoztak ki az emberi teljesítőképesség előrejelzésére, illetve az ideális megfigyelő

telesítőképességének becslésére egyaránt. A következőkben leírt megfigyelő-modellek feltételezik, hogy a képek egzaktul ismert, additív jeleket tartalmaznak, azaz olyan jeleket, amelyek ismert alakúak és amplitúdójúak, és amelyek egy zajos háttérre lettek szuperponálva.

18.5.1. Az ideális bayesi megfigyelő

Egy észlelési feladatban a megfigyelő azzal a feladattal áll szemben, hogy egy ismeretlen $\boldsymbol{g}$ adathalmazt a két lehetséges igaz-állapot valamelyikébe kell sorolnia. Az ideális bayesi megfigyelő döntési stratégiája a döntés <*C*> átlagos, költségének minimalizálása. A megfigyelő általi D_0 és D_1 döntési kimenetelekkel (lásd a 18.1. táblázatot) a <*C*> átlagos költség:

$$< C >= C_{00}P(D_0 \mid H_0)P(H_0) + C_{11}P(D_1 \mid H_1)P(H_1) + C_{01}P(D_0 \mid H_1)P(H_1) + C_{10}P(D_1 \mid H_0)P(H_0) \tag{18.24}$$

ahol:
C_{00} és C_{11} a helyes döntésekhez társuló költségek;
C_{01} az FN (fals negatív) döntés költsége; és
C_{10} az FP (fals pozitív) döntés költsége.

Az átlagos költség minimalizálása ahhoz a döntési szabályhoz vezet, amely szerint H_1-et kell választani, ha:

$$\Lambda(\boldsymbol{g}) = \frac{p(\boldsymbol{g} \mid H_1)}{p(\boldsymbol{g} \mid H_0)} \geq \frac{P(H_0)(C_{10} - C_{00})}{[1 - P(H_0)](C_{01} - C_{11})} \tag{18.25}$$

egyébként pedig H_0-t.

Ez a döntési kritérium az ún. Bayes-kritérium, az eredményezett legkisebb költség pedig a Bayes-kockázat. A valószínűségek arányára alapozott vizsgálatot valószínűség-arány vizsgálatnak nevezik. Meg lehet mutatni, hogy a valószínűség-arány vizsgálat egy adott FPF-re (fals-pozitív hányadra) maximalizálja az érzékenységet. Így az ideális megfigyelő maximalizálja az AUC-t (a ROC görbe alatti területet) és a feladatteljesítési képességre egy felső határt ad meg. Azonban egy $\Lambda(\boldsymbol{g})$ döntési változó (amelyet vizsgálati statisztikának is neveznek) létrehozásához szükséges a $p(\boldsymbol{g}|H_i)$ valószínűségi sűrűségfüggvények ismerete, ami általában nehezen határozható meg valóságos képalkotási feladatoknál. Ha az alapul szolgáló adatok statisztikája normális eloszlású, gyakran könnyebb a logaritmikus valószínűség-aránnyal dolgozni, ahol $\lambda(\boldsymbol{g}) = \lg(\Lambda(\boldsymbol{g}))$. Mivel a logaritmikus transzformáció monoton, nem befolyásolja a döntési kimenetelt vagy az AUC-t.

18.5.2. Megfigyelő teljesítőképessége nem korrelált Gauss-zajban

Ha a képzajt zérus átlagértékű és σ^2 szórásnégyzetű Gauss-eloszlás írja le, továbbá az egyes pixelek egymástól függetlenek, az ideális megfigyelő a λ döntési változót minden egyes $\boldsymbol{g}$ kép egy $\boldsymbol{w}$ sablonnal való konvolválásával hozza létre:

$$\lambda = \boldsymbol{w}^{\mathrm{t}}\boldsymbol{g} \tag{18.26}$$

Ebben a jelölésben $\boldsymbol{w}$ és $\boldsymbol{g}$ oszlopvektorok, amelyek az összes képpixel egyetlen vektorrá történő összefűzésével jöttek létre. Additív, egzaktul ismert jelek esetén az ideális megfigyelői sablon a jel maga: $\boldsymbol{w} = \boldsymbol{s}$. A λ vizsgálati statisztikából d' a (18.19) egyenlet felhasználásával becsülhető.

$$d'^2 = \frac{\mathrm{SE}}{\sigma^2} \tag{18.27}$$

ahol $\mathrm{SE} = \sum_{i=1}^{N} s_i^2$ az N pixelből álló, jelet tartalmazó kép jel-energiája.

18.5.2.1. Megfigyelő-modell a humán teljesítőképességre

Az ideális megfigyelőhöz viszonyítva az emberi megfigyelő az optimális szint alatt teljesít. Az emberi látórendszer által okozott jel-csökkenés figyelembevételére egy w sablon képezhető a jelnek egy e látási szűrővel való konvolúciójával:

$$\boldsymbol{w} = \boldsymbol{e} \otimes \boldsymbol{s} \tag{18.28}$$

ahol $\boldsymbol{e}$ a térbeli frekvenciatartományban definiált: $E(f) = fe^{-cf}$. A c-t többnyire úgy választják meg, hogy az $E(f)$-nek 4 ciklus/mm-nél legyen csúcsa. Ez a megfigyelőmodell az emberi megfigyelő teljesítőképességét előre tudja jelezni, ha a kép háttere homogén [18.10.]. A modell azonban megbukik, ha erős háttér-korrelációk vannak jelen, mint például anatómiai hátterek esetén [18.11., 18.12.].

18.5.3. Megfigyelő teljesítőképessége korrelált Gauss-zajban

Ha a kép zaja Gauss-i korrelációjú, a háttér statisztikáját a $\boldsymbol{K}_{\mathrm{g}}$ kovariancia-mátrixszal lehet jellemezni, ahol:

$$\boldsymbol{K}_{\mathrm{g}} = \langle (\boldsymbol{g} - <\boldsymbol{g}>)(\boldsymbol{g} - <\boldsymbol{g}>)^t \rangle \tag{18.29}$$

ahol a <.> az átlagot jelöli. Ebben a háttértípusban az ideális megfigyelő „előfehéríti” a képet egy olyan sablon használatával, amely a háttérkorrelációt eltünteti:

$$\boldsymbol{w} = \boldsymbol{K}_{\mathrm{g}}^{-1}\boldsymbol{s} \tag{18.30}$$

és az ideális megfigyelő teljesítőképessége:

$$\boldsymbol{d}^2 = \boldsymbol{s}^{\mathrm{t}}\boldsymbol{K}_{\mathrm{g}}^{-1}\boldsymbol{s} \tag{18.31}$$

lesz.

A háttérkovariancia becslése gyakran nehézkes. Azonban, ha a képadatok stacionáriusak, a kovarianciamátrix diagonalizálható a diszkrét Fourier-transzformációval (FT). Ez lehetővé teszi a *d*’ kiszámítását:

$$d^2 = \int \frac{|S(\vec{f})|^2}{W(\vec{f})}\mathrm{d}\vec{f} \tag{18.32}$$

felhasználásával, ahol $S(\vec{f})$ az $\boldsymbol{s}$ jel Fourier-transzformáltja és $W(\vec{f})$ a háttér teljesítményspektruma. $W(\vec{f}) = \langle|\mathrm{FT}\{\boldsymbol{g}(\vec{x}) - \langle\boldsymbol{g}(\vec{x})\rangle\}|^2\rangle$, továbbá $\vec{f} = (fx, fy)$ a térbeli frekvenciák a kép két tengelye mentén. Ez az egyenlet képezi az alapot az SNR zajegyenértékű részecskeszámból (NEQ) való becsléséhez (lásd 4. fejezet, képminőség).

A háttérkovariancia becsléséhez egy másik megközelítés a kép kiterjesztése az ún. csatornákba vagy alapfüggvényekbe. A csatornafüggvények megválasztása a megfigyelőmodell tárgyától függ. Azt találták, hogy a Laguerre-Gauss-félék hatékony csatornafüggvények, ha az ideális megfigyelőt kell közelíteni, míg a Gábor-csatornák jó közelítést adnak az emberi megfigyelő modellezésére. Tíz vagy annál kevesebb csatornafüggvény gyakran elegendő a **g** elégséges mértékű reprezentálására, jelentősen csökkentve a probléma dimenziószámát, a háttér stacionaritásának feltételezése nélkül. Ezeket a megfigyelőmodelleket gyakran „csatornázott Hotelling-megfigyelőknek” nevezik. Az Arizonai Egyetem szoftvert és kurzusokat nyújt a képminőség ezen megfigyelőmodellek szerinti becsléséhez [18.13.].

HIVATKOZÁSOK

[18.1] DRAGOI, V., “Chapter 14: Visual processing: Eye and retina”, Neuroscience Online, The UT Medical School at Houston, Houston, https://nba.uth.tmc.edu/neuroscience/m/s2/chapter14.html (hozzáférés: 2023. augusztus 7.).

[18.2] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 14: Greyscale Standard Display Function, NEMA, Rosslyn, VA (2004), http://medical.nema.org/dicom/2004/04_14pu.pdf (hozzáférés: 2023. aug. 7.).

[18.3] BARTEN, P.G., Contrast Sensitivity of the Human Eye and its Effects on Image Quality, SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (1999).

[18.4] Barrett, H.H., Myers, K., Foundations of Image Science, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2004)

[18.5] BIJKERK, K. R., THIJSSEN, M. A. O., ARNOLDUSSEN, T. J. M., “Modification of the CDMAM contrast-detail phantom for image quality of full field digital mammography systems”, IWDM 2000 (Proc. Conf. Toronto, 2000), Medical Physics Publishing, Madison, WI (2000) 633–640.

[18.6] ECKSTEIN, M. P., WHITING J. S., Visual signal detection in structured backgrounds, I: Effect of number of possible locations and spatial contrast, J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 13 (1996) 1777–1787.

[18.7] BURGESS, A.E., GHANDEHARIAN, H., Visual signal detection, II: Signal-location identification, J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 1 (1984) 906–910.

[18.8] METZ, ROC Software, http://metz-roc.uchicago.edu (hozzáférés: 2023. aug. 7.)

[18.9] DEVCHAKRABORTY.COM, https://web.archive.org/web/20130914080503/http://www.devchakraborty.com/index.php (állapot: 2013. szept. 14.).

[18.10] SEGUI, J.A., ZHAO, W., Amorphous selenium flat panel detectors for digital mammography: Validation of a NPWE model observer with CDMAM observer performance experiments, Med. Phys. 33 (2006) 3711–3722.

[18.11] BURGESS, A.E., Visual signal detection with two-component noise: Low-pass spectrum effects, J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 16 (1999) 694–704.

[18.12] BURGESS, A.E., JACOBSON, F.L, JUDY, P.F., Human observer detection experiments with mammograms and power-law noise, Med. Phys. 28 (2001) 419.

[18.13] THE IMAGE QUALITY WEBSITE, https://web.archive.org/web/20121004035355/http://www.radiology.arizona.edu/CGRI/IQ/index.html (állapot: 2013. okt. 4.).

IRODALOMJEGYZÉK

BARRETT, H.H., MYERS, K.J., Foundations of Image Science, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2004).

19. fejezet

MINŐSÉGIRÁNYÍTÁS

P. A. HILES
Glan Clwyd Hospital,
Bodelwyddan, Egyesült Királyság

I. D. McLEAN
International Atomic Energy Agency

S. CHRISTOFIDES
New Nicosia General Hospital,
Nicosia, Ciprus

Fordította: Kiss János

Lektorálta: Dr. Balkay László

19.1. BEVEZETÉS

Ez a fejezet a radiológiai létesítmények minőségirányítási rendszereinek (QMS, quality management system) elveit és fogalommeghatározásait mutatja be, hogy keretet adjon az ilyen rendszerek kialakításához, egyben hangsúlyozza az orvosi fizikus szerepét ezen a téren. Bár jelenleg sokféle kifejezést használnak a minőségügyi folyamatok leírására mind általánosságban, mind konkrétan a radiológián belül, széles körű egyetértés van abban, hogy a gyógyászati radiológiai szolgáltatások hatékony irányítása olyan minőségkultúrát igényel, amely magába foglalja a szolgáltatás nyújtását szabályozó elemek szisztematikus megközelítését is.

Ezért a radiológiai létesítményen belüli minőségbiztosítás (QA, quality assurance) fogalma a legtágabb értelemben mindazokat a tényezőket magában foglalja, amelyek befolyásolják a kívánt eredményt, azaz a klinikai diagnózist. Az orvosi fizikusnak fontos szerepe van a teljes minőségbiztosítási rendszerben, különösen, de nem kizárólagosan a berendezések teljesítőképességének tekintetében.

A fejezet végén egy minőségellenőrzési (QC, quality control) program kidolgozott példája található, amely az orvosi fizikusok szerepét és feladatait részletesen ismerteti.

19.2. DEFINÍCIÓK

A következőkben — egy radiológiai létesítmény vonatkozásában — csak a legrelevánsabb fogalommeghatározások kerülnek áttekintésre és kifejtésre. A fogalommeghatározások átfogóbb listája megtalálható az ISO 9000:2000

szabványban [19.1] és más publikált szakirodalomban, például D. Hoyle [19. 2] ISO 9000 Quality Systems Handbook (Minőségrendszerek kézikönyve) című könyvében.

19.2.1. QMS

A QMS egy olyan keretrendszer, amely támogatja egy létesítmény szolgáltatásainak működését, a folyamatos minőségfejlesztés szem előtt tartása mellett. A QMS magában foglalja:

- A szervezet célkitűzéseit és politikáit (vezérelveit);
- Az e célkitűzésekkel és politikákkal (vezérelvekkel) összhangban lévő dokumentált eljárásokat;
- Írásos gyakorlati utasításokat a személyzet számára;
- A munkafolyamat nyomon követését, rögzítését és auditálását.

A fenti definícióból úgy tűnhet, hogy a QMS egyszerűen eljárások, feladatok és dokumentumok gyűjteménye. Ez azonban nem így van. Minden QMS-t kifejezetten az egyes radiológiai létesítményekre nézve kell kialakítani. Minden elemnek illeszkednie kell egymáshoz, azok bemeneteit és kimeneteit meg kell határozni és össze kell kapcsolni; a rendszert monitorozóknak információt kell szolgáltatniuk az egyes folyamatokhoz, amelyek változásokat okoznak a létesítmény teljesítőképességében, és minden résznek együtt kell működnie a létesítmény közös céljainak elérése érdekében.

A minőségirányítási rendszer tehát egymással összefüggő és kölcsönhatásban lévő folyamatok összessége, amely megvalósítja a radiológiai létesítmény minőségpolitikáját és minőségcéljait, ezáltal a szolgáltatásnyújtás számos szempontjára és a minőségcélok elérésére koncentrálva a kórház irányítási rendszerének szerves részét képezi.

19.2.2. QA

A minőségbiztosítás magában foglal minden olyan tervezett és szisztematikus intézkedést, amely szükséges ahhoz, hogy megfelelő bizalom alakuljon ki abban, hogy egy termék, folyamat vagy szolgáltatás megfelel az adott minőségi követelményeknek. Mint ilyen, széleskörű, és kiterjed az összes vonatkozó eljárásra, tevékenységre és cselekvésre, és így a személyzet minden olyan csoportjára, amely részt vesz a vizsgált folyamatban.

A minőségbiztosítási program a minőségirányítási rendszer része, és arra koncentrál, hogy megbízhatóan kijelenthető lehessen, hogy a minőségi igények vagy elvárások - akár kimondottak, általánosan feltételezettek vagy kötelezők - teljesülnek.

A minőségbiztosítási program a diagnosztikai radiológiában úgy képzelhető el, mint a létesítményt üzemeltető személyzet szervezett erőfeszítése arra, hogy a legalkalmasabb vizsgálatot végezze el, egyenletes és megfelelő minőségű képeket

készítsen, valamint a lehető legkisebb dózist használja fel, hogy mindez a helyes diagnózist adja eredményül.

Az Egészségügyi Világszervezet álláspontja, hogy „a szolgáltatás kielégítő teljesítőképessége a teljes folyamat optimális minőségét jelenti, azaz, ha a megfelelő diagnosztikai információk következetes előállítása a beteg és a személyzet minimális expozíciója mellett történik”. Az átfogó minőségbiztosítási programnak ezért a radiológiai tevékenység teljes folyamatát fel kell ölelnie.

19.2.3. QC

A QC az a folyamat, amelynek során a minőség tényleges megvalósulását mérik és azt összehasonlítják meglévő normákkal, továbbá azon intézkedések összessége, amelyek a normáknak való megfelelés fenntartásához vagy újbóli eléréséhez szükségesek. Ez az átfogó minőségbiztosítás egyik része, amelynek célja annak ellenőrzése, hogy a berendezések, rendszerek és alkotóelemeik megfelelnek az előre meghatározott követelményeknek. Az üzemeltetési eljárások és tevékenységek esetén alkalmazzák:

- A minőségi követelmények teljesülésének ellenőrzésére;
- A teljesítőképesség hangolására és helyesbítésére, ha a követelmények nem teljesülnek.

19.2.4. Minőségi előírások és helyes gyakorlatok

A „minőségi előírások” (sztenderdek) olyan elfogadott kritériumok összességét alkotják, amelyek alapján az egyes tevékenységek minősége értékelhető.

A diagnosztikai radiológiában minőségi előírásokra vonatkozó ajánlásokat különböző nemzeti és nemzetközi szervezetek, mint a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség (NAÜ, IAEA), az Egészségügyi Világszervezet (WHO) és a Pánamerikai Egészségügyi Szervezet (PAHO), valamint célzottabban más szervezetek, mint az Európai Bizottság (EC), az Amerikai Orvosi Fizikusok Szövetsége (AAPM) és az Orvosi Fizikai és Mérnöki Intézet (IPEM) adtak ki. Ahol nem áll rendelkezésre előírás, ott helyi előírásokat kell kidolgozni a követelmények helyi értékelése alapján.

A helyes gyakorlat fogalma olyan gyakorlatot takar, amely a megbízható adatok legfrissebb értékelései, valamint a szükséges struktúra, folyamat és eredmény hosszú távú ismeretei és tapasztalatai alapján ajánlható.

A minőségi előírások és a helyes gyakorlat a klinikai auditálás alapját is képezik, és a 23.4. szakasz tárgyalja őket részletesebben.

19.3. QMS KÖVETELMÉNYEI

A hatékony QMS felállításának követelményeit az ISO 9001 [19.3] részletesen tartalmazza, amit a következőkben röviden ismertetünk.

19.3.1. Általános követelmények

A szervezet köteles létrehozni, dokumentálni, bevezetni és fenntartani egy QMS-t, és folyamatosan javítani annak hatékonyságát a következő követelményekkel összhangban, amelyek szerint a szervezet:

(i) azonosítja a QMS-hez szükséges folyamatokat és azok alkalmazását a szervezet egész területén;
(ii) meghatározza e folyamatok sorrendjét és kölcsönhatását;
(iii) meghatározza azokat a kritériumokat és módszereket, amelyek szükségesek annak biztosításához, hogy mind a folyamatok működése, mind az ellenőrzésük hatékony legyen;
(iv) biztosítja az erőforrások és a folyamatok működésének és ellenőrzésének támogatásához szükséges információk rendelkezésre állását;
(v) monitorozza, méri és elemzi e folyamatokat;
(vi) végrehajtja a tervezett eredmények eléréséhez és e folyamatok következetes javításához szükséges intézkedéseket.

Ezek az általános követelmények rögzítik egy hatékony rendszer kialakításához szükséges kulcsfontosságú tevékenységeket. Nem sorrendben értelmezendők, hanem a követelmények közötti kapcsolatok inkább egy ciklusként foghatóak fel. Az alábbiakban áttekintésre kerül e ciklus, amely a szervezet céljával kezdődik, majd ebből kiindulva kerülnek kialakításra az egyes célkitűzések. A szervezeti célok elérését szem előtt tartó tervezés során azonosítják a folyamatokat, és azok sorrendjét, kölcsönhatásait. Miután a folyamatok közötti kapcsolatok ismertek, kidolgozhatók és dokumentálhatók a hatékony működés és ellenőrzés kritériumai és módszerei. A folyamatokat olyan kifejezésekkel írják le, amelyek lehetővé teszik hatékony kommunikációjukat, ennek egy megfelelő módja az, ha a folyamatleírásokat egy minőségügyi kézikönyvbe foglalják össze, amely nemcsak a kapcsolódó eljárásokra és nyilvántartásokra hivatkozik, hanem azt is bemutatja, hogy a folyamatok hogyan hatnak egymásra. A bevezetés előtt a folyamatokhoz erőforrásokat kell biztosítani, és a működtetésükhöz és ellenőrzésükhöz szükséges információkat be kell vezetni és dokumentum-ellenőrzés alá kell vonni. Miután a folyamatok működésbe lépnek, nyomon kell követni, hogy a folyamatok a tervezett módon működnek. Dokumentálni kell a tervezett eredmények elérése érdekében tett intézkedéseket, továbbá azokat a méréseket, amelyekkel ellenőrizni lehet, hogy a folyamatok a kívánt eredményt adják. Az ellenőrzött, nyilvántartásokban rögzített, a nyomon követésből és mérésekből származó adatokat elemezni kell, és meg kell határozni a folyamatos fejlesztés lehetőségeit, valamint végre kell hajtani az elfogadott intézkedéseket.

19.3.2. Az orvosi fizikus szerepe

Amint a 19.2.2. szakaszban látható, a minőségbiztosítási programnak vannak olyan elemei, amelyek biztosítják a magas és következetes képminőséget, valamint a

megfelelően alacsony dózisok alkalmazását a radiológiai vizsgálatok során. A radiológiai képalkotás képminőségének számszerűsítése (lásd 4. fejezet) és a megfelelő dózismutatók meghatározásának (lásd 22. fejezet) összetett jellege miatt a fizikusnak részt kell vennie a minőségbiztosítási program tervezésében és felügyeletében, ezenfelül sok esetben, amikor összetett berendezésekről van szó, a minőségbiztosítási adatok mérésében, rögzítésében és elemzésében is szerepet kell vállalnia. Továbbá, amint az a továbbiakban bemutatásra kerül, a minőségbiztosítási rendszer számos folyamata komoly műszaki ismereteket és tapasztalatot igényel, amelyet az orvosi fizikus szavatolhat. Ezt a NAÜ is elismerte az ionizáló sugárzás elleni védelemre és a sugárforrások biztonságára vonatkozó nemzetközi alapvető biztonsági szabványok (BSS) [9.4] révén, amely előírja a radiológiai berendezések tulajdonosai és engedélyesei számára, hogy az orvosi sugárterhelésre vonatkozóan átfogó minőségbiztosítási programot kell létrehozzanak az adott területre szakosodott orvosi fizikus által, illetve tanácsai mellett vagy felügyelete alatt.

19.4. BERENDEZÉSEK QA PROGRAMJA

A modern radiológiai képalkotás összetettségének nagy része a berendezések és a kapcsolódó technikai folyamatok együttesén alapszik. A berendezésekre vonatkozó minőségbiztosítási program ezért alapvető fontosságú, és ahhoz, hogy hatékony legyen, erős elkötelezettséget igényel a létesítmény és az intézmény vezetésétől a szükséges időbeli, személyi és anyagi erőforrások biztosítása iránt. A programnak ki kell terjednie a teljes folyamatra, az adott eljárás bevezetéséről szóló kezdeti döntéstől az eredmények értelmezéséig és rögzítéséig, és szisztematikus ellenőrzési módszertant kell tartalmaznia.

Ennek ki kell terjednie:

- az orvosi radiológiai berendezések fizikai paramétereinek mérésére az átvétel és üzembe helyezés időpontjában, a pácienseken történő klinikai használat előtt, és azt követően rendszeresen, valamint minden olyan nagyobb karbantartás után, amely hatással lehet a betegbiztonságra;
- helyesbítő intézkedések végrehajtására, ha a fizikai paraméterek mért értékei kívül esnek az ellenőrzési határértékeken;
- a páciensek diagnosztikájánál használt megfelelő fizikai és klinikai tényezők ellenőrzésére;
- a vonatkozó eljárások és eredmények nyilvántartására, beleértve egy olyan kézikönyvet, amely egyértelműen meghatározza a felelősségi köröket, felvázolja az elvégzett egyes minőségellenőrző vizsgálatokat, megadja a vizsgálati gyakoriságokat, hasznos a személyzet képzéséhez, megkönnyíti a szolgálat auditálását és segít az információk szolgálaton belüli megőrzésében;
- a dozimetriai és monitorozó berendezések megfelelő kalibrálásának és működési feltételeinek ellenőrzésére;

- a klinikai protokollok és a berendezések működésének optimalizálására a minőségbiztosítás fent említett céljainak elérése érdekében;
- az orvosi sugárterhelések minőségbiztosítási programjának rendszeres és független ellenőrzésére (lásd 23.4. szakasz).

19.4.1. Multidiszciplináris csapat

A képalkotási folyamathoz számos elem járul hozzá, és a közvetlenül vagy közvetve érintett személyzet tapasztalata döntő fontosságú a végeredmény szempontjából. Mivel a felelősség megoszlik a különböző szakterületek között, azokat egyértelműen meg kell határozni. Minden egyes tudományágnak fontos szerepe van a teljes folyamat kimenetelében, és ezek a szerepek egymástól függenek, és szoros együttműködést igényelnek. A személyzet minden tagjának megfelelő képesítéssel (oktatás, képesítés és tapasztalat) kell rendelkeznie, és megfelelő továbbképzési és fejlődési lehetőségeket kell biztosítani számukra.

Fontos, hogy egy multidiszciplináris csapat vezesse, fejlessze, karbantartsa, irányítsa és javítsa az ilyen minőségügyi rendszereket. A minőségbiztosítási program szisztematikus javításának megvalósításában a jól irányított csapatmunka ugyanolyan fontos, ha nem fontosabb, mint az egyéni munka.

19.4.2. Berendezések QA programjának szerkezete

A képalkotó berendezések minőségbiztosítására öt szint alkalmazható:

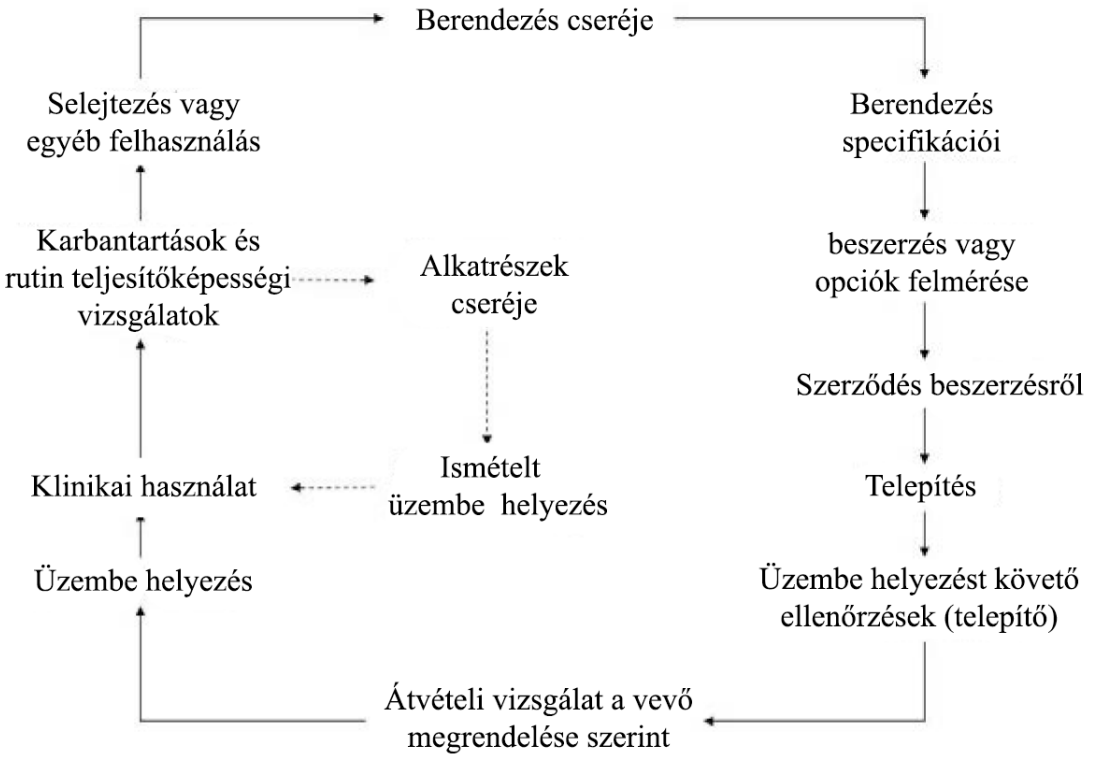
(i) A berendezés specifikációja és a beszerzési eljárás;
(ii) Átadás-átvételkori vizsgálat (berendezés kritikai vizsgálata);
(iii) Átvétel;
(iv) Üzembe helyezés;
(v) Rutin teljesítőképesség-ellenőrzés.

Mindegyik a képalkotó berendezések életciklusának része, amelyet a 19.1. ábra szemléltet.

19.4.2.1. Egy képalkotó rendszer életciklusa

A berendezés életciklusát néha a berendezés minőségbiztosítási ciklusának is nevezik. A ciklus a berendezés beszerzéséről szóló döntéssel kezdődik, akár új, akár használt berendezésről van szó, amely a létesítményben felmerülő igényt elégíti ki, és a berendezés leszerelésével fejeződik be. A karbantartás a ciklus létfontosságú része.

Az életciklus szakaszai minden radiológiai berendezés esetében igen fontosak. Különös figyelmet kell fordítani a gyermekgyógyászati vagy egészségügyi szűrésre tervezett berendezésekre, valamint azokra a berendezésekre, amelyek nagy dózisokat szolgáltatnak ki.



19.1. ÁBRA. Példa egy képalkotó rendszer életciklusára.

19.4.2.2. A berendezés specifikációja

A ciklus a berendezésre vonatkozó igény elfogadásával kezdődik, amelyet aztán a berendezés specifikációjára kell lefordítani, ezt esetleg hivatalos pályázat vagy beszerzési eljárás követi. Mindez a ciklus kulcsfontosságú része, és a létesítmény diagnosztikai radiológiáért felelős orvosi fizikusának vezető szerepet kell játszania a specifikációkat kidolgozó csoportban, továbbá a mérnökökkel is egyeztetnie kell például a telepítés helyének kialakításával, az áramellátással és a légkondicionálással kapcsolatban. A röntgenberendezések esetében ebben a lépésben a sugárvédelemmel is foglalkozni kell (lásd 24. fejezet), míg más berendezések, például a mágneses rezonanciás képalkotó berendezések esetén a környezeti árnyékolást, például a mágneses és rádiófrekvenciás árnyékolást kell mérlegelni. A szerződés megkötése után és a kivitelezés során az orvosi fizikusnak is aktívan részt kell vennie annak biztosításában, hogy az építészeti terveket helyesen kövessék, és amennyire csak lehetséges, az árnyékolásokat megfelelően építsék be.

19.4.2.3. Kritikus vizsgálatok

A telepítés befejezése után az orvosi fizikusnak más illetékes személyekkel (pl. a berendezés szállítójának képviselőjével és a hatósági ellenőrrel) együtt el kell végeznie a berendezés átadás-átvételkori (kritikus) vizsgálatát. E vizsgálat során ellenőrzik a berendezésbe beépített biztonsági funkciókat és jelzőberendezéseket, hogy biztosítsák a helyes működést, valamint azt, hogy a személyzet, a látogatók és a páciensek megfelelő védelemben részesüljenek az ionizáló sugárzással szemben.

A kritikus vizsgálat akkor indokolt, ha a helytelen telepítés sugárvédelmi következményekkel járhat, például, ha a biztonsági berendezések vagy a riasztóberendezések nem működnek megfelelően, továbbá, ha a berendezés elhelyezkedése rossz, vagy nem megfelelő az árnyékolás. Ez különösen akkor fontos, ha nem lehetett meggyőződni arról, hogy a megfelelő árnyékolást az építés során telepítették-e, ami gyakran előfordul. A kulcsszó a „kritikus”. Meg kell vizsgálni a berendezés összeszerelésének és telepítésének módját. Ez nem feltétlenül az előírt, listaszerű, a rendszer minden egyes elemén elvégzett hosszas tesztekkel valósítható meg, hanem inkább azzal, hogy egy tapasztalt fizikus szelektíven megvizsgálja azokat a jellemzőket, amelyek a legnagyobb valószínűséggel befolyásolhatják a biztonságot, majd a kapott eredmények függvényében levonja a következtéseket.

Mivel a létesítmény nem hagyhatja jóvá a berendezés orvosi célú használatát, ha a kritikai vizsgálat eredményei nem kielégítőek, a kritikus vizsgálaton jelen lévő orvosi fizikusnak ideális esetben a radiológiai létesítményt kell képviselnie. Ha azonban az orvosi fizikus az üzembe helyezőt képviseli, akkor erről meg kell állapodni, és ezt a szerepkört lehetőleg már a szerződéskötés szakaszában tisztázni kell.

19.4.2.4. Átvétel

Az átvételi vizsgálat a berendezés specifikációinak és jellemzőinek ellenőrzését jelenti a telepítést végző cég képviselői és a létesítmény orvosi fizikusa által.

Az átvétel lehet egy egyszerű ellenőrző lista kitöltése is. Minden jelentős eltérésről hivatalosan értesíteni kell a telepítő céget, akit kötelezni kell a helyesbítő intézkedések megtételére. Az átvételi vizsgálat során egy szakképzett személynek ellenőriznie kell az új berendezések elektromos és mechanikai biztonságát.

19.4.2.5. Üzembe helyezés

Az átvételt követően az üzembe helyezést a létesítmény képviselője - általában egy radiológiára szakosodott orvosi fizikus - végzi el annak biztosítása érdekében, hogy a berendezés készen álljon a klinikai használatra, és ő állapít meg olyan alapértékeket, amelyekkel a későbbi rutin teljesítőképességi vizsgálatok eredményei összehasonlíthatók. A vizsgálatoknak ki kell terjedniük minden, a klinikai alkalmazás

során várható körülményre, illetve a fontos szerepet játszó paraméterekre. Ellenőrizni kell, hogy a berendezésre vonatkozó összes lényeges vizsgálatot elvégezték-e, tehát, sem a kritikus vizsgálat, sem az átvétel során nem maradt-e el egyetlen vizsgálat sem. Bizonyos esetekben a berendezés üzembe helyezése akkor lehet a leghatékonyabb, ha azt a telepítést végző személy és az orvosi fizikus közösen végzi. Ilyenkor szükség szerint minden helyesbítő tevékenység megtehető, ezáltal a képalkotó rendszer teljesítőképessége gyorsan optimalizálható, ami az üzembe helyezés egyik fő célja.

A berendezésen végzett nagyobb munkák, például egy röntgencső cseréje vagy új szoftver telepítése után a vonatkozó üzembe helyezési vizsgálatokat meg kell ismételni az új mérési alapértékek megállapítása érdekében.

Ugyanaz az orvosi fizikus végezheti a kritikus vizsgálatot, az átvételt és az üzembe helyezést is. Bár a vizsgálatok kombinálhatók, céljuknak különállónak kell maradnia. Az orvosi fizikus és a telepítő személy által végzett üzembe helyezési vizsgálatok nem tekinthetők a rendszer teljeskörű tesztelésének. Az applikációs szakértő által adott oktatást követően vagy annak során a radiológiai létesítmény képviselőinek, illetve a röntgenberendezés felhasználóinak ellenőrizniük kell, hogy a rendszer megfelel-e a klinikai követelményeknek. Ehhez a klinikai protokollok beállításait, a képfeldolgozást, az ergonómiát és a röntgenberendezés pozicionálását kell megvizsgálni.

19.4.2.6. Rutin teljesítőképességi és QC vizsgálatok

A rutinszerűen végzett teljesítőképességi (vagy gyakran minőségellenőrző vagy QC-nek nevezett) vizsgálat azokat az ellenőrzéseket foglalja magában, amelyeket vagy rendszeresen, vagy karbantartás, illetve javítás után végeznek el annak megállapítására, hogy történt-e olyan változás a berendezés teljesítőképességében, amely helyesbítő intézkedéseket igényel.

A rutin teljesítőképességi vizsgálatok valójában az üzembe helyezési vizsgálatok egy alcsoportját képezik, és ezekbe általában különböző szintű szakértelemmel rendelkező személyzetet vonnak be, akik közül néhányan a radiológiai létesítményen kívülről érkezhetnek.[1] A gyakrabban, gyorsan elvégezhető vizsgálatokat általában helyben, orvosi fizikus tanácsára végzik el, míg az összetettebb és időigényesebb vizsgálatok speciális szakértelmet és műszereket igényelhetnek. A rutin teljesítőképességi vizsgálathoz elengedhetetlen az együttműködésen alapuló, multidiszciplináris megközelítés.

[1] Ez különösen igaz akkor, ha egy regionális orvosi fizikus csoport vállalja a minőségbiztosítási programokat több kórház számára, és a szakértő személyzet rendszeresen ellátogat egy-egy osztályra.

19.4.2.7. Rontottfelvétel-elemzés

A rutin minőségellenőrző vizsgálatokon túlmenően a megfelelő képalkotó rendszerekből származó képek rontottfelvétel-elemzését is el kell végezni. Ez fontos az optimális képminőség biztosítása és a hibák vagy a hosszú távú minőségromlás azonosítása érdekében. Elrontott felvétel számos okból létrejöhet, például rossz filmkidolgozás, pozicionálási hiba vagy a páciens mozgása, helytelen expozíció, esetleg hibás röntgenberendezés miatt.

Az összes berendezés esetén a rontott felvételek közül sok megelőzhető vagy számuk csökkenthető a személyzet megfelelő képzésével, valamint a berendezések gondos karbantartásával. Rendszeresen el kell végezni a rontott felvételek elemzését, az eredményeket pedig visszajelezni a személyzetnek, és adott esetben intézkedéseket hozni.

Fontos, hogy a rontottfelvétel-elemzését a digitális részlegen is elvégezzék. Egyszerű eljárással kell rendelkezni a képek selejtezésére, amely nem eredményezi a kép eltűnését (törlését) a rendszerből. Ideális esetben a rontottnak minősített képeket kategorizálni és tárolni kell.

19.4.2.8. Karbantartás

Ahhoz, hogy a minőségbiztosítási program hatékony legyen, fontos, hogy létrejöjjön egy karbantartási program, amely biztosítja, hogy a berendezések minőségellenőrző vizsgálata során feltárt meghibásodást kijavítsák. Vizsgálatokat kell végezni az olyan karbantartások vagy javítások után, amelyek hatással lehetnek a berendezés képalkotási vagy besugárzási jellemzőire.

A karbantartás és a rutin teljesítőképességi vizsgálat kiegészítik egymást. A berendezéseket karban kell tartani annak biztosítása érdekében, hogy biztonságosan használhatóak legyenek és megfelelően működjenek. A berendezés karbantartásának másik célja, hogy az üzembe helyezéskor rögzített részletes teljesítőképességi mutatók a berendezés élettartama alatt továbbra is fennálljanak. A szervizszolgáltatóknak igazolniuk kell, hogy a megfelelő teljesítőképességi vizsgálatokat elvégezték a specifikációval való összevetésben.

A szervezeti egységek saját rutin teljesítőképesség-vizsgálati programjuk eredményeit felhasználhatják a szervizszerződés ellenőrzésére. Fontos, hogy a szervizmérnökök visszajelezzék az általuk végzett tesztek vagy szerviz eredményeit, különösen akkor, ha ezek hatással lehetnek a klinikai képminőségre és dózisra. További kritikus vizsgálatra vagy részleges üzembe helyezési ellenőrzésekre lehet szükség, ha a készüléket módosítják, karbantartják, újra telepítik vagy javítják.

A villamos és mechanikai biztonsági ellenőrzések a karbantartás fontos részét képezik, és azokat a karbantartási szerződésbe kell foglalni. Egyértelmű, hogy a röntgenberendezések felhasználóinak kötelessége, hogy éberen figyeljenek a villamos és mechanikai károsodások nyilvánvaló jeleire.

19.4.2.9. Ártalmatlanítás vagy alternatív felhasználás

Ha a képalkotó berendezés már nem felel meg az előírt teljesítőképességi követelményeknek, ki kell vonni a használatból, ártalmatlaníttatni és lecserélni. Alternatív megoldásként a rendszer kevésbé igényes képalkotási feladatokra is felhasználható, amelyeknél alacsonyabb teljesítőképesség is elfogadható.

19.4.3. QC vizsgálatok áttekintése

E vizsgálatok célja a felvétel készítéséhez használt berendezések, illetve egységek működése állandóságának ellenőrzése. A vizsgálatok többféleképpen írhatók le, néhány fő jellemzőjük az alábbiakban kerül ismertetésre:

- *Gyakoriság*: Egy rutin teljesítőképességi vizsgálat ajánlott gyakorisága a napi és a háromévenkénti gyakoriság között változik. Gyakran tartományként adják meg (pl. három–hathavonta), mivel a kiválasztott gyakoriságnak a berendezés jellemzőitől (pl. kora, megbízhatósága) és a berendezést érintő klinikai munkaterheléstől kell függenie. A ritkábban használt egyszerű képalkotó berendezések esetében, például közkórházakban, vagy olyan berendezések esetében, amelyeknél a tapasztalatok szerint a paraméterek valószínűleg nem változnak, a vizsgálatok ritkábbak lehetnek. A vizsgálatok gyakoriságát szükséges és kívánatos gyakoriságként is meg lehet határozni, például egy vizsgálat lehet évente szükséges, de hathavonta kívánatos.
- *Prioritás*: A prioritások, amelyek a rutin teljesítőképességi vizsgálat ajánlott voltának jelzésére szolgálnak, a következők lehetnek:
  - — *Lényeges*: Az ajánlott minimális előírást képviseli; az e vizsgálati előírásnak való megfelelés jó gyakorlatnak minősül.
  - — *Kívánatos*: Az ilyen szintű vizsgálat elvégzése a legjobb gyakorlatnak minősül. Tényszerűen azonban e vizsgálatok végrehajtását korlátozhatják a vizsgálóeszközök költségei, a személyzet rendelkezésre állása, a berendezések jellemzői, a klinikai munkaterhelés vagy más tényezők.
- *Teljesítőképességi előírások*: A QC-vizsgálatok a vizsgálati eredményekre alkalmazott tűrési kritériumok alkalmazásával segítik a berendezések teljesítőképességének fenntartását. Ezek a teljesítőképességi előírások az elfogadható és az elérhető fogalmakkal jellemezhetők:
  - — *Elfogadható*: Azt jelzi, hogy a teljesítőképességnek e tűréshatárokon belül kell lennie, és ha ez nem így van, a berendezést nem szabad használni.
  - — *Elérhető*: Azt a teljesítőképesség-szintet jelzi, amelyet kedvező körülmények között el kell érni; ha megvalósítható, ez az a szint, amelyen a létesítménynek működnie kell.

- *Vizsgálattípusok*: Számos minőségellenőrző vizsgálatot úgy terveztek, hogy a berendezések teljesítőképességének időbeli állandóságát mérje. Ahhoz, hogy ezt hatékonyan lehessen végezni, elengedhetetlen, hogy a vizsgálati paraméterek mérési feltételei időben állandók legyenek. Ebben a kiadványban a megismételhetőség és az állandóság kifejezéseket használjuk:
  — *Megismételhetőség*: Azt jelzi, hogy a teljesítőképesség, egy adott időpontban végzett mérési sorozat esetén, egy meghatározott tűréshatáron belül következetességet mutat.
  — *Állandóság*: Jelzi, hogy a teljesítőképesség jellemzői nem változnak a minőségellenőrző vizsgálatok közötti időszakban. Ezt általában egy meghatározott alapméréssel való összehasonlítással érhető el. Ezt a vizsgálattípust reprodukálhatóságnak is nevezik. Azokban az esetekben, amikor az alapértékek névleges értékekhez kapcsolódnak, ez az úgynevezett pontosságvizsgálat.

19.4.4. Vizsgálóeszközök specifikációi

A radiológiai létesítmények berendezésinek vizsgálói hozzáféréssel kell rendelkezzenek a minőségbiztosítási programban előírt vizsgálatokhoz szükséges vizsgálóeszközökhöz. A fizikai paramétereket mérő műszereket az első használat előtt és adott időközönként a megfelelő szabvány szerint kalibrálni kell (lásd 21. fejezet). Ezen túlmenően számos vizsgálótestre lehet szükség (i) a dozimetriai mérésekhez, különösen automatikus expozíciószabályozó (AEC) üzemmódban (lásd 22. fejezet), és (ii) a berendezések felvételeinek képminőség-biztosításához. A digitális képek kiértékeléséhez egyre inkább szükség van a képarchiváló rendszerekhez való hozzáférésre, valamint megfelelő számítógép és szoftver használatára. A képmegjelenítő monitorok értékelése speciális vizsgálóábrákat igényel, ezt a 9. és a 16. fejezetben tárgyaljuk.

19.5. PÉLDA QC PROGRAMRA

A következőkben egy példán keresztül szemléltetésre kerülnek a QC-program során elvégzendő vizsgálatok. Ennek a szakasznak nem célja, hogy kézikönyv legyen, mindössze segítséget nyújt egy QC-program kialakításához egy radiológiai intézmény adott röntgen-modalitásai esetén.

Egy ilyen program összeállításának mérlegelésekor fontos megjegyezni, hogy számos tényező befolyásolja a QC-vizsgálatok kiválasztását, például a berendezés kora, állapota és használatának mértéke, valamint a berendezés teljesítőképessége és az osztály erőforrásai.

Bár a minőségellenőrző vizsgálatok alapelvei egyértelműen adottak, nem kívánatos túl szigorúan előírni a vizsgálattípusok, gyakoriságok, prioritások és tűréshatárok részleteit egy ellenőrzési programban, hogy a fent említett

korlátozásokra való reagálás során rugalmasan lehessen eljárni. Fennállhat az öncélú vizsgálatok veszélye, különösen a modern röntgenrendszerek megbízhatóságának növekedésével, amelyek az elmúlt évtizedben jelentősen fejlődtek. Végezetül a minőségbiztosításra szánt erőforrásoknak meg kell felelniük annak az igénynek, hogy kellően jó és állandó minőségű képeket készítsenek, miközben a lehető legkisebb dózist adják le a szükséges diagnosztikai információk biztosításához.

Különös figyelmet kell fordítani a gyermekek orvosi sugárterheléseire, az egészségügyi szűrőprogramokra vagy olyan berendezésekre, amelyek használata nagy dózissal jár. Az ilyen berendezések esetében a minőségellenőrző programnak kiterjedtebbnek és/vagy gyakoribbnak kell lennie.

19.5.1. Röntgencsövek és generátorok QC programja

Az orvosi röntgenvizsgálathoz használt valamennyi berendezést rutin teljesítőképességi vizsgálatnak kell alávetni. Ez a szakasz a röntgensugárzás előállításával, a röntgensugárzás határolásával és az expozíció kézi vezérlésével kapcsolatos számos fizikai paramétert mutat be, amelyeket minden egyes berendezésen értékelni kell, beleértve a helyhez kötött berendezéseket (mind a radiográfiai, mind az átvilágító berendezéseket), a mobil röntgenfelvételező egységeket és a mobil képerősítőket (19.1. táblázat).

19.1. TÁBLÁZAT. RÖNTGENCSÖVEK ÉS GENERÁTOROK QC PROGRAMJÁNAK VÁZLATA

Paraméterek	Ellenőrzési gyakoriság	Prioritás
Sugármező-fénymező egybeesése	1-2 havonta	Szükséges
Sugármező-fénymező centráltsága	1-2 havonta	Szükséges
Fénymező-Bucky centráltsága	1-2 havonta	Szükséges
Távolságok és skálák	1-2 havonta	Kívánatos
Képreceptor és sugárhatárolás egybeesése	3-6 havonta	Kívánatos
Sugárzáskibocsátás-index: reprodukálhatóság és állandóság	1-2 havonta	Szükséges
Sugárzáskibocsátás: reprodukálhatóság és állandóság	1-2 évente	Szükséges
Expozíciós idő reprodukálhatósága és pontossága	1-2 évente	Szükséges
Csőfeszültség reprodukálhatósága és pontossága	1-2 évente	Szükséges

19.5.2. Film-fóliás rendszerek QC programja

Ez a szakasz az általános röntgenfelvételezéshez használt film-fóliás röntgenfelvételezéssel foglalkozik, beleértve az AEC-rendszereket is.

19.5.2.1. Film-fóliás AEC rendszerek

Az AEC használata csökkenti a rontott filmek számát, feltéve, hogy az AEC-rendszer megfelelően van beállítva az optimális működéshez. Az AEC rendszert az eszköz üzembe helyezése során kell optimálisan beállítani. A QC-vizsgálatokat rendszeres gyakorisággal el kell végezni az optimális teljesítőképesség folyamatos biztosítása érdekében (19.2. táblázat).

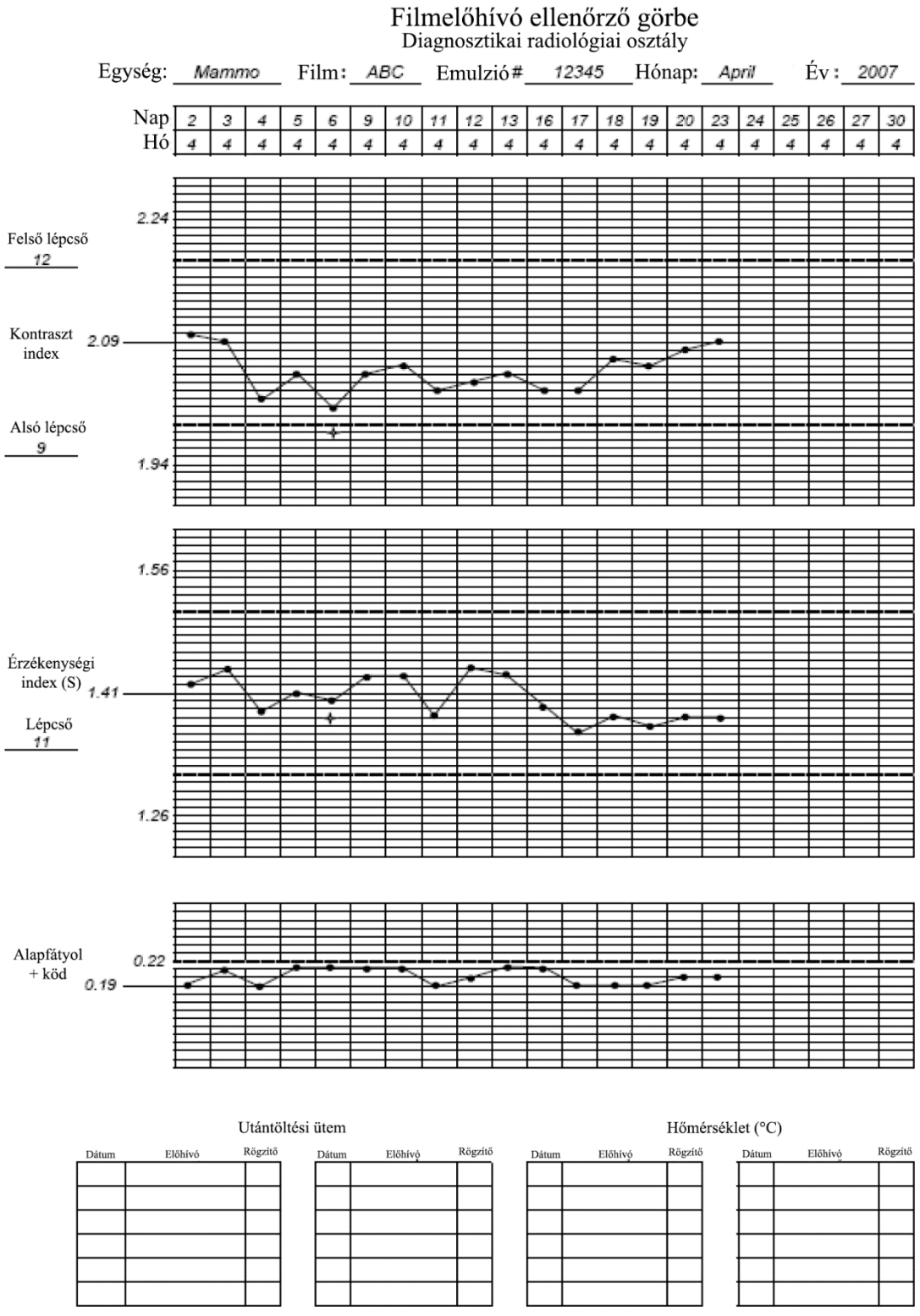
19.2. TÁBLÁZAT. FILM-FÓLIÁS RÖNTGENFELVÉTELEZŐ RENDSZEREK QC PROGRAMJÁNAK VÁZLATA

Paraméterek	Gyakoriság	Prioritás
AEC fedőidőzítő vizsgálata	Évente	Szükséges
AEC felvétel feketedése	1–3 havonta	Szükséges
AEC kamrák közötti eltérés	Évente	Szükséges
AEC megismételhetőség és állandóság	Évente	Szükséges
AEC képreceptor dózisa	Évente	Szükséges

19.5.2.2. Filmelőhívó és sötétkamra

A film-fóliás röntgenfelvételezés rontottfelvétel-elemzése általában azt mutatja, hogy a selejtfilmek 50%-a a nem megfelelően működtetett automatikus filmelőhívó rendszereknek tulajdonítható. Alapvető fontosságú, hogy az automatikus filmelőhívó berendezésekkel történő filmelőhívást szenzitometriai ellenőrzéssel ellenőrizzék (19.3. táblázat). Ehhez a folyamathoz egy szabványosított fényforrásra, az úgynevezett szenzitométerre van szükség, amely logaritmikusan növekvő intenzitással[2] exponálja a röntgenfilmet, az úgynevezett szenzitométert, és egy kalibrált denzitométerre, amely az előhívott kontrollfilmen méri a kapott optikai denzitást. A klinikákon használt különböző típusú filmekből egy-egy doboznyi filmet félretesznek a napi szenzitometriai méréshez. Egy trend diagramon (példaként lásd a 19.2. ábrát) rögzítik az adott intenzitáslépcsőnél kapott optikai denzitást „érzékenységi indexként”, amelyen megjelölik az elfogadott tűréshatárokat. Ha az optikai denzitás a tűréshatáron kívül esik, intézkedni kell a filmkidolgozás helyesbítése érdekében. Hasonló indexre van szükség a filmkontraszt és az „alapfátyol+köd” értékek esetén is, ez egy trend diagramon kombinálva segíthet a filmelőhívókon szükséges helyesbítő intézkedések meghatározásában.

[2] Az egyes intenzitáslépések tipikus értéke $\sqrt{2}$, így az intenzitás minden második lépésben megkétszereződik.



19.2. ÁBRA. Filmelőhívó QC-táblázat mintája, a felső és alsó tűréshatárokkal (szaggatott vonalak). Megjegyzendő, hogy az április 6-án végzett mérést meg kellett ismételni, mivel a kontraszt index (DD) kezdeti értéke a beavatkozási határon kívül volt.

19.3. TÁBLÁZAT. FILMELŐHÍVÓK ÉS SÖTÉTKAMRÁK QC PROGRAMJÁNAK VÁZLATA

Paraméterek	Gyakoriság	Prioritás
Előhívó hőmérséklete	Naponta-hetente	Szükséges
Teljes fátyol	Naponta-hetente	Szükséges
Film érzékenység: érzékenységi index	Naponta-hetente	Szükséges
Film kontraszt: kontraszt index	Naponta-hetente	Szükséges
Utántöltési ütem	1–3 havonta	Kívánatos
Rögzítő oldat pH	1–3 havonta	Kívánatos
Rögzítő oldat ezüsttartalma	1–3 havonta	Kívánatos
Kazetták és fóliák állapota	6–12 havonta	Szükséges
Erősítőernyők relatív érzékenysége	Évente	Kívánatos
Film fátyolossága	Évente	Kívánatos
Sötétkamra fényzárása	Évente	Kívánatos

19.5.2.3. Filmnéző szekrények és szemlélési körülmények

A röntgenfilmek sikeres leletezése szempontjából kritikus fontosságú a filmek optimális szemlélése. A minőségbiztosításnak ezt az alapvető részét gyakran figyelmen kívül hagyják, pedig a rossz szemlélési körülmények, felismerésük után gyakran igen könnyen orvosolhatók. Gondoskodni kell arról, hogy a filmnéző szekrények egyenletes fénysűrűségűek és színhőmérsékletűek legyenek, és hogy a környezeti megvilágítás szintje alacsony legyen (19.4. táblázat).

19.4. TÁBLÁZAT. FILMNÉZŐK ÉS SZEMLÉLÉSI KÖRÜLMÉNYEK QC PROGRAMJÁNAK VÁZLATA

Paraméterek	Gyakoriság	Prioritás
Filmnéző állapota	6 havonta	Szükséges
Filmnéző fényerőssége	6–12 havonta	Szükséges
Filmnéző fényének egyenletessége	6–12 havonta	Szükséges
Szomszédos filmnézők közötti eltérés	6–12 havonta	Ajánlott
Szoba megvilágítása	6–12 havonta	Szükséges

19.5.3. Digitális radiográfia QC programja

Ez a szakasz elsősorban a digitális képek felvételezésére, feldolgozására és megjelenítésére vonatkozik, ami történhet vagy az ún. foszforlemezes radiográfia (computed radiography) révén, amely foszforlemez és képkiolvasó egység kombinációjából áll, vagy a digitális röntgenfelvételezés által, amely digitális detektorból és feldolgozórendszerből áll. Fontos, hogy mindkettő magában foglalja az AEC-rendszerek használatát.

A digitális és az analóg (film-fóliás) rendszerek közötti alapvető különbség a képfelvételi, feldolgozási és megjelenítési funkciók szétválasztása. Miközben a digitális receptorok széles dinamikatartományt biztosítanak, ezáltal lehetővé teszik a különböző expozíciós szintű képek optimális megjelenítését, ellenben megszüntetik a kép feketedése és a páciens expozíciója, illetve a képfelvevő rendszer közti összefüggést. Ebből adódóan a felhasználók számára nem nyilvánvaló, hogy a rendszer optimális érzékenységgel működik-e, vagy csupán az expozíciós szintek változtak. Ez komoly kihívást jelent, és rávilágít a minőségellenőrzés szükségességére ezen a területen.

A digitális radiográfiai rendszerek a detektor sugárzásra adott válaszára egy indikátorral jellemezhetőek, amelyet expozíciós indexnek (EI) neveznek. Bár a digitális rendszerek teljesen automatikusnak tűnnek, valójában a képadatgyűjtés, a feldolgozás és a megjelenítés funkciói módosíthatók a különböző vizsgálattípusok esetében, hogy a diagnózis felállításához optimális képminőséget érjenek el a páciens számára elfogadható dózis mellett. Az optimalizálásnak ezt a fontos területét a 23. fejezet tárgyalja. Ha az optimalizálás megtörtént, a berendezés teljesítőképességének fenntartása érdekében QC-vizsgálatot kell végezni következetes képfeldolgozással.

Amint a digitális képalkotás válik a röntgendiagnosztikai képalkotás fő formájává, a berendezés működtetése szempontjából kritikus fontosságúvá válik a digitális kommunikáció a képarchiváló és kommunikációs rendszeren (PACS) keresztül. Elsősorban a képmegjelenítő eszközök beállítása és teljesítőképességének megtartása jelent gondot (további részletekért lásd 16. fejezet). Egy másik fontos szempont a DICOM-struktúrák használata az eszköz által generált dózissal kapcsolatos adatok rögzítésére. Ezek az adatok egyre inkább elérhetőek a páciensek számára és külön nyilvántartják is ezeket. Az orvosi fizikusok számára egyre fontosabb lesz az ilyen információk pontosságának ellenőrzése. Az első lépés a DICOM dozimetriai indikátorok ellenőrzése az új berendezések üzembe helyezése során, valamint a KAP-mérők és más dózis indikátorok, például a CT-nél használt dózis indikátorok rutin kalibrálása (lásd 21. és 22. fejezet a méréstechnikáról, illetve a dozimetriáról).

19.5.3.1. Általános vizsgálatok

19.5. TÁBLÁZAT. DIGITÁLIS RÖNTGENFELVÉTELI RENDSZEREK QC PROGRAMJÁNAK VÁZLATA — ÁLTALÁNOS VIZSGÁLATOK

Paraméterek	Gyakoriság	Prioritás
EI ellenőrzése	1–3 havonta	Szükséges
Kép homogenitása (vizuális ellenőrzés)	1–3 havonta	Szükséges
Küszöbkontraszt láthatóság	4–6 havonta	Kívánatos
Térbeli határfelbontás	4–6 havonta	Kívánatos
EI megismételhetőség és állandóság	Évente	Szükséges
Kép homogenitás	Évente	Szükséges
Küszöbkontraszt-részlet láthatóság	Évente	Szükséges
Térbeli határfelbontás	Évente	Kívánatos
Skálázási hibák	Évente	Kívánatos
Sötétzaj	Évente	Kívánatos
AEC érzékenység	1–3 havonta	Szükséges
AEC fedőidőzítő működése	Évente	Szükséges
AEC kamrák közti állandóság	Évente	Szükséges
AEC megismételhetőség és állandóság	Évente	Szükséges
AEC képreceptor dózisa	Évente	Szükséges

19.5.3.2. Foszforlemezes radiográfia vizsgálatai

19.6. TÁBLÁZAT. DIGITÁLIS RÖNTGENFELVÉTELI RENDSZEREK QC PROGRAMJÁNAK VÁZLATA — CR SPECIFIKUS VIZSGÁLATOK

Paraméterek	Gyakoriság	Prioritás
Kazetták és foszforlemezek állapota	1–3 havonta	Szükséges
Törlési ciklus hatékonysága	Évente	Szükséges

19.5.3.3. Digitális radiográfia vizsgálatai

19.7. TÁBLÁZAT. DIGITÁLIS RÖNTGENFELVÉTELI RENDSZEREK QC PROGRAMJÁNAK VÁZLATA — DR SPECIFIKUS VIZSGÁLATOK

Paraméterek	Gyakoriság	Prioritás
Az érzékenység reprodukálhatósága az ugyanahhoz a generátorhoz csatlakoztatott digitális radiográfiás detektorok között	Évente	Szükséges

19.6. ADATGAZDÁLKODÁS

A minőségirányítás jelentős mennyiségű adat felhalmozásához vezet, amelyhez megfelelő visszakereshető adattár szükséges. Az adatok azonban aktív módon is felhasználhatók a minőségellenőrző rendszer kezelésének támogatására. Ehhez megfelelő adatkezelési rendszer kifejlesztésére van szükség, amely lehet papír-alapú vagy számítógép-alapú, ami egyre inkább elterjedőben van.

Egy ilyen rendszer elemei a következők:

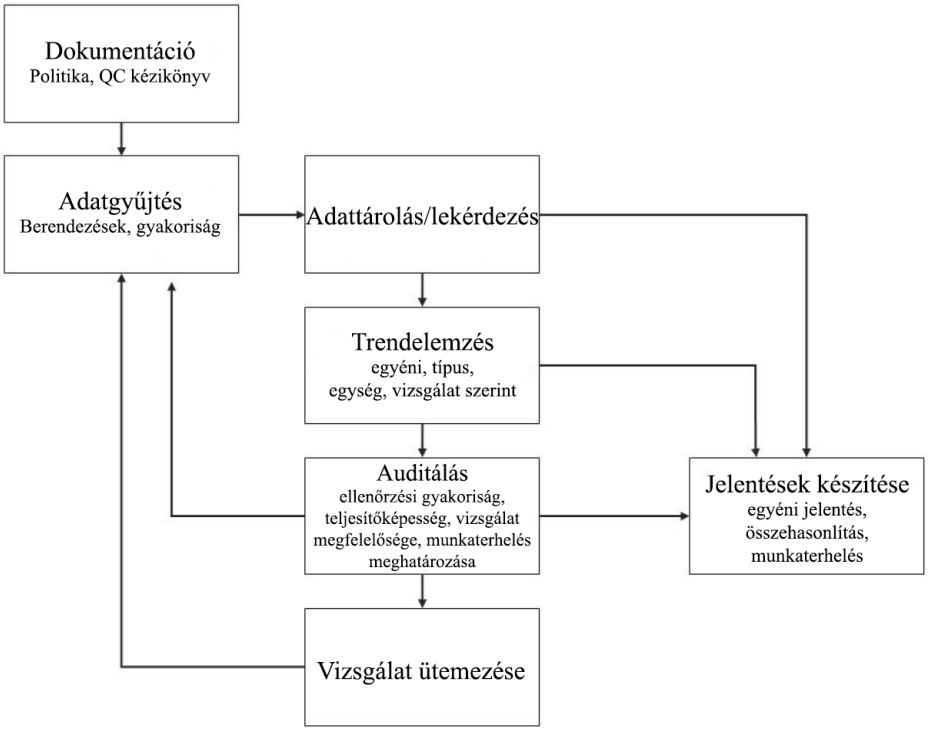
- A minőségbiztosítási programok jellegét és a minőségellenőrzési vizsgálati eljárások részleteit meghatározó politikák és ellenőrzési kézikönyvek.
- A minőségellenőrző vizsgálatok eredményei, amelyeket fel kell jegyezni és össze kell hasonlítani az előírt teljesítőképességi követelményekkel. Egyes vizsgálatok a teljesítőképesség állandóságát és a kiindulási adatokkal való összehasonlítását foglalják magukba. Az ilyen adatok áttekintéséhez nagyon hasznos a grafikus ábrázolás, például egy trend diagram.
- Gyakran szükség van egy vizsgálati jegyzőkönyvre is a vizsgálati eredmények dokumentálásához és a berendezés beállításához szükséges intézkedésekhez (19.2. ábra).
- A trendelemzés, amely fontos eszköz a teljesítőképességben bekövetkező eltérések értékelésére, kiemeli a következetesen sikertelen vizsgálatokat, és lehetővé teszi a hasonló típusú berendezések összehasonlítását.

További funkciókat biztosíthatnak:

- Az eredmények auditálása, amely segít meghatározni a tesztek alkalmasságát és az optimális tesztelési gyakoriságot.
- Adatbázis-szoftverek használata: Bár az automatizált rendszerek általában táblázatkezelő szoftverrel valósulnak meg, az adatbázis-szoftverek használata nagyobb valószínűséggel eredményez kielégítő eredményeket, amelyek

magukban foglalhatják a tesztek ütemezését, a trendelemzést, az automatikus vizsgálati jegyzőkönyv készítését és a teljesítőképesség ellenőrzését.

- Egy hatékony adatkezelő rendszer lehetővé teszi, hogy a minőségellenőrzés dinamikus folyamatként valósuljon meg. Ebben az esetben az eredmények folyamatos elemzése visszahat a minőségellenőrzési program folyamatos felülvizsgálatára, beleértve az elvégzett vizsgálatok alkalmasságát és relevanciáját, valamint a vizsgálatok gyakoriságát (19.3. ábra).
- Egy orvosi fizikus, aki részt vesz egy ilyen adatkezelési rendszer létrehozásában és karbantartásában.



19.3. ÁBRA. Példa egy adatgazdálkodási struktúrára.

HIVATKOZÁSOK

[19.1] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDS, Quality Management Systems – Fundamentals and Vocabulary, Rep. ISO9000:2000, ISO, Geneva (2000).

[19.2] HOYLE, D., ISO 9000 Quality Systems Handbook, 4th edn, Butterworth Heinemann, Oxford (2001).

[19.3] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDS, Quality Management Systems – Requirements, Rep. ISO9001:2000, ISO, Geneva (2000).

[19.4] FOOD AND AGRICULTURE ORGANIZATION OF THE UNITED NATIONS, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, INTERNATIONAL LABOUR ORGANISATION, OECD NUCLEAR ENERGY AGENCY, PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).

IRODALOMJEGYZÉK

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Quality Control in Diagnostic Radiology, AAPM Rep. 74, AAPM, New York (2002), http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_74.pdf (hozzáférés: 2023. aug. 7.).

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, An Exposure Indicator for Digital Radiography: Report of AAPM Task Group 116, AAPM Rep. 116, AAPM, New York (2009), http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_116.pdf (hozzáférés: 2023. aug. 7.).

EUROPEAN COMMISSION, Radiation Protection No. 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, EC, Luxembourg (2012).

HAUS, A.G. (Ed.), Advances in Film Processing Systems Technology and Quality Control in Medical Imaging, Medical Physics Publishing, Madison, WI (2001).

HEALTH AND SAFETY EXECUTIVE, Equipment Used in Connection with Medical Exposure, Guidance Note PM77, HSE Books, Sudbury (2006), http://www.hse.gov.uk/pubns/guidance/pm77.pdf (hozzáférés: 2023. aug. 7.).

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Quality Control in Magnetic Resonance Imaging, IPEM Rep. 80, IPEM, York (2002).

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems Used in Medicine, IPEM Rep. 32, 2nd edn, Part III: Computed Tomography X-ray Scanners, IPEM, York (2003).

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems, IPEM Rep. 91, IPEM, York (2005).

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, The Critical Examination of X-ray Generating Equipment in Diagnostic Radiology, IPEM Rep. 107, IPEM, York (2012).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography, IAEA Human Health Series No. 2, IAEA, Vienna (2009).

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Quality Management and Quality Assurance Standards – Part I: Guidelines for Selection and Use, ISO 9000, ISO, Geneva (1994).

PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, Organization, Development, Quality Assurance and Radiation Protection in Radiology Services: Imaging and Radiation Therapy, PAHO, Washington, DC (1997).

20. fejezet

SUGÁRBIOLÓGIA

J. WONDERGEM
International Atomic Energy Agency

Fordította: Simon Mihály

Lektorálta: Dr. Trón Lajos,
Dr. Persa Eszter

20.1. BEVEZETÉS

A sugárbiológia az ionizáló sugárzás élő anyagokra gyakorolt hatását vizsgálja. Ez a fejezet áttekintést ad az ionizáló sugárzás biológiai hatásairól és tárgyalja azokat a fizikai, kémiai és biológiai változókat, amelyek befolyásolják a dózisválaszt sejt-, szöveti- és a test egészének szintjén a diagnosztikai radiológia szempontjából releváns dózisok és dózisteljesítmények mellett.

20.1.1. Determinisztikus és sztochasztikus hatások

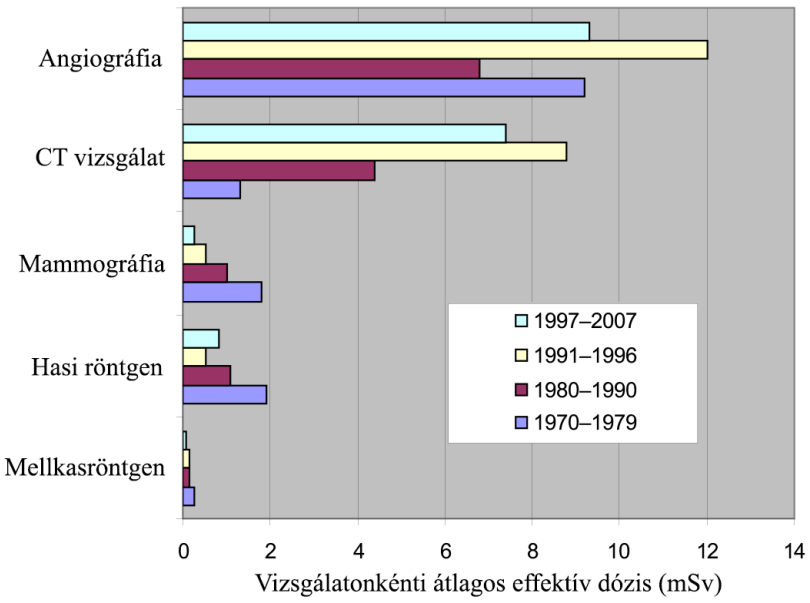
A sugárzás emberre gyakorolt hatásai vagy magukon a besugárzott egyedeken (szomatikus hatások), vagy leszármazottaikon (örökletes vagy genetikai hatások) jelentkeznek. A szomatikus hatásokat determinisztikus hatásokra (más néven szöveti reakciókra) és sztochasztikus hatásokra osztják, utóbbiaknál az örökletes és genetikai hatások csak sztochasztikus eredetűek lehetnek.

Determinisztikus hatások a sugárzás által kiváltott sejtpusztulásból vagy -károsodásból erednek, ilyen például az intervenciós kardiológiai eljárások következtében kialakuló nedves hámlás. A test legtöbb szervét vagy szövetét nem érinti károsan néhány sejt elvesztése; azonban, ha az elvesztett sejtek száma kellően nagy, olyan fokú károsodás figyelhető meg, amely már a szövet/szerv funkciójának elvesztéséhez vezethet. Egy adott dózisszint, az úgynevezett küszöbdózis felett a hatás súlyossága a dózis növekedésével szükségszerűen növekszik. Ez a küszöb a hatástól függően változik. Determinisztikus hatások jelentkezhetnek néhány órával vagy nappal az expozíció után (pl. korai bőrreakció), de hónapok, évek is eltelhetnek a kialakulásukig (pl. szemlencsén szürkehályog kialakulása).

A sztochasztikus hatások, ezzel ellentétben, valószínűségi hatások. Ez azt jelenti, hogy a hatás bekövetkezésének valószínűsége és nem a súlyossága függ a dózistól és ez a valószínűség a dózissal nő. E hatásokhoz nem tartozik olyan küszöbdózis, amely alatt nem léphetnek fel. A tipikus diagnosztikai radiológiában előforduló szinteken aggodalomra okot adó, fő sztochasztikus hatások a daganatos megbetegedések és a genetikai hatások. Ezek kizárólag késői hatások, mert csak évekkel a sugárterhelés után jelentkeznek.

20.1.2. Diagnosztikai radiológia

A röntgendiagnosztikai vizsgálatok vagy intervenciós eljárások eredményeként a betegek szöveteiben leadott energia mennyisége jellemzően nagyságrendekkel kisebb, mint a sugárterápia során leadott energiáé. Következésképpen az okozott károsodás nagyrészt a sztochasztikus hatásokra korlátozódik. A diagnosztikai eljárásokból származó jellemző effektív dózisok (20.1. ábra) azt mutatják, hogy a különböző vizsgálatok során közölt sugárdózis nagyságrendje széles tartományban mozog. Figyelembe kell venni azonban azt is, hogy néhány eljárás során szöveti sugárkárosodás léphet fel, amint az a hosszan tartó intervenciós eljárások során fellépő bőrreakciók esetén tapasztalható. A foglalkozási sugárterhelés, bár egyetlen eljárás során nagyságrendekkel kisebb, mint amit a páciens elszenved, nagyszámú eljárást végző dolgozó esetén jelentőssé válhat, különösen, ha nem tartják be az árnyékolások alkalmazására vonatkozó óvintézkedéseket. Következésképpen bizonyos dolgozók esetében egyre gyakoribb a szemlencse károsodása, például az intervenciós eljárások során.



20.1. ÁBRA. Átlagos effektív dózisok egyes diagnosztikai eljárások esetén, (I. ellátási szint, health care level I.) [20.1].

20.1.3. Sugárhatásokat vizsgáló nemzetközi szervezetek

Két nagy bizottság gyűjti és elemzi az ionizáló sugárzás biológiai hatásaival kapcsolatos legújabb szakirodalomból származó adatokat. A BEIR (Ionizáló Sugárzások Biológiai Hatásai) és az UNSCEAR (Egyesült Nemzetek Tudományos Bizottsága a Sugárhatások Tanulmányozására) rendszeresen beszámol olyan fontos kérdésekről, mint a sugárzás indukálta daganatok és örökletes (genetikai) elváltozások

kockázatbecslése. Ezen kívül az ICRP (Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság) részt vesz a sugárvédelemre vonatkozó ajánlások és irányelvek kidolgozásában.

20.2. A DEZOXIRIBONUKLEINSAV SUGÁRSÉRÜLÉSE

20.2.1. A dezoxiribonukleinsav szerkezete

A dezoxiribonukleinsav (DNS) hordozza a sejt genetikai információit. A DNS egy nagy molekula, és jellegzetes kettős spirál szerkezete van, mely két szálból áll, ezek mindegyike egy-egy nukleotid szekvenciát tartalmaz. A DNS szál vázát váltakozó cukor- és foszfátcsoportok alkotják. A nukleotid a DNS egy alegysége, és egy cukor molekulához (dezoxiribóz) és egy foszfátcsoporthoz kapcsolódó bázisból áll. A négy bázis az adenin (A), guanin (G), citozin (C) és timin (T). Ezek a bázisok két csoportba sorolhatók: purinok (A és G) és pirimidinek (T és C). A nukleotidbázisok egyedi összepárosítása biztosítja a megkettőződés során az új és a régi DNS szál teljes egyezőségét. A sejt genetikai információját a szervezet génkészletét alkotó nukleotidok lineáris szekvenciája hordozza.

20.2.2. Sugárkémia: direkt és indirekt hatások

Az ionizáló sugárzás és az anyag fizikai kölcsönhatásai az ionizáció és szabad gyökök képződése révén a sugárzás energiájának elvesztéséhez vezetnek. E szabadgyökök gyorsan (10^{-10} s) reagálnak a szomszédos molekulákkal, és másodlagos DNS vagy lipid-gyököket alakítanak ki. A szabad gyökök párosítatlan elektronokkal rendelkező molekulák töredékei, amelyek nagy reakciókészséget mutatnak a sejtek molekuláival, és ezért rövid élettartamúak. Szabad gyökök nagy számban keletkeznek az ionizáló sugárzás hatására, az energiaelnyelés és a molekulákban lévő kémiai kötések törése következtében. A szabad gyökökről ismert, hogy jelentős szerepet játszanak a biológiai szövetekben és szervezetekben.

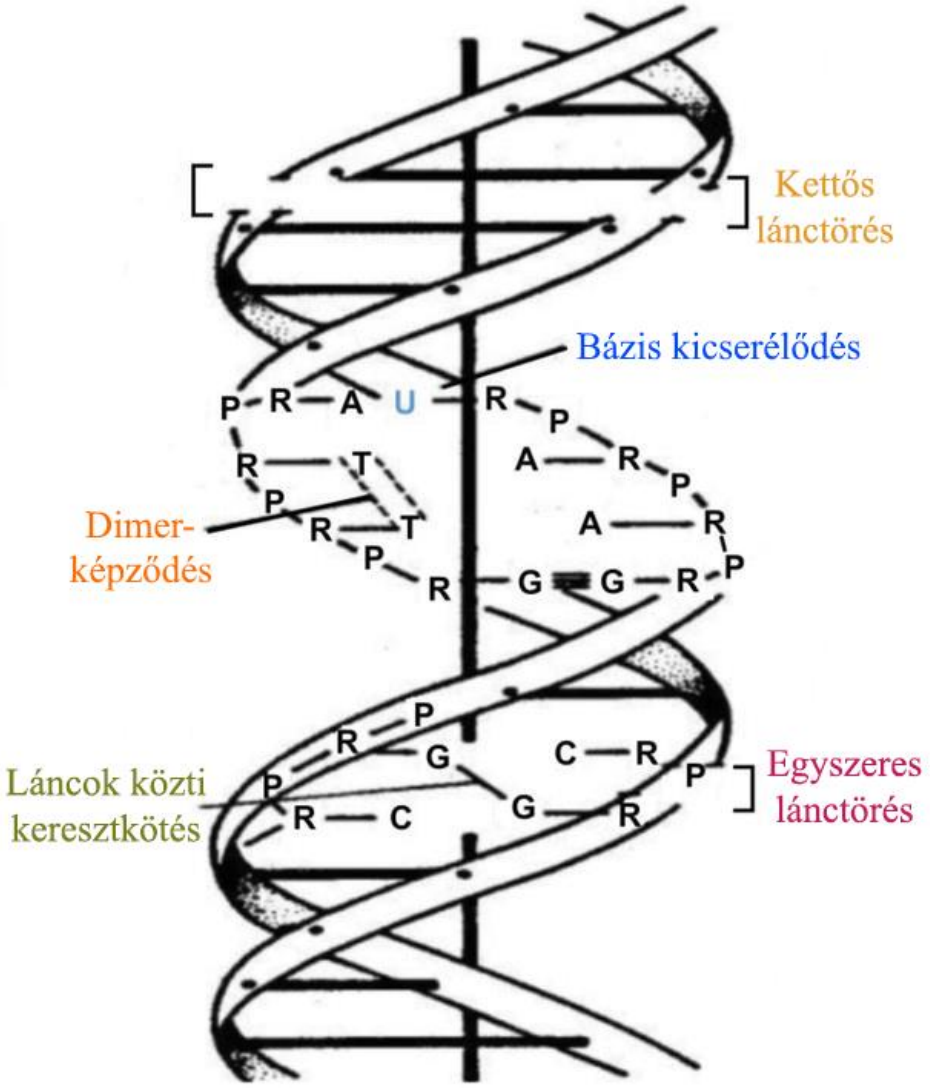
Ha az ionizáló sugárzás egy olyan biológiai hatásokkal bíró makromolekulának ad át energiát, mint a DNS, azt a sugárzás közvetlen hatásának nevezzük. Egyéb esetben a fotonok a szervezetben jelen lévő vízben nyelődhetnek el, ami a vízmolekulák gerjesztését és ionizációját okozza. A keletkezett gyökök, nevezetesen a hidratált elektron (e_{aq}^-), a hidrogénatom ($H^\bullet$) és a hidroxilgyök ($OH^\bullet$) képesek elég messzire diffundálni ahhoz, hogy elérjék és károsítsák a kritikus célpontokat. Ezt az ionizáló sugárzás közvetett hatásának nevezik.

Az energia elnyelődése a sugárzás útjában lévő anyag mennyiségétől függ. A víz az élő szervezetek többségi molekulája (az élő sejt tömegének körülbelül 80%-a víz). Tehát a sugárzás leadott energiájának nagy része a celluláris vízben nyelődik el. Az alacsony lineáris energiatranszferű sugárzások (ritkán ionizáló sugárzások), például a röntgen- vagy az elektronsugárzás, által okozott biológiai károsodások körülbelül kétharmada közvetett hatásra vezethető vissza. Ionizáló sugárzás hatására

a vízben összetett kémiai változások sorozata megy végbe; ezt a folyamatot a víz radiolízisének nevezik.

20.2.3. DNS károsodás

A DNS károsodása a sugárzás által kiváltott sejthalál elsődleges oka. A sugárexpozíció a DNS-ben a károsodások széles skáláját idézi elő, például egyszeres lánctöréseket, kettős lánctöréseket (DSB-ket), báziskárosodást, fehérje-DNS keresztkötéseket és fehérje-fehérje keresztkötéseket (20.2. ábra). A besugárzás okozta DNS-károsodások száma nagy, de számos mechanizmus létezik a DNS javításra. Ennek eredményeként a sejthalált okozó elváltozások százalékos aránya nagyon kicsi. Egy sejt DNS-ében 1–2 Gy dózissal indukált elváltozások száma megközelítőleg: >1000 báziskárosodás; ~1000 egyszálú törés; ~40 DSB.



20.2. ÁBRA. Néhány lehetséges károsodás a DNS-ben (CC BY 3.0 [20.10] nyomán, lásd még [20.2]).

A DSB-k kritikus szerepet játszanak a sejtpusztításban, a karcinogenezisben és az örökletes hatásokban. Vannak olyan kísérleti adatok, amelyek azt mutatják, hogy a kezdetben keletkezett DSB-k korrelálnak a sugárérzékenységgel és az alacsonyabb dózisoknál mutatott túléléssel, illetve azt, hogy a magasabb dózisok utáni javítatlan vagy rosszul javított DSB-k is korrelálnak a túléléssel. Ezenkívül kísérleti bizonyítékok állnak rendelkezésre a DSB-k képződése és a karcinogén képességgel rendelkező kromoszómális transzlokációk létrejötte közti okozati összefüggésre.

20.3. DNS JAVÍTÁS

A DNS javító mechanizmusok fontosak a sejtek sugárzás és más károsító ágensek által okozott sérüléseinek helyreállításához. Számos enzimatikus mechanizmus létezik a sugárzás által kiváltott DNS károsodás felmérésére és helyreállítására. A DNS javító mechanizmusok, mint például a báziskivágó javítás, a mismatch (össze nem illő bázispár) javítás és a nukleotidkivágó javítás reagálnak olyan károsodásokra, mint a bázisok oxidációja, alkilációja és a láncok interkalációja (beékelődés).

A kivágó mechanizmusok a sérült DNS-lánc különféle enzimek általi hasításából állnak, amelyek a polinukleotid láncot hasítják a károsodás mindkét oldalán olyan enzimek révén, amelyek elhasítják a polinukleotid lánc végeit, így lehetővé téve a sérült részt tartalmazó rövid szakasz eltávolítását. A DNS polimeráz ezután a keletkező rést a szemközti, sértetlen szálat sablonként használva ki tudja tölteni.

A DSB-k esetében két elsődleges javítási útvonal létezik, a nem-homológ végegyesítés (NHEJ) és a homológ rekombináció. Az NHEJ javítás a károsodott DNS-végeken megy végbe. E folyamat során a javítófehérjék felismerik a károsodások végeit, megtisztítják a DNS molekula törött végeit, és a törött végek végső ligálását (kapcsolását) is elvégzik. A homológ rekombinációval végzett DSB javítása a szekvencia homológia révén, a sérült régió ép másolata alapján történik, és ezért csak a sejtciklus késői S vagy G2 fázisában működhet (lásd 20.5. szakasz). Mindkét lánc sértetlen DNS-e sablonként szolgál a károsodás helyreállításához. Az NHEJ-vel ellentétben a homológ rekombináció javítási folyamata hibamentes. Az NHEJ a sejtciklus során végig működik, de a G1 és S fázisokban a legmeghatározóbb (lásd 20.5. szakasz). Ez az eljárás hajlamos hibázni, mivel nem támaszkodik szekvencia homológiára.

A DNS kijavítatlan vagy rosszul javított károsodása mutációkhoz, illetve kromoszómakárosodáshoz vezet a sejtben. A mutációk rákhoz vagy örökletes hatásokhoz vezethetnek (abban az esetben, amikor az ivarsejtek vannak kitéve sugárzásnak), míg a súlyos kromoszómakárosodás gyakran sejthalálhoz vezet.

20.4. SUGÁRZÁS OKOZTA KROMOSZÓMAKÁROSODÁS ÉS BIOLÓGIAI DOZIMETRIA

Az élő sejtben a kromoszómák a sejtmagban találhatók. A kromoszómák DNS-ből és fehérjékből állnak, amelyek olyan fonalszerű szerkezetet alkotnak, amelyek a genetikai információt lineáris szekvenciába rendezve hordozzák. Ha a DNS DSB-k helyreállítása nem teljes, annak komoly következményei lehetnek a sejtre nézve, ugyanis kromoszómakárosodáshoz (aberrációhoz) vezethet. Aberrált (károsodott) kromoszómák akkor keletkeznek, ha a törött végek újrakapcsolódnak más törött végekkel, és gyűrűket, dicentrikumokat (két centromérrel rendelkező kromoszómákat), transzlokációkat és egyéb kromoszóma-rendellenességeket hoznak létre. A szimmetrikus transzlokációk és a kis deléciók (törlődések) általában nem letálisak (halálosak). A dicentrikumok és a gyűrűk „instabil" aberrációk, a sejtre nézve letálisak és ennek következtében nem jutnak át az utódsejtekre. A dicentrikumok és gyűrűk előfordulása az expozíciót követően lassan csökken, mivel a besugárzott sejtek élettartama véges, és kikerülnek a környezetükből. A transzlokációk „stabil" aberrációk, amelyek sok évig fennmaradhatnak, mivel nem halálosak a sejtre, és továbbadódnak az utódokba. Ha e transzlokációk ivarsejtekben (here vagy petefészek) fordulnak elő, azok az örökletes hatások fokozódásához vezethetnek az utódokban.

A strukturális kromoszóma-aberrációk a sugárterhelés indikátoraként használhatók. A mitotikus osztódás során (kariotipizálás), mikronukleusz képződés vizsgálatával, és fluoreszcens in situ hibridizáció módszerével azonosíthatóak a sugárzás vagy más károsító ágens következtében a kromatidapárokban létrejövő, és javítatlanul maradt DNS-károsodások. Ezek a citológiai technikák a biodozimetriában használatosak (olyan vizsgálatok, melyek segítségével a besugárzott sejtekben és szövetekben létrejött kromoszóma-rendellenességek típusa vagy gyakorisága alapján végeznek dózisbecslést). A biodozimetria fontos eszközt biztosít a dózisbecslésre az akut (nem kívánt) sugárterhelés ismert vagy feltételezett eseteiben.

20.5. A SEJTCIKLUS

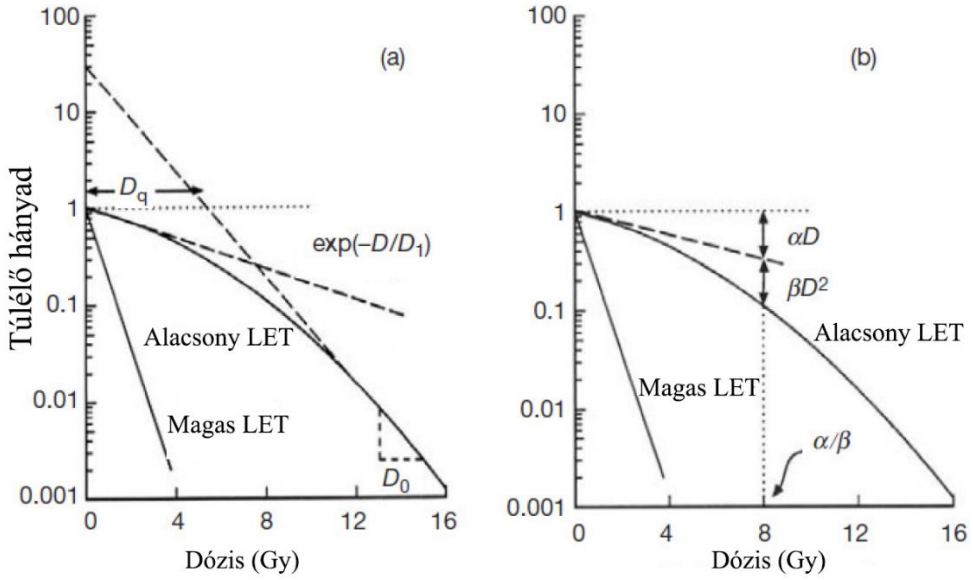
A sejtciklusnak két jól meghatározott fázisa van: a mitózis (M), amelyben az osztódás megtörténik, és a DNS-szintézis periódusa (S). A sejtciklus S és M fázisát két átmeneti periódus (gap) választja el, a G1 és G2. A teljesen differenciált, G0 fázisban lévő sejtek nem, viszont a folyamatosan osztódó szövetek (pl. bőr, vékonybél, csontvelő) sejtjei részt vesznek a sejtciklusban, így érzékenyebbek a sugárzásra. A genom replikációja az S fázisban történik, a leánygenerációkba történő mitotikus osztódás a G2/M fázisban. A tipikus sejtciklus idő 10-40 óra, a G1 fázis körülbelül 30%-nyi, az S fázis 50%-nyi, a G2 fázis 15%-nyi és az M fázis 5%-nyi hányadát tölti ki a sejtciklus idejének. A G1/S és G2/M határokon ellenőrző pontok vannak, amelyek biztosítják a genom sértetlenségét.

A sugárérzékenység a sejtciklus során változó, általában a késői S fázis a leginkább sugárrezisztens, a G2/M a leginkább sugárérzékeny, a G1 fázis pedig köztes helyzetet foglal el. A késői S fázisú sejtek rezisztenciáját magyarázhatja a késői S fázisban az NHEJ általi javításhoz képest a homológ rekombinációval végzett javítás nagyobb aránya. A kromatin tömörsége és a gyenge javítási kompetencia (csökkent enzim hozzáférés) magyarázhatja a magas sugárérzékenységet a G2/M fázisban. A nyugvó sejtek, amelyek nem vesznek részt a sejtciklusban, még jobban ellenállnak a sugárzásnak, mint a késői S fázisú sejtek.

20.6. TÚLÉLÉSI-GÖRBE ELMÉLET

20.6.1. Túlélési görbék

A sejtpopuláció sugárérzékenységének mérésére általánosan elfogadott sztenderd az ún. "reproduktív épség megőrzésének" vizsgálata, azaz a sejt azon képessége, hogy több mint 5 vagy 6 sejtosztódáson menjen keresztül, és legalább 50 sejtes, életképes kolóniát hozzon létre. Ezt „sejttúlélésnek” nevezik (20.3. ábra). A túlélési görbéket legjobban egy lin-log grafikon ábrázolja, a függőleges tengelyen a túlélést logaritmikusan, a vízszintes tengelyen a besugárzás dózisát lineáris skálán feltüntetve. A besugárzott sejtek túlélő hányadát a dózis függvényében ábrázolva, a túlélési görbe görbülete alacsonyabb dózisnál valamivel nagyobb (más néven „váll” régió), míg magasabb dózisnál a görbe egyenesebb. A sejttúlélési görbék alakjának leírására a sejtpusztulás számos matematikai modelljét fejlesztették ki, melyek mindegyike a sugárzás általi energialeadás véletlenszerű természetén alapul.



20.3. ÁBRA. Sejttúlélési görbék alacsony lineáris energiatranszfer (ritkán ionizáló sugárzás) és magas lineáris energiatranszfer (sűrűn ionizáló sugárzás) esetében. (a) Korábbi egytalálat-többcélpont modell; (b) A jelenlegi lineáris kvadratikus modell. (lásd a szöveget a szimbólumokhoz)

20.6.2. Lineáris-kvadratikus modell

A ma legelterjedtebb modell a lineáris-kvadratikus modell, ahol a sejtpusztulást a dózis függvényében egy másodfokú polinom írja le (20.3(b) ábra). Ez a modell azt feltételezi, hogy a sugárzás eredményezte sejtpusztulásnak két összetevője van, amelyeket két konstans jelöl; α és β. A modell szerint a túlélő hányadot a dózis függvényében a következő egyenlet írja le:

$$S = e^{-(\alpha D+\beta D^2)} \tag{20.1}$$

A lineáris részre adható lehetséges magyarázat az, hogy a DNS-kölcsönhatások többsége egy-egy sugárzási nyomvonal mentén lejátszódó kölcsönhatási esemény. Ilyen körülmények között a DNS károsodása hatékonyan kijavítható még egy másik, egyedi nyomvonal mentén lejátszódó kölcsönhatás előtt, ha elegendő idő áll rendelkezésre, és a dózisok viszonylag alacsonyak. Ahogy a dózis vagy a dózisteljesítmény növekszik, a többnyomvonalas kölcsönhatási események, amelyek a kvadratikus komponenst tükrözik, túlsúlyba kerülnek, ami a hibás javítás és a sejthalál megnövekedett valószínűségét eredményezi.

20.6.3. Target-elmélet

Alternatív, régebbi modell az egytalálat-egycélpont modell, amely leírható:

$$S = e^{-(D/D_0)} \tag{20.2}$$

ahol D_0 gyakorlatilag α reciproka (fent) és azt a dózist jelenti, amely e^{-1}- re vagyis 37%-ra csökkenti a túlélést (20.3(a) ábra). A target-elmélet azon az elgondoláson alapul, hogy egy sejtben n célpont van, amelyek mindegyikét el kell találni a sejt megöléséhez. A logaritmikus-lineáris összefüggés összhangban van egyes baktériumok adataival, de nem érvényes eukarióta sejtekre (kivéve nagy lineáris energiatranszfer esetében), amelyek váll-szakasszal bíró túlélési görbéket mutatnak, ezek egytalálat-többcélpontos modellel illeszthetők, amelyet a következő összefüggés ír le:

$$S = 1 - [1 - e^{-(D/D_0)}]^n \tag{20.3}$$

Ez megbízható nagy dózisnál, de kis dózisnál nem, mert kis dózisoknál nem írja le pontosan a váll régiót, még akkor sem, ha hozzáadunk egy másik egytalálatos kifejezést.

20.7. A SEJTHALÁL ELMÉLETE

A több sievert nagyságrendű sugárdózis sejtvesztéshez vezethet. A sejteket általában sugárzás által „elpusztítottnak” tekintik, ha elvesztették reproduktív képességüket, még akkor is, ha fizikailag túléltek. A reproduktív képesség elvesztése apoptózis, nekrózis, mitotikus katasztrófa vagy indukált öregedés következtében fordulhat elő. Bár az utolsó kivételével ezek a mechanizmusok végső soron a sejt fizikai elvesztésével járnak, ez jelentős időbe telhet.

Az apoptózis vagy a programozott sejthalál előfordulhat természetes úton, vagy a sejtkörnyezet sérüléséből eredően. Az apoptózis bizonyos sejttípusokban kis dózisú besugárzást követően előfordul, például limfocitáknál, savós nyálmirigy-sejteknél és a herék őssejtzónáiban elhelyezkedő bizonyos sejtek, valamint a vékonybél boholysejtek esetén.

A nekrózis a sejthalál egyik formája, amely a sejtmembrán aktivitás elvesztésével jár. A sejtnekrózis általában nagy dózisú besugárzás után következik be.

A reproduktív sejthalál a mitotikus katasztrófa eredménye (a sejtek a DNS-károsodás megfelelő helyreállítása nélkül próbálnak osztódni), ami a besugárzást követő első néhány sejtosztódásban fordulhat elő, és a dózis növekedésével egyre gyakrabban fordul elő.

Az ionizáló sugárzás szeneszcenciához (öregedés) is vezethet. Az öregedő sejtek metabolikusan aktívak, de elvesztették az osztódási képességüket.

20.8. SEJT-HELYREÁLLÍTÓ FOLYAMATOK

Magasabb dózisok és dózisteljesítmények (pl. többszöri expozíció intervenciós kardiológia során) esetén a sejtregeneráció fontos szerepet játszhat a sugárkárosodás javításában.

20.8.1. Szubletális és potenciálisan halálos károsodás javítása

A sejtek regenerációja miatt megnövekedett sejttúlélésre lehet számítani, ha ugyanazt a dózist két frakcióban adják le, két vagy több óra különbséggel, összehasonlítva az egyetlen frakcióban leadott azonos dózissal. A dózis ilyen módon való felosztása miatti nagyobb túlélés a frakciók közötti szubletális (épp nem halálos) károsodások helyreállításának tulajdonítható. A javítás $T_{½}$ félideje definíció szerint azon idő, amely alatt a helyreállítás fele megtörténik, és ez általában körülbelül 30–60 perc a sejttenyészetben lévő sejtek esetében, de a szöveteknél hosszabb lehet. Így a teljes helyreállítás 6–8 órát vehet igénybe, egyes szövetekben hosszabb is lehet (pl. a központi idegrendszerben 24 óránál is tovább tarthat). A felépülési arány a szubletális károsodások javításának mértéke, és a frakcionált dózissal besugárzott, valamint az egyszeri, teljes dózissal besugárzott sejtek túlélésének egymáshoz viszonyított aránya.

A potenciálisan letális (halálos) sérülések javítása a javítás egy másik formája, amely késleltetett letapadásos kísérlettel (delayed plating experiment) határozható meg. Az ilyen kísérletekben a kontaktgátolt (azaz konfluens sejtkultúrák) sejteket besugarazzák, különböző ideig inkubálják, majd újra átoltják. A sejttúlélés kolónia-képző próbával (colony assay) végzett elemzése ezt követően megadja az ilyen típusú javítás mértékét.

20.8.2. A frakcionálás hatása

A „váll”-ra vagy a túlélési görbe görbületére általában úgy gondolnak, mint a sejtpopuláció javítóképességének (repair capacity) jellemzője. A target-elmélet szerint ez abból az elképzelésből fakad, hogy a szubletális DNS-károsító események halmozódása szükséges, hogy lehetővé váljanak a sejtpusztuláshoz szükséges szubléziós kölcsönhatások.

20.8.3. A dózisteljesítmény hatása

A sejt túlélésének csökkenő dózisteljesítménnyel arányos folyamatos növekedése összhangban van az idővel, amit a sejt a javítómechanizmusban tölt. Kis dózisteljesítmény mellett a javítás dominál, ami eltünteti a túlélési görbe vállát/görbületét, így egy egyenes, de kevéssé meredek lefutást eredményez egy lineáris-logaritmikus ábrázoláskor, ami jól látható különbséget mutat a különböző javítóképességű sejtvonalak között. Utóbbi annak köszönhető, hogy a sejtek eltérő sugárérzékenységűek. A besugárzás során bekövetkező javítás 1-5 Gy/perc dózisteljesítmény mellett elhanyagolható, kis dózisteljesítménynél (<100 mGy/perc) viszont jelentős.

20.9. RELATÍV BIOLÓGIAI HATÁSOSSÁG

Ha összehasonlítjuk a különböző típusú sugárzások azonos dózisainak hatását, akkor kiderül, hogy ezek eltérő biológiai hatásokat váltanak ki. A különböző típusú sugárzások hatásainak összehasonlítását relatív biológiai hatásosságként fejezzük ki, a referenciasugárzás, valamint a vizsgált sugárzás dózisának arányaként határozva meg, amelyek egy adott, azonos mértékű biológiai hatás kiváltásához szükségesek. A múltban referenciaként 250 kV-os röntgensugárzást használtak, de mostanában a ^{60}Co sugárzás vált sztenderddé. A relatív biológiai hatásosság a sejtrendszer végpontjától (a vizsgálat tárgyát képező sejtek kitűzött túlélő hányada) és dózisától függően változik, és nagyobb a kis dózisok és kis dózisteljesítmények mellett. Egyszeri, nagy dózisú frakció esetén a relatív biológiai hatásosság alacsonyabb, mint több kis frakció esetében. Sugárvédelmi célból (kis dózisok és kis dózisteljesítmények esetén) az ICRP a különböző minőségű sugárzások hatásosságát sugárzási súlytényezőkkel (w_R) határozta meg (lásd 22. fejezet).

20.10. KARCINOGENEZIS (SZTOCHASZTIKUS)

20.10.1. A többlépcsős karcinogenezis mechanizmusa

A rák kialakulása a szövetekben feltehetően többlépcsős folyamat, amely négy szakaszra osztható: neoplazmikus iníciáció (amikor a rákkeltő ágens kapcsolatba lép a DNS-molekulával, tumorképződés kezdete), promóció (ekkor játszódik le a repair vagy apoptózis), konverzió (tumoros átalakulás) és progresszió (mikor a tumor már klinikai vizsgálattal felismerhető). Ez a felosztás túlzottan leegyszerűsített, mégis megfelelő keretet ad az érintett molekuláris és sejtszintű változások azonosításához.

A tumorképződés a normál sejtek visszafordíthatatlan tumoros átalakulásához vezethet azáltal, hogy korlátlan proliferációs kapacitást hoz létre. Erős bizonyítékok szólnak amellett, hogy ez az esemény egyetlen sejt egy vagy több mutációjának eredménye, amely a rák klonális evolúciójának alapja. Az inicializált sejtek további neoplazmikus fejlődése a promóciós eseményektől függ, melyek lehetnek a fent említetten kívül a sejtek kommunikációjának eredményeképp termelődő növekedési faktorok, hormonok vagy környezeti ágensek hatásai is. Ezek az inicializált pre-neoplazmikus sejtek félig autonóm módon történő proliferációját eredményezik.

A pre-neoplazmikus sejtek rosszindulatú (malignus) sejtekké való átalakulása során más génekben további mutációk halmozódnak fel, amit valószínűleg a genomstabilitás folyamatos csökkenése segít elő. Az ezt követő invazív daganatig való progresszió az instabil genom további mutációitól függ.

Állatkísérletek és egyes humán vizsgálatok bizonyítékokat szolgáltatnak arra, hogy a sugárzás által kiváltott rákkockázatot különböző gének befolyásolhatják, mint például az RB1 gén mutációi (retinoblasztómára és oszteoszarkómára hajlamosít) és a BRCA1 gén mutációi (korai emlőrákra és petefészekrákra hajlamosít), vagy polimorfizmusok (egynukleotidos polimorfizmusok) jelenléte a génállományban. Jelenlegi ismereteink szerint azonban a genetikai érzékenység szerepe a sugárzás által kiváltott rák egyénekre vett kockázatában nem állapítható meg egyértelműen, bár általános egyetértés van abban, hogy ez fontos.

20.10.2. A mutációk keletkezésének mechanizmusa

A daganatok kialakulásával kapcsolatos géneknek két osztályát azonosították: a proto-onkogéneket és a tumor-szuppresszor géneket. A proto-onkogének normál gének, amelyek részt vesznek a növekedés szabályozásában. Mutációk, például egy promóter gén transzlokációja által, fokozott proliferációt eredményezhet. A proto-onkogének onkogénekké történő mutációi ezért a „funkciószerző” mutációk közé tartoznak.

A tumor-szupresszor gének olyan gének, amelyek részt vesznek a normál sejtek növekedésének szabályozásában, és megakadályozzák a túlzott sejtproliferációt. Ezekben a génekben a kritikus mutációk „funkcióvesztő” mutációk, amelyek a

génszerkezet részleges vagy teljes elvesztésének következményei lehetnek, például deléciók miatt. Mivel a sugárzás által kiváltott DNS-károsodás elsősorban deléciókat okoz, általában feltételezhető, hogy a tumor-szupresszor gének inaktiváló mutációja a legvalószínűbb mechanizmus a sugárzás-indukálta daganatok kialakulására.

Bizonyíték szól amellett is, hogy számos, ha nem a legtöbb rák egyetlen tumoros sejt klonális leszármazottja, és hogy egyetlen DSB, bár rendkívül kis valószínűséggel, deléciót okozhat egy specifikus DNS-szekvenciában, pl. tumor-szupresszor génben. Ezért vita folyt, hogy elméletileg egyetlen mutációs esemény egyetlen célsejtben egy kritikus génben in vivo megteremtheti a neoplazmikus fejlődés lehetőségét. Így egy megfelelő sejt magján áthaladó egyetlen részecske, bár nagyon kicsi, de véges valószínűséggel, a DNS specifikus károsodását okozhatja, amely mutációt eredményezhet. Ez az érv megerősítené azt az elméletet, hogy a sugárzás okozta rákkockázat a dózis növelésével fokozatosan növekszik, és nincs alsó küszöbdózisa.

20.10.3. Kockázatmodellek

A sugárexpozíciónak kitett lakosságra vagy dolgozókra (személyekre) gyakorolt egészségügyi hatások értékeléséhez megvizsgálják egy-egy kiválasztott hatásnak a gyakoriságát a sugárzásnak kitett populációban és a sugárzásnak ki nem tett kontollcsoportban (azonos életkori jellemzők, nemek azonos aránya stb.). Az e vizsgálatokból származó kockázatbecslések eredményét általában relatív kockázatként (RR), többlet relatív kockázatként (ERR) vagy többlet abszolút kockázatként (EAR) egységnyi sugárdózisra vetítve adják meg. Az RR arányszám, ami egy adott hatás gyakoriságának (azaz a rákos esetek száma) az exponált csoportban (Rr) és az azonos hatás gyakorisága (Ro) a nem exponált csoportban vett hányadként (RR = Rr/Ro). Az ERR értéke RR mínusz 1 (ERR = RR – 1). Az EAR az exponált és a nem exponált csoportokban megfigyelt gyakoriságok különbsége (EAR = Rr – Ro).

Az sugárzás emberekben kiváltott rákkockázatának felmérésére két koncepcionálisan eltérő modellt használnak: (i) abszolút kockázati modelleket és (ii) RR modelleket. Az abszolút kockázati modell azt feltételezi, hogy a sugárzás a természetes előfordulási gyakoriságra, azon felül, „rárakódik” és nincs összefüggésben vele. A latenciaidőszak letelte után a rákkockázat visszatér a „spontán” szintre. Az RR-modell azt feltételezi, hogy a sugárzás hatása a természetes előfordulási gyakoriság adott tényezővel való növekedését jelenti az expozíciót követő minden életkorban. Mivel idős korban a természetes vagy spontán rákos megbetegedések száma jelentősen megnövekszik, az RR modell nagyobb mértéket jósol az időskori sugárzás által kiváltott rákos megbetegedéseknél. Az RR modellt a BEIR bizottság támogatja a sugárterhelést követő kockázatok becslésére.

20.10.4. Időbeli lefolyás és latencia-időszak

A sugárvédelemben jelenleg használt kockázatbecslések fő forrását a japán atombomba támadás túlélőinek élethosszig tartó vizsgálatából származó epidemiológiai információk és más tanulmányokból származó adatok szolgáltatták.

A besugárzás és a rák megjelenése közötti időtartamot latencia periódusnak nevezik. A leukémia minimális latenciája körülbelül 2 év az expozíció után; a kockázat időbeli mintázata 10 év után tetőzik (az esetek többsége az első 15 évben fordul elő), majd ezt követően csökken. A szolid tumorok a leukémiánál hosszabb latenciát mutatnak, akár 10 és 60 év között, vagy még hosszabbat.

20.10.5. Daganatok dózis-válasz összefüggése

A lineáris, küszöb nélküli elméletet az ICRP vezette be, mint a legjobb gyakorlati megközelítést a kis dózisú vagy kis dózisteljesítményű sugárterhelésből eredő kockázatok kezelésére. A lineáris, küszöb nélküli modell azt feltételezi, hogy a sugárdózis és az egészségügyi kockázat között lineáris kapcsolat van, kis dózisoknál küszöb nélkül. Ez azt jelenti, hogy a sugárterhelésnek nincs olyan szintje, amelyről feltételezhető, hogy ne járna egészségügyi kockázattal. A lineáris dózis-válasz görbe meredeksége adja meg az alacsony szintű sugárterheléshez a megfelelő kockázati együtthatót (az egységnyi sugárdózisra eső rákkockázat).

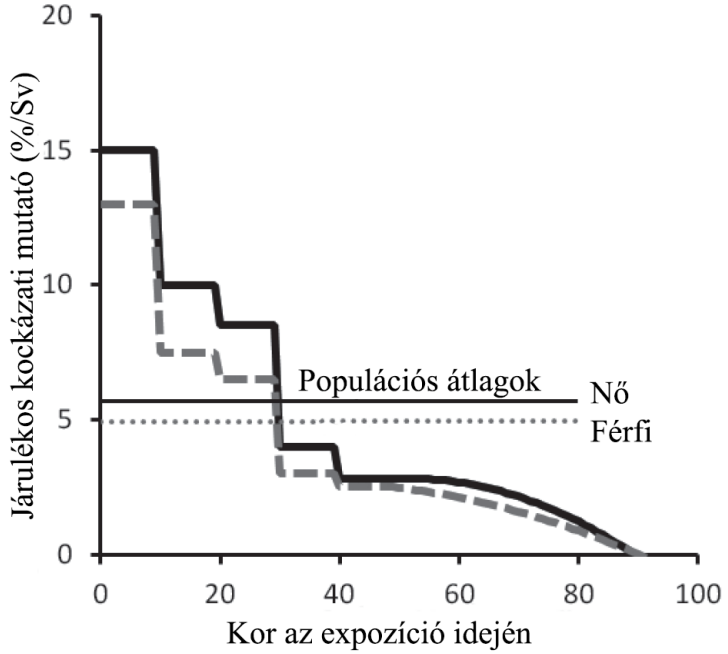
20.10.6. Dózis- és dózisteljesítmény hatásossági tényező

Az atombomba túlélőire vonatkozó japán adatok összehasonlítása más epidemiológiai vizsgálatok adataival, beleértve a többszöri orvosi és a krónikus expozíciók vizsgálatait is, azt mutatta, hogy a dózissal arányosan számított kockázat eltérő. Mind a BEIR, mind az UNSCEAR bizottságok úgy ítélték meg, hogy az alacsony energiatranszferű sugárzásoknál dózisteljesítmény-hatás áll fenn, és kevesebb rosszindulatú daganatot indukál, ha egy adott dózist hosszabb időn át, kis dózisteljesítmény mellett szolgáltatnak ki, mint ha egy akut expozíció során adják le.

A dózis és dózisteljesítmény hatásossági tényezőt (DDREF) úgy definiálták, mint az a tényező, amellyel csökkenteni kell a nagy akut dózisokból származó sugárzás okozta rákkockázatot, ha az adott teljes sugárdózist kis dózisteljesítménnyel vagy kis dózisfrakciók sorozatában adják le. A sugárvédelem általános céljaira az ICRP 2-es DDREF-értéket javasol 200 mSv alatti dózisoknál bármely dózisteljesítmény mellett, illetve nagyobb dózisok esetén, ha a dózisteljesítmény kisebb, mint 100 mSv/h.

20.10.7. Rákkockázat

Az ICRP sugárvédelmi célú ajánlásai a japán és más epidemiológiai tanulmányokon alapulnak. A nem sugárveszélyes munkakörbe sorolt munkavállalók rákkockázati együtthatói a sugárzás okozta rákos halálozásra 5×10^{-2} sievertenként, és 10×10^{-2} sievertenként nagy dózisok és dózisteljesítmények (200 mSv-nél és 100 mSv/h-nál nagyobb) esetén. Sugárveszélyes munkakört betöltő munkavállalók esetén a sugárvédelmi céllal társítható kockázat 4×10^{-2} sievertenként és 8×10^{-2} sievertenként nagy dózisok és dózisteljesítmények esetén. Ezek a becslések a teljes populációra vett átlagértékeket mutatják. Bőséges bizonyíték van azonban arra, hogy a rák kockázata nemcsak a dózistól, hanem a kortól is, és kisebb mértékben a nemtől is függ. A fiatalkorban exponáltak a legtöbb esetben érzékenyebbek, mint az idősebb korukban exponáltak (20.4. ábra), a nők pedig valamivel érzékenyebbek, mint a férfiak. Mivel nem minden sugárterhelés érinti az egész testet, hanem csak a test egy részét, figyelembe kell venni a szöveti súlytényezőket (w_T) (lásd 22. fejezet). Táblázatos adatok állnak rendelkezésre az életkorra és nemekre specifikus élettartam társított incidencia és mortalitás kockázatának szervenkénti kiszámításához, a test részleges besugárzása esetére (20.1. és 20.2. táblázat).



20.4 ÁBRA. Egyszeri kis dózisú besugárzás által járó élettartam-kockázat különböző életkorokban elszenvedett sugárterhelés esetén. Meg kell jegyezni a sugárérzékenység drámai csökkenését az életkorral. A fiatalabb korcsoportok magasabb kockázata csak késői életkorban jelentkezik. Ezek a becslések relatív kockázati modellen és DDREF 2-es értéken alapulnak; [20.3]-ból, [20.4] nyomán.

20.1. TÁBLÁZAT. DAGANAT INCIDENCIA ÉLETTARTAM-TÁRSÍTOTT KOCKÁZATA[a] [20.5]

Daganat	Életkor a besugárzáskor (év)										
	0	5	10	15	20	30	40	50	60	70	80
Férfiak											
Gyomor	76	65	55	46	40	28	27	25	20	14	7
Vastagbél	336	285	241	204	173	125	122	113	94	65	30
Máj	61	50	43	36	30	22	21	19	14	8	3
Tüdő	314	261	216	180	149	105	104	101	89	65	34
Prosztata	93	80	67	57	48	35	35	33	26	14	5
Hólyag	209	177	150	127	108	79	79	76	66	47	23
Egyéb	1123	672	503	394	312	198	172	140	98	57	23
Pajzsmirigy	115	76	50	33	21	9	3	1	0,3	0,1	0,0
Össz. szolid	2326	1667	1325	1076	881	602	564	507	407	270	126
Leukémia	237	149	120	105	96	84	84	84	82	73	48
Összes rák	2563	1816	1445	1182	977	686	648	591	489	343	174
Nők											
Gyomor	101	85	72	61	52	36	35	32	27	19	11
Vastagbél	220	187	158	134	114	82	79	73	62	45	23
Máj	28	23	20	16	14	10	10	9	7	5	2
Tüdő	733	608	504	417	346	242	240	230	201	147	77
Emlő	1171	914	712	553	429	253	141	70	31	12	4
Méh	50	42	36	30	26	18	16	13	9	5	2
Petefészek	104	87	73	60	50	34	31	25	18	11	5
Hólyag	212	180	152	129	109	79	78	74	64	47	24
Egyéb	1339	719	523	409	323	207	181	148	109	68	30
Pajzsmirigy	634	419	275	178	113	41	14	4	1	0,3	0,0
Össz. szolid	4592	3265	2525	1988	1575	1002	824	678	529	358	177
Leukémia	185	112	86	76	71	63	62	62	57	51	37
Összes rák	4777	3377	2611	2064	1646	1065	886	740	586	409	214

[a] Esetek száma 0,1 Gy dózisú egyszeri expozíció esetén, 100.000 főre vetítve.

Megjegyzés: E becslések a relatív és abszolút kockázat-transzport kombinációján alapszanak, 1,5-ös DDREF-értékkel korrigálva, kivéve a leukémiát, amely a lineáris-kvadratikus modellen alapul.

20.2. TÁBLÁZAT. DAGANAT MORTALITÁS ÉLETTARTAM-TÁRSÍTOTT KOCKÁZATA[a] [20.5]

Daganat	Életkor a besugárzáskor (év)										
	0	5	10	15	20	30	40	50	60	70	80
Férfiak											
Gyomor	41	34	30	25	21	16	15	13	11	8	4
Vastagbél	163	139	117	99	84	61	60	57	49	36	21
Máj	44	37	31	27	23	16	16	14	12	8	4
Tüdő	318	264	219	182	151	107	107	104	93	71	42
Prosztata	17	15	12	10	9	7	6	7	7	7	5
Hólyag	45	38	32	27	23	17	17	17	17	15	10
Egyéb	400	255	200	162	134	94	88	77	58	36	17
Össz. szolid	1028	781	641	533	444	317	310	289	246	181	102
Leukémia	71	71	71	70	67	64	67	71	73	69	51
Összes rák	1099	852	712	603	511	381	377	360	319	250	153
Nők											
Gyomor	57	48	41	34	29	21	20	19	16	13	8
Vastagbél	102	86	73	62	53	38	37	35	31	25	15
Máj	24	20	17	14	12	9	8	8	7	5	3
Tüdő	643	534	442	367	305	213	212	204	183	140	81
Emlő	274	214	167	130	101	61	35	19	9	5	2
Méh	11	10	8	7	6	4	4	3	3	2	1
Petefészek	55	47	39	34	28	20	20	18	15	10	5
Hólyag	59	51	43	36	31	23	23	22	22	19	13
Egyéb	491	287	220	179	147	103	97	86	69	47	24
Össz. szolid	1717	1295	1051	862	711	491	455	415	354	265	152
Leukémia	53	52	53	52	51	51	52	54	55	52	38
Összes rák	1770	1347	1104	914	762	542	507	469	409	317	190

[a] Esetek száma 0,1 Gy dózisú egyszeri expozíció esetén, 100.000 főre vetítve.

Megjegyzés: E becslések a relatív és abszolút kockázat-transzport kombinációján alapszanak, 1,5-ös DDREF-értékkel korrigálva, kivéve a leukémiát, amely a lineáris-kvadratikus modellen alapul.

20.11. SZÖVETI SUGÁRKÁROSODÁS (DETERMINISZTIKUS)

20.11.1. Szövet- és szervanatómia

Az emberi test szövetei és szervei számos különböző sejtből állnak. A szövetekben és szervekben található sejtek többsége differenciált, és sajátos morfológia és funkció alakult ki benne. Sok szövetben és szervben, bár nem

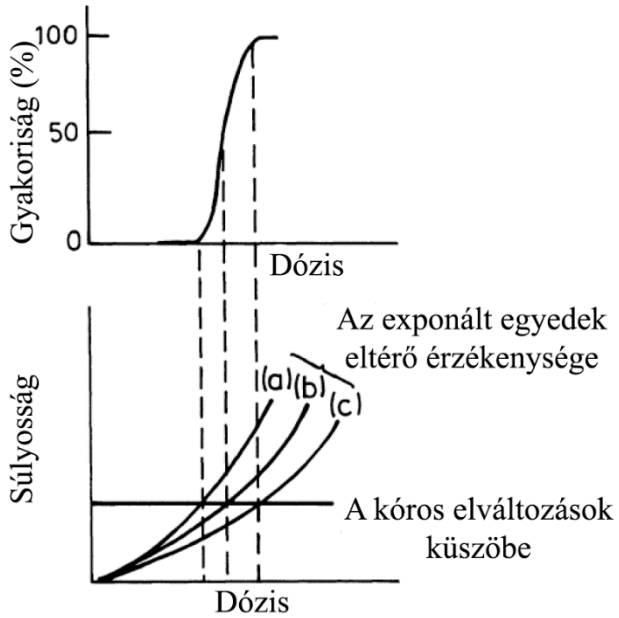
mindegyikben, a differenciálódott sejtek pusztulásának arányát a szöveti őssejtek „készletből” való megújulása ellensúlyozza az egészséges állapot és funkció fenntartása érdekében.

Mivel a sugárzás az osztódó sejtek, különösen a szöveti őssejtek sterilizálásához vezethet, a vég-differenciált (érett) sejtek már nem pótolhatók. A pótlás hiánya végül a szükséges számú működőképes sejt elvesztéséhez, és ennek következtében a szövetek és/vagy szervek integritásának és funkciójának elvesztéséhez vezethet.

A szöveti és szervi reakciókat általában a determinisztikus hatások közé sorolják. Egy bizonyos küszöbérték (elegendő számú sugárzással sterilizált sejt) felett a hatás súlyossága meredeken növekszik a sugárdózis növekedésével.

20.11.2. A károsodás kifejezése és mérése

A sugárzás által kiváltott normál szöveti hatásokkal kapcsolatos részletes ismeretek elsősorban sugárkezelésben részesülő betegeknél szerzett tapasztalatokból, sugárbalesetekből és főként rágcsálókon végzett laboratóriumi vizsgálatokból származnak. Számos normál szövet sejtjeinek sugárérzékenysége közvetlenül meghatározható laboratóriumi in situ próbákkal. Az érzékenység jelentős eltérései nyilvánvalóak a különböző szöveteken és szerveken belül, illetve azok között.



20.5. ÁBRA. A dózis, valamint a szöveti reakciók gyakorisága és súlyossága közötti összefüggések (determinisztikus hatások). Felső rész: a gyakoriság várható szigmoid növekedése a változó érzékenységű egyedek populációjában. Alsó rész: várható dózis-súlyosság összefüggések három, eltérő érzékenységű egyén esetében ([20.6]).

Az egyes szervek válaszreakcióinak tanulmányozására az egyik, széles körben alkalmazott megközelítés a funkcionális deficit szintjének, valamint annak meghatározása, hogy a besugárzott egyedek (vagy laboratóriumi vizsgálatokban állatok) hány százalékánál jelentkezik legalább ilyen szintű károsodás különböző sugárdózisok hatására. Ez a megközelítés szigmoid dózis-válasz görbéket eredményez (20.5. ábra). A normál szövetek dózis-válasz összefüggései általában meglehetősen meredekek és jól meghatározottak. Minden sugárzásnak kitett populációban egyéni eltérések mutatkoznak a sugárérzékenységben, amelyet számos tényező befolyásol, beleértve az egyének hormonális állapotát, életkorát és egészségi állapotát.

20.12. SUGÁRPATOLÓGIA (AKUT ÉS KÉSŐI HATÁSOK)

20.12.1. A normál szövetek akut és késői válasza

A normál szövetekben a sugárzás által kiváltott sejthalál általában akkor következik be, amikor a sejtek megkísérelnek osztódni (mitózis). A szövet hajlamos a funkcionális sejtjei elvesztésének normál üteméhez hasonló időskálán reagálni.

A sugárzásnak a normál szövetekre gyakorolt hatásait hagyományosan korai (vagy akut) és késői válaszokra osztották, nagyrészt funkcionális és kórszövettani végpontok alapján. Az akut reakciók a besugárzást követő néhány héten belül klinikai tüneteket mutathatnak, míg késői válasz esetén a klinikai tünetek megjelenése több hónapig vagy évekig is eltarthat.

20.12.2. Az akut és késői hatások patogenezise

Az akut válaszok elsősorban a gyors sejtmegújulású szövetekben jelentkeznek, ahol a szerv működésének fenntartásához sejtosztódás szükséges. Mivel a mitózis során sok sejtnél kifejeződik a sugárkárosodás, a sejtek sugárzás hatására korán elpusztulnak.

Korai reagálású szövetek például a csontvelő, a gyomor-bél traktus és a bőr. Ezekben a szövetekben az akut sugárzási reakciókat a kritikus sejtpopulációk halálával, például a vékonybél bolyhaiban lévő őssejtek, a csontvelő őssejtjei vagy a bőr bazális rétegében található sejtek halálával hozták összefüggésbe.

Számos sejtben és szövetben is kimutattak sugárzás kiváltotta apoptózist, például a tímuszban (csecsemőmirigy), limfoid- (nyirok-) és hematopoietikus (vérképzőszervi) sejtekben, spermatogóniumokban, nyálmirigyekben és bélbolyhokban. A nyirok és csontvelői szövetekben a funkcionális sejtek jelentős része elpusztulhat apoptózis miatt, így ez a halálozási típus fontos szerepet játszik e szövetek besugárzásra adott időbeli válaszában. A vékonybél bolyhaiban az őssejtek egy része apoptózissal, míg más sejtek mitózissal összefüggő sejthalállal pusztulnak el.

Késői válaszreakciók általában olyan szervekben fordulnak elő, amelyek parenchimás sejtjei nem gyakorta (pl. máj vagy vese) vagy ritkán (pl. központi idegrendszer vagy izom) osztódnak normál körülmények között. A parenchimás sejtpopuláció kimerül a sejtek mitózisba jutása miatt, ennek következtében a sugárkárosodás és sejthalál megjelenése hosszú időbe telik.

A késői szöveti válaszok korai reakciókat mutató szövetekben is előfordulnak, mint például a bőr/bőr alatti szövet és a belek, de ezeknek a reakcióknak a természete (bőr alatti fibrózis, bélszűkület) meglehetősen eltér az ezekben a szövetekben jelentkező korai reakcióktól. Az egyik gyakori késői reakció a szöveti fibrózis és érkárosodás lassú kialakulása, amely számos szövetben előfordul, és gyakran megfigyelhető rákos betegeknél néhány évvel a sugárkezelés után.

20.12.3. Sugárzás okozta bőrreakciók

A bőr egy viszonylag vékony felhámból és az alatta lévő irhából (dermis) áll. A felhám gyorsan, azaz 15-30 napon belül megújul a keratinocitáknak a bazális rétegből való terminális differenciálódása révén. Az irha (dermis) sokkal vastagabb, erősen vaszkularizált, kötőszövetet, valamint olyan kiegészítő struktúrákat tartalmaz, mint például szőrtüszők, verejtékmirigyek, faggyúmirigyek, idegvégződések stb.

A sugárzás bőrön kiváltott hatásának több típusát is leírták (20.3. táblázat). A leégéshez hasonló, korai átmeneti erythema (bőrpír) néhány órával a besugárzás után jelentkezik, és 24 órán belül tetőzik. A korai erythema feltehetően a hízósejtek általi 5-hidroxitriptamin felszabadulásával függ össze, ami növeli az érfal-permeabilitást. Hasonló mechanizmusok vezethetnek a beleket ért besugárzást követően megfigyelt korai hányingerhez és hányáshoz.

A második és súlyosabb erythema 8-10 napos latencia után alakul ki. Élénkvörös színű, a sugárzási mezőre korlátozódik, hőérzettel és viszketéssel jár. Az erythema második hulláma főként a bőr gyulladásos reakciójának köszönhető.

A további akut bőrreakciók (nedves hámlás és fekélyesedés) a bazális sejtek pusztulásától és proliferációjának relatív arányától függenek, e folyamatok gyorsabban játszódnak le rágcsálók bőrében (7-10 nap), mint emberi bőrben (2-4 hét). A reakciók mértéke és a felépülési idő hossza az elszenvedett dózistól és a besugárzott bőr térfogatától (felületétől) függ, mivel a korai felépülés a szövet regenerációjához szükséges, túlélő bazális sejtek számától függ.

20.3. TÁBLÁZAT. SUGÁRHATÁS A BŐRÖN, EGYSZERI EXPOZÍCIÓ UTÁN [20.7]

Hatás	Akut expozíciós küszöbérték (Gy)	Megjelenés	Csúcs
Ideiglenes epiláció	3	~3 hét	
Tartós epiláció	7	~3 hét	
Korai átmenet	2	~órák	~24 óra
Erythema:			
Fő erythema	6	~10 nap	~2 hét
Száraz hámlás	10	~4 hét	~5 hét
Nedves hámlás	15	~4 hét	~5 hét
Másodlagos fekélyesedés	20	>6 hét	
Késői erythema	15	~6–10 hét	
Dermális nekrózis	18	>10 hét	
Telangiektázia	12	>52 hét	

Az emberi bőrben átmeneti erythema 2 Gy-t meghaladó egyszeri dózisok után, erythema körülbelül 7 Gy-nél nagyobb dózisok esetén, míg nedves hámlás (20.6. ábra) és fekélyesedés egyszeri 15-20 Gy-es dózisok után lép fel (20.3. táblázat). Miután a hámlás eléri a csúcsát, a felhám felépülése és regenerációja a bazális réteg szigetszerűen túlélő sejtjeiből indul meg.



20.6. ÁBRA. Jól körülhatárolt bőrpír a jobb könyök felett, 3 héttel a szívkatéteres RF-abláció után [20.8].

20.12.4. Sugárzás okozta katarakta kialakulása

A szemlencse átlátszó lencserostokat és kisszámú osztódó sejtet tartalmaz, amelyek a lencsekapszulán belül a hám egyenlítő előtti régiójára korlátozódnak. Az élet során ezeknek a mitotikus sejteknek az utódai lencserostokká differenciálódnak, és felszaporodnak az egyenlítőnél.

Évek óta ismert, hogy a szemlencse nagyon érzékeny a sugárzásra. A sugárzás akár teljes vaksághoz is vezethet. Ha az osztódó hám sérül a sugárzás hatására, a lencse átlátszatlansága (foltok vagy felhősség) alakul ki (hályog), mivel nincs mechanizmus a sérült sejtek és a kóros rostok eltávolítására.

A mérsékelt dózisú sugárzás szürkehályogot vagy lencsehomályt okozhat egyéneknél, és az előfordulás 100%-ra nő az egyszeri 2 Gy vagy nagyobb dózisnál. A szürkehályog gyakorisága a krónikus és akut expozíció függvényében változik, és a krónikus dózisok ritkábban okoznak szürkehályogot, mint az akut dózisok. Az expozíció és a lencse homályosságának (hályog) megjelenése közötti időtartam körülbelül 6 hónap és 30 év között változhat. A sugárdózis nagymértékben befolyásolja a latenciaidőszakot. Általánosságban elmondható, hogy minél nagyobb a dózis, annál rövidebb a látens időszak.

20.13. SUGÁRGENETIKA: A SUGÁRZÁS HATÁSA A TERMÉKENYSÉGRE

20.13.1. Célsejtek a terméketlenséghez

Az ember szaporítószerveiben (ivarmirigyek), melyek a herék (férfiaknál) és a petefészkek (nőknél), fejlődnek az ivarsejtek (ondósejtek a férfiaknál, illetve petesejtek a nőknél). Az ivarmirigyek sugárexpozíciója a dózistól függően átmeneti vagy tartós sterilitáshoz vagy örökletes hatások kialakulásához vezethet az egyedek utódaiban.

20.13.1.1. Besugárzás hatása a spermatogenezisre

Spermatogenezisnek nevezik azt a pubertáskorban kezdődő folyamatot, amely során a hím ősondósejtek (spermiogoniumok) érett ondósejtekké fejlődnek. A kezdeti fejlődés a spermiogoniumokkal indul, amelyek először szaporodnak és spermatogoniumokká (A és B típusok), majd (elsődleges és másodlagos) spermatocitákká differenciálódnak. A spermatociták meiózison mennek keresztül, és haploid spermatidákká válnak. További sejtosztódás nélkül a spermatidák spermiumokká, vagyis ondósejtekké differenciálódnak. Emberben a teljes folyamat körülbelül 74 napot vesz igénybe.

A sugárzás elsődleges hatása a férfiak reproduktív rendszerére a spermiogoniumok károsodása és csökkenése, ami végül az érett ondósejtek elfogyásához vezet a herékben. A csírasejtek adott dózisú sugárzásra való

érzékenysége nagymértékben függ attól a stádiumtól, amelyben a besugárzás időpontjában vannak. A spermatogenezis helyreállítása az őssejt-állományból történik, ha az expozíció a sterilizációs dózis alatt van. A dózistól függően a spermiumok besugárzás előtti szintjére való helyreállítás 2-3 hónaptól több évig is eltarthat.

20.13.1.2. Besugárzás hatása az oogenezisre

Azt a folyamatot, amelynek során az elsődleges petesejtek érett petesejtekké (ovummá) fejlődnek, oogenezisnek nevezik, és a pubertáskorban kezdődik, majd a menopauzával ér véget. Ellentétben a spermatogenezissel, ahol folyamatosan új ondósejtek keletkeznek, a női ivarrendszer csak korlátozott számú petesejtet tud termelni, mivel a magzati állapot után az oociták már nem osztódnak. Születéskor meghatározott számú oocita van jelen, és számuk az életkorral folyamatosan csökken.

A primer oocitákból az érett petesejtekké (ovummá) történő fejlődés során a fejlődő oociták nagyon érzékenyek a sugárzásra, míg az elsődleges oociták és az érett ovumuk kevésbé. Az elsődleges oocitából az érett petesejtekké történő érés több hónapig tart. Minden hónapban egy érett ovum (alkalmanként kettő vagy három) szabadul fel a menstruációs ciklus alatt. Az egyik vagy mindkét petefészek besugárzása esetén javasolt legalább 6 hónappal késleltetni a kívánt terhességet, mert ebben az időszakban a fejlődő és sugárérzékenyebb oociták ovulációja történik.

20.13.2. Az átmeneti és végleges sterilitást előidéző dózisok

Férfiaknál már 1 Gy dózis a spermiumok számának átmeneti csökkenéséhez vezet, míg 1,5 Gy átmeneti sterilitáshoz, 2 Gy dózis pedig több évig tartó átmeneti sterilitást eredményez. A közepes (5–6 Gy) tartományba eső akut sugárdózissal tartós sterilitás érhető el. Nőknél a 0,65–1,5 Gy sugárdózis csökkenti a termékenységet. A 6 Gy-nél nagyobb dózis sterilitást eredményez. A „sterilizáló” dózis alacsonyabb az idősebb nőknél, akiknél kevesebb elsődleges oocita van jelen.

20.13.3. Genetikai hatások

Kis dózisok mellett a sugárzás károsíthatja az ivarmirigyek csírasejtjeit, ami nem vezet sejthalálhoz, de DNS-károsodáshoz, és így génmutációhoz vezethet a sejtekben. Ezek a mutációk az utódokban megnövekedett számú örökletes betegség megjelenéséhez vezethetnek.

Az örökletes betegségeket három fő kategóriába sorolják: mendeli (egy gén mutációja), kromoszómális és multifaktoriális. Bár állatkísérletek egyértelműen kimutatták a sugárzás örökletes hatásait, a sugárzásnak kitett emberi populációkban nem figyeltek meg örökletes hatást. Például nem találtak szignifikáns növekedést az öröklődő betegségek számában egy 70.000 gyermeket tanulmányozó vizsgálatban,

amelyben a Japánra ledobott atombombákat túlélő szülők ivarmirigyeit egyetemlegesen, átlagosan 0,15 Gy dózisú besugárzás érte.

Egerekből származó adatok alapján a megkettőző dózis (a spontán mutációk gyakoriságának duplázásához szükséges dózis) kis dózisteljesítményű expozíciók esetén 1 Gy-re tehető. Nincs alapos okunk azt feltételezni, hogy emberben a megkettőző dózis jelentősen eltérne az egerekétől. A mutációk megkettőző dózisa azonban nem ad hasznos információt az öröklődő betegségek kockázatáról. Ezért az egerek megkettőző dózisát az emberi populáció genetikájából származó információkkal kombinálják, hogy megbecsüljék az örökletes betegségek kockázatát a besugárzott egyedek utódaiban.

A védelem céljából az ICRP az örökletes betegségre vonatkozóan a lakosság körében 0,2%-os sievert-enkénti, a sugárveszélyes munkakört betöltő dolgozók számára 0,1%-os sievert-enkénti kockázati tényezőt javasol. A munkavállalóknál alacsonyabb a kockázati tényező, mint a teljes népességnél, ez a két csoport korösszetételének különbségéből adódik.

20.14. MAGZATI BESUGÁRZÁS

20.14.1. Magzati besugárzás: Hatás a gesztációs kor függvényében

A sugárzás által kiváltott halálozás és az embrióra, magzatra jellemző, súlyos rendellenességek két tényezőtől függenek: a sugárdózistól és az expozíció időpontjában fennálló fejlettségi állapottól.

A fogantatás és a születés között a magzat három alapvető fejlődési szakaszon megy keresztül: (i) beágyazódás (1-10. nap), (ii) organogenezis (11-42. nap) és (iii) növekedési szakasz (43. naptól születésig). A sugárzás magzatra gyakorolt fő hatásai a magzati vagy újszülöttkori halálozás, fejlődési rendellenességek, növekedés-visszamaradás, veleszületett rendellenességek és daganat indukálása. A beágyazódás előtti stádiumban lévő zigóta nagyon sugárérzékeny, és a sugárkárosodás elkerülhetetlenül a fogantatás megszakadásához és korai spontán vetéléshez vezet. Azok az embriók azonban, amelyek túlélik ezt a szakaszt, normálisan fejlődnek.

A korai magzatban az organogenezis időszakában a sugárterhelés olyan rendellenességek kialakulásához vezet, amelyek leginkább a központi idegrendszerrel (agyi rendellenességek és/vagy szellemi visszamaradottság), a csontszerkezettel és a szervrendszerekkel kapcsolatosak. A legtöbb esetben azonban a magzat károsodása túlságosan súlyos a túléléshez, ami végül neonatális (újszülött) halálához vezet. Ebben az időszakban a fejlődő agy nagyon érzékeny a sugárzásra. A magzati időszakban (6. hét után) bekövetkező besugárzás a súlyos szervi fejlődési rendellenességek és a szellemi visszamaradás sokkal ritkább előfordulását eredményezi.

20.14.2. Mit tegyünk, ha a magzatot sugárzás érte

A sugárzásnak a fejlődő embrióra gyakorolt hatásáról szisztematikus vizsgálatokat végeztek laboratóriumi állatokon, legtöbbször egereken és patkányokon. A kísérleti vizsgálatok során 100 mGy alatti dózisok esetén nem találtak károsodást az állatok méhen belüli fejlődésében. Ezenkívül, a hirosimai gyerekeken végzett vizsgálatokban bizonyítékokat találtak arra, hogy a küszöbdózis meghaladja a 100 mGy-t. Nagy dózisok esetén a súlyos mentális visszamaradottság kockázata hirtelen nő, 1 Gy-nél már 40%-ra. A terhesség későbbi szakaszaiban a küszöbdózis magasabb lehet.

A 100 mGy valószínűsíthető küszöbérték megállapítása befolyásolja a terhes nőknek a radiológiai diagnosztikai eljárások után adandó tanácsokat. Különösen a hasi CT vizsgálatok után a méhet ért sugárdózis gondos elemzését, valamint orvosi anamnézist el kell végezni.

Az ICRP [20.9] szerint a sugárzás kockázatai miatt nem indokolt a terhesség megszakítása 100 mGy alatti magzati dózisnál. 100 és 500 mGy közötti magzati dózisok esetén a döntést az egyéni körülmények alapján kell meghozni. A terhességmegszakítás kérdését kétségtelenül eltérően kezelik szerte a világon. Bonyolítja az egyéni etikai, erkölcsi és vallási meggyőződés, valamint esetleg a helyi vagy nemzeti szintű törvények vagy rendeletek. Ez a bonyolult kérdés sokkal többet foglal magába, mint sugárvédelmi megfontolásokat, és tanácsadást igényel a beteg és partnere számára. 500 mGy-t meghaladó magzati dózisok esetén jelentős magzati károsodás léphet fel, melynek mértéke és típusa a dózistól és a terhesség stádiumától függ. Mindazonáltal szem előtt kell tartani, hogy a sugárzásnak *nem* kitett várandós nők populációjában mindig fennáll a következők kockázata: (i) spontán vetélés (>15%), (ii) méhen belüli növekedés-visszamaradás (~4%), (iii) genetikai rendellenességek (4–10%) és (iv) súlyos rendellenességek (2–4%).

Ami a sugárzás okozta rákkockázatot illeti, az ICRP [20.6] úgy ítéli meg, hogy a méhen belüli expozíciót követő élethosszig tartó rákkockázat hasonló lesz a korai gyermekkori besugárzást követő rákkockázathoz, azaz legfeljebb körülbelül háromszorosa a lakosság egésze rákkockázatának (>15% sievert-enként). Eddig nem találtak összefüggést a gesztációs kor és a rákkockázat között.

HIVATKOZÁSOK

[20.1] UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, Report 2008, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2010).

[20.2] TRAVIS, E.L., Primer of Medicine Radiology, 2nd edn, Elsevier Health Sciences Division, Philadelphia, PA (1989).

[20.3] HALL, E., GIACCIA, A.J., Radiobiology for the Radiologist, 6th edn, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA (2006).

[20.4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1990).

[20.5] NATIONAL RESEARCH COUNCIL, BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, The National Academies Press, Washington, DC (2006).

[20.6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the ICRP, Publication 103, Elsevier (2008).

[20.7] WAGNER, L.K., EIFEL, P.J., GEISE, R.A., Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures, J. Vasc. Interv. Radiol. 5 1 (1994) 71– 84.

[20.8] KOENIG, T.R., WOLFF, D., METTLER, F.A., WAGNER, L.K., Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: Part 1, Characteristics of radiation injury, Am. J. Roentgenol. 177 1 (2001) 3–11.

[20.9] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Pregnancy and Medical Radiation, Publication 84, Elsevier (2000).

[20.10] KUMAR S. A., SHAW P., KALONIA A., YASHAVARDDHAN M. H., CHAUDHARY P., VIBHUTI A., et al. Recent Perspectives in Radiation-Mediated DNA Damage and Repair: Role of NHEJ and Alternative Pathways [Internet]. DNA - Damages and Repair Mechanisms. IntechOpen; 2021. Available from: http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.96374
Licence terms: https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/
Reproduction of figure 1 (translated annotations).

IRODALOMJEGYZÉK

BARRETT, H.H., MYERS, K.J., Foundations of Image Science, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2004).

BALTER, S., HOPEWELL, J.W., MILLER, D.L., WAGNER, L.K., ZELEFSKY, M.J., Fluoroscopically guided interventional procedures: A review of radiation effects on patients' skin and hair, Radiology 254 2 (2010) 326–341.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna (2005).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Biology: A Handbook for Teachers and Students, Training Course Series No. 42, IAEA, Vienna (2010).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiobiology Modules in Applied Sciences of Oncology — Distance Learning Course in Radiation Oncology for Cancer Treatment, https://www.iaea.org/newscenter/news/distance-learning-course-radiation-oncology-cancer-treatment (hozzáférés: 2023. aug. 9.).

JOINER, M.C., VAN DER KOGEL, A.J. (Eds), Basic Clinical Radiobiology, 4th edn, Hodder Arnold, London, (2009).

NATIONAL RESEARCH COUNCIL OF THE NATIONAL ACADEMIES, Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII phase 2, Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, The National Academies Press, Washington, DC (2006),
http://www.nap.edu/openbook.php?isbn=030909156X (hozzáférés: 2023. aug. 9.).

STECKER, M.S., et al., Guidelines for patient radiation dose management, J. Vasc. Interv. Radiol. 20 7 Suppl. (2009) S263–S273.

TANNOCK, I. F., HILL, R. P., BRISTOW, R. G., HARRINGTON, L. (Eds), The Basic Science of Oncology, 4th edn, McGraw Hill, Philadelphia, PA (2005) Ch. 14 and 15.

21. fejezet

DOZIMETRIAI MÉRÉSTECHNIKA

J. C. HOURDAKIS
Greek Atomic Energy Commission,
Athén, Görögország

Fordította: Hegyesi Szilvia

R. NOWOTNY
Medical University Vienna,
Bécs, Ausztria

Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

21.1. BEVEZETÉS

Az elnyelt dózis (vagy levegőkerma) méréssel való meghatározása különböző okokból nélkülözhetetlen a diagnosztikai radiológiában. A sugárzási mezők eltérő geometriájúak, lehetnek egyszerű, rés- vagy akár pontvetületek, és ezek lehetnek álló vagy mozgó mezők, beleértve a forgó mozgásút is. Az e mezőknél alkalmazott alacsony fotonenergia miatt fontos, hogy a dozimétereknek kielégítő energiaválasszal rendelkezzenek ebben a tartományban. A dozimétereknek a mérési pontosságára vonatkozó általános követelmények kevésbé szigorúak, mint a sugárterápiában; ugyanakkor a dózis- és a dózisteljesítmény-mérés széles tartományt fog át.

A páciensdozimetria (lásd 22. fejezet) a diagnosztikai radiológiára szakosodott orvosi fizikus elsődleges feladata és felelőssége, melyet jogszabály ír elő számos országban. A dozimetriai adatokra szükség van a vizsgálatok szempontjából is a képminőség és a dózisterhelés optimálása érdekében. A sugárzás mérése kritikus fontosságú a foglalkozási és lakossági sugárterhelés ellenőrzése szempontjából is (lásd 24. fejezet). A dozimetriai mérések alapvető fontosságúak az átvételi vizsgálatok és a minőségellenőrzés során (lásd 19. fejezet).

Többféle dozimetriai eszköz használható, feltéve, hogy azok megfelelő energiaválasszal rendelkeznek, de jellemzően néhány köbcentiméteres térfogatú ionizációs kamrákat, vagy kifejezetten az ilyen mérésekhez fejlesztett szilárdtest-detektorokat használnak. Ha a dozimétereket páciensvizsgálat közben alkalmazzák, azok nem befolyásolhatják a páciens vizsgálatát. Ezeket a készülékeket felezőréteg-vastagság (HVL) meghatározására is használják. Különleges kialakítású ionizációs kamrák léteznek a komputer tomográfia (CT), a mammográfia és az intervenciós radiológia dozimetriájához.

21.2. SUGÁRZÁSMÉRŐK ÉS DOZIMÉTEREK

21.2.1. A sugárzásmérők általános jellemzői

A dozimétert vagy dózismérő az ionizáló sugárzás mérésére alkalmas műszer. Általában egy mérőegységből, melyet elektrométernek neveznek, illetve egy vagy több detektoregységből épülnek fel. A detektoregységek lehetnek a mérőegységbe integrálva, illetve azon kívül is elhelyezkedhetnek. A diagnosztikai radiológia dozimetriai műszerei aktív vagy passzív dozimeterekként osztályozhatók. Az aktív dózismérők a dózisértékeket közvetlenül megjelenítik, ionizációs kamrákat vagy félvezető detektorokat[1] (más néven szilárdtest-detektorokat) tartalmaznak, melyek az elsődleges nyaláb paraméterei, a levegőkerma (K_i), a levegőkerma-teljesítmény ($\dot{K}_i$), a levegőkerma-hossz szorzat (P_{KL}) és a levegőkerma-terület szorzat (P_{KA}) mérésére alkalmasak.

Szórt sugárzással járó mérések, mint pl. a páciens kilépődózisának mérése és a CT fantommérések, szintén ionizációs kamrákkal végezhetők el; azonban félvezető detektorok ilyen célú használatakor körültekintően kell eljárni. A passzív dózismérők nem képesek a dózisértékek közvetlen megjelenítésére, de az expozíció során a dózis-jelzést rögzítik, amelyet később kell kinyerni a műszerből és dózissá (vagy levegőkermává) alakítani egy kiolvasó eszközzel. Ezek közé tartoznak olyan szilárdtest-detektorok, mint a termolumineszcens dozimeterek (TLD-k), az optikailag stimulált lumineszcens (OSL) dozimeterek és a filmdozimeterek (beleértve az önhívó filmet is), mely a páciens bőrére vagy nyílásokba helyezhető és a bőr- vagy a szervdózisok mérésére alkalmas. Hasonló mérések fantomokban is elvégezhetők.

A röntgencsőfeszültség és az expozíciós idő mérésére olyan műszerekre van szükség, amelyek a röntgenberendezések elektromos áramköreibe való közvetlen bekötés nélkül is használhatók. Ezeket a nem-invazív műszereket gyakran nevezik kV-mérőknek és időmérőknek. Többféle műszer áll rendelkezésre a foglalkozási és a lakossági sugárterhelés mértékének meghatározására, beleértve az ionizációs kamrákat közvetlen mérésekhez, valamint a TLD-k, az OSL-ek és a filmek közvetett mérésére, akár személyi, akár területi (környezeti) dozimeterként (lásd 24. fejezet).

21.2.2. A diagnosztikai radiológia dozimétereinek jellemzői

Kereskedelmi forgalomban számos fajta diagnosztikai radiológiai dozimeter áll rendelkezésre a levegőkerma (és származékai) mérésére. Ezek vagy ionizációs kamrákkal, vagy félvezető detektorokkal bírnak. Bár az ionizációs kamra sok éven át a diagnosztikai radiológia dozimetriájának sztenderd műszere volt, a félvezető detektorok a közelmúltban széles körben elterjedtek a minőségellenőrzés területén, elsősorban kis méretük, robusztusságuk és kényelmes használhatóságuk miatt.

[1] A detektoroknak meg kell felelniük az IEC 61674 szabványnak [21.1]

A mérőegység elemzi és feldolgozza a detektor elektromos jeleit, majd megjeleníti a mért sugárzási mennyiség értékét (K_{i}, $\dot{K}_{\mathrm{i}}$, P_{KL}, P_{KA}) és annak mértékegységét, azaz Gy, Gy/s, Gy•m vagy Gy•m^2, az SI prefixumokkal, pl. m, µ vagy n. Az ionizációs kamra használatakor az elektrométer biztosítja a megfelelő polarizációs feszültséget.

A legtöbb, kereskedelmi forgalomban lévő dozimétert használható egyaránt a röntgenfelvételezéshez és az átvilágításhoz, és mérik adott idő alatt az összes levegőkerma értékét (integráló mód), vagy a levegőkerma-teljesítményt. Néhány dózismérő automatikusan elvégzi a leolvasott értékek átváltását vagy korrekcióját, így megjelenítve az aktuálisan mért levegőkerma értékét. A legtöbb esetben a kalibrációs értéket a műszer szoftverében rögzítik, mely a mért töltést (áramot) alakítja levegőkerma értékké, sugárminőségtől függően. Egyes dózismérők a környezet hőmérsékletének, illetve nyomásának mérésére alkalmas érzékelőket is tartalmaznak, lehetővé téve a mérések automatikus légsűrűség-korrekcióját.

A levegőkerma, K (vagy bármely más kapcsolódó dozimetriai mennyiség) meghatározható:

$$K = M_Q k_{\mathrm{TP}} N_{K,Q_0} k_Q \prod k_j \qquad (21.1)$$

ahol a dozimeterről leolvasott M_Q töltés értékét korrigáljuk a levegő hőmérsékletével és nyomásával, k_{TP}-vel, levegőkerma értékké alakítjuk az adott N_{K,Q_0} megfelelő, szabványos sugárminőségre vonatkozatott kalibrációs faktorral, illetve korrigáljuk az adott röntgenspektrum k_Q faktorával. Más befolyásoló tényezők további korrekciós faktorai is figyelembe vehetők a k_j együtthatókkal való szorzatokkal, például ion-rekombináció, a polarizációs feszültség, a nyaláb-beesési szög vagy a páratartalom korrekciós faktorai (lásd 21.6 szakasz).

Mivel a dozimétereket különböző típusú röntgenberendezésekhez különböző besugárzási körülmények között használják, fontos a megfelelő műszer kiválasztása annak érdekében, hogy a sugárzásmérés kellően pontos legyen. Alkalmazástól függetlenül, a dozimétereknek számos kívánatos tulajdonsággal kell bírniuk, melyeket az alábbiakban ismertetünk.

21.2.2.1. Érzékenység

Az érzékenység a levegőkerma azon minimális mértéket jelenti, amely kimenő jelet gerjeszt (a detektor által érzékelt töltés vagy áram, amit a mérőegység begyűjt). Minél jobb a dozimeter érzékenysége, annál nagyobb a töltés (vagy áram), amelyet azonos nagyságú levegőkerma (-teljesítmény) kelt, azaz annál jobb a levegőkerma (-teljesítmény) felbontása és érzékelhetősége. A nagyobb aktív (effektív) térfogattal rendelkező detektorok érzékenyebbek, mint a kisebb térfogatúak. Emiatt a nagy ionizációs kamrákat előnyben részesítik kis levegőkerma-teljesítmény méréséhez,

például az átvilágítás vagy a szórt sugárzás detektálása során. Röntgenfelvételezésnél, ahol nagyobb levegőkerma-teljesítmények fordulnak elő, kisebb aktív térfogattal rendelkező kamrák is alkalmazhatók, ezzel javítható a mérések térbeli felbontása.

Általában a félvezető detektorok érzékenysége nagyságrendekkel meghaladhatja az ionizációs kamrákét. Többek között ez a tulajdonság teszi előnyössé használatukat a legkülönfélébb felhasználásoknál. Sajátos energiafüggésük azonban problémássá teszi használatukat a kalibrálatlan nyalábok és a szórt sugárzás mérésekor.

21.2.2.2. Linearitás

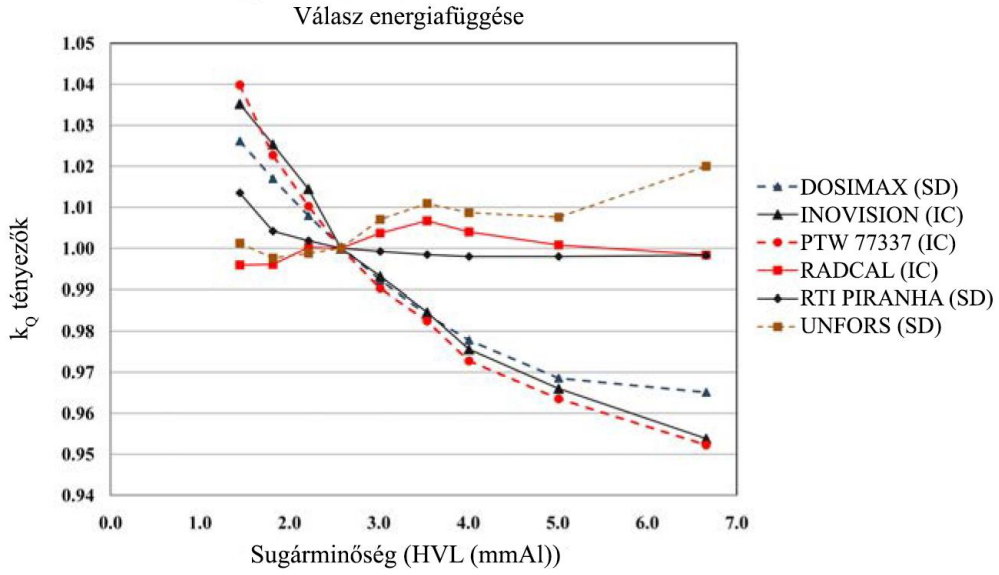
A dózismérő által mért *M* értéknek egyenesen arányosnak kell lennie a levegőkerma (-teljesítmény) értékével. Minden dozimétert rendelkezik olyan levegőkerma (-teljesítmény) tartománnyal, amiben lineáris a válasza. A lineáris tartomány és a nem-lineáris viselkedés a dozimétertípusától és fizikai jellemzőitől függ. Más jellemzők mellett a mérőegység méréshatára és felbontása, az érzékenysége és a szivárgó-, valamint sötétárama korlátozza a dozimétert névleges mérési tartománya alsó határát, míg a telítődés (méréshatár túllépése) hatása szabja meg a felső méréshatárt. A dozimétereket lineáris (névleges) levegőkerma (-teljesítmény) tartományát a gyártónak kell közölnie; e tartományban a felhasználóknak szükséges meggyőződniük a dozimétert linearitásáról.

Az IEC 61674 szabvány [21.1] szerint a dózismérő nem-linearitását az $(R_{\max} - R_{\min})/(R_{\max} + R_{\min})$ arány fejezi ki, amelynek kisebbnek kell lennie, mint 0,02, a teljes névleges levegőkerma (-teljesítmény) tartományban. Az $R_{\max}$ és $R_{\min}$ értékek a dózismérő maximális és minimális jelzései a névleges levegőkerma (-teljesítmény) tartományban. A válasz a megjelenített (dozimétert által kijelzett) érték és a valódi levegőkerma (-teljesítmény) értékek hányadosa.

21.2.2.3. Energiafüggés

A diagnosztikai dozimétereknél a nyaláb röntgenspektrumát (gyakran nevezik sugár- vagy nyalábminőségnek) a felezőrétegvastagsága határozza meg, és ez az egyik legfontosabb, a detektor válaszát befolyásoló paraméter. A klinikai röntgensugár-minőségek (25–150 kV) tartományában a dózismérő válasza az energia függvényében jelentős különbségeket mutathat. Ez a detektor típusától, illetve fizikai és szerkezeti tulajdonságaitól függ. A különböző sugárminőségekre adott válaszok a k_Q nyalábminőség-korrekciós tényező alkalmazásával vehetőek figyelembe (lásd (21.1) egyenlet). *Q* sugárminőség esetén, k_Q, a *Q* minőségű sugárzásra és a referencia nyalábminőségre vonatkozó kalibrációs faktorok hányadosa (például RQR 5, lásd 21.6. szakasz). Definíció szerint k_Q egységnyi a referencia nyalábminőség mellett. A 21.1. ábrán a k_Q értékek változása látható a felezőréteg-vastagság függvényében, hat,

kereskedelmi forgalomban lévő ionkamrás, illetve félvezető detektor esetén. Általában az egyszerű félvezető detektorok k_Q értéke hangsúlyosabb energiafüggéssel bír, azonban, a modern félvezető detektorok több, szűrővel (jellemzően rézzel) fedett félvezetőelemet tartalmaznak, amelyek biztosítják a sugárminőség hatásának mérsékléséhez szükséges kompenzációt. Az IEC 61674 szabvány [21.1] ± 5%-os felső határt szab az energia-válasz változás mértékére az 50–150 kV-os tartományban, ugyanakkor az IAEA (Nemzetközi Atomenergia Ügynökség) [21.2] ± 2,6%-os, szigorúbb határértéket javasol azokra a dózismérőkre, amelyeket etalon műszerként használnak kalibráló laboratóriumokban.



21.1. ÁBRA. Hat, kereskedelmi forgalomban lévő ionizációs kamrás (IC) vagy félvezető detektoros (SD) dozimáter energia-válasz függése: Dosimax plus (IBA, Schwarzenbruck, Svédország), Inovision Triad 35050A (FLUKE Biomedical Corp., Everett, WA, USA), PTW Unidos 77337-tel (PTW GmbH, Freiburg, Németország), Radcal 2025 20x5-6-tal (Radcal Corporation, Monrovia, CA, USA), RTI Piranha (RTI Electronics AB, Molndal, Svédország) és Unfors Xi (Unfors Instruments AB, Billdal, Svédország). A nyalábminőségek (x-tengely) megfelelnek az IEC 61674 szabványban [21.1] foglalt RQR sorozatnak.

21.2.2.4. Irányfüggés

A dozimáter válaszát befolyásolhatja a detektorra érkező nyaláb beesési szöge. Az irány- vagy szögfüggést elsősorban a detektor felépítése és fizikai méretei határozzák meg, de a beeső nyaláb energiájától is függ. A hengeres vagy gömbalakú ionizációs kamrák esetében elhanyagolható az irányfüggés, míg a plánparalel ionizációs kamrák nagy (névlegestől eltérő) beesési szögeknél számottevő szögfüggést mutathatnak. A legtöbb félvezető detektor hátlapja ólommal védett, ami gyengíti a hátulról érkező sugárzást, míg egyes modellek több félvezető elemet tartalmaznak, amelyeket szűrőkkel látnak el a nyaláb gyengítésére. Ezekben az

esetekben az irányfüggés fontos, és mindig ügyelni kell arra, hogy a sugárzás a szűrőkön keresztül, a megfelelő szögben érkezzen a félvezető elemekre. Az IEC 61674 szabvány [21.1] a névlegeshez képest ±5°-os beesési szögnél a válaszjeltől ±3%-os legnagyobb eltérést enged meg az irányfüggésre.

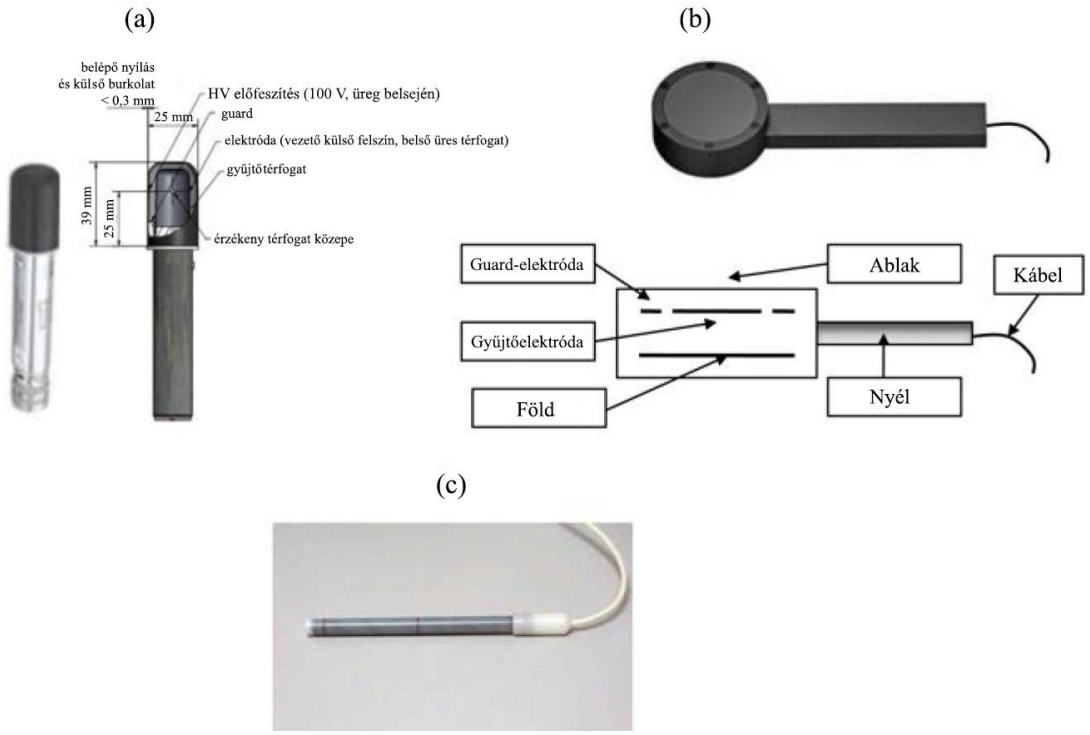
21.2.2.5. Szivárgó áram

Szivárgó áramnak nevezünk minden olyan, a detektor által mért jelet, amit nem sugárzás kelt. Ezt okozhatja elektronikus zaj, áram az ellenállás-kondenzátor áramkörökből, sérült kábelek, hibás kábelcsatlakozás, a villamos vagy környezeti kiegyenlítetlenség vagy páratartalom stb. Az IEC 61674 szabvány [21.1] szerint a szivárgó áram nem haladhatja meg az adott méréshatár legkisebb mérhető levegőkerma-teljesítményének 5%-át. Ha a dozimétert mérési üzemmódban marad azután, hogy a legnagyobb mérhető levegőkermájú expozíció érte, a kijelzett érték nem változhat percenként 1%-nál nagyobb mértékben.

21.3. IONIZÁCIÓS KAMRÁK

Az ionizációs detektor egy levegővel töltött kamra, melyben elektromos tér alakul ki az elektródákra kapcsolt polarizáló feszültség hatására. Az ionizáló sugárzás hatására a kamra gáztöltetében szabad töltéshordozók keletkeznek, melyeket az elektródák gyűjtenek össze. Az elektromos erőtér elegendő arra, hogy a felszabadult töltések szinte mindegyikét az elektródákhoz juttassa (azaz nagyon kevés rekombináció történik), de nem képes a töltés-sokszorozásra és további molekulák ütközési ionizációjára (ellentétben a Geiger-Müller és a proporcionális számlálókkal). Az összegyűjtött ionok száma vagy a gyűjtésük üteme a mért jel, melyet szorozni kell az ionpár keltéséhez szabad levegőben szükséges átlagos energiával, azaz $\bar{W}_{\text{levegő}}$= 33,97eV/ionpár = 33,97 J/C-bal (lásd (3.12) egyenlet, 3.2.2 és 3.2.4 szakasz), hogy megkapjuk a sugárzás által a kamra légtömegének átadott energiát (ε_{tr})). Az ε_{tr} és a kamra légtömegének aránya megfelel a levegőkerma (-teljesítménynek) ((3.3) egyenlet).

A 21.2 ábra egy hagyományos ionizációs kamra belső felépítését mutatja. A plánparalel kamrákban az elektródák nagyságrendileg 1 cm-re helyezkednek el egymástól, és párhuzamosak egymással, illetve a belépőablakkal. A hengeres és a gömbszimmetrikus kamrákban a központi elektród a kamra üregének geometriai középpontjában van, míg fala (külső burka) vezető anyaggal van bevonva, mely gyakran földpotenciálon (földelektróda) van. A falat (föld) és a gyűjtőelektródát jó minőségű szigetelő választja el, a szivárgóáram csökkentése végett. Egy harmadik elektróda, a guard csökkenti a kamra szivárgási áramát azzal, hogy a szivárgóáramot a földelektródára vezeti, megkerülve a gyűjtőelektródát és biztosítja a kamra térfogatában az elektromos tér nagyfokú homogenitását.



21.2. ÁBRA. Sematikus ábra (a) a speciális kamra kialakításról (http://www.radcal.com); (b) plánparalel kamráról (http://www.standardimaging.com, ref. [21.2]); és (c) hengeres, ceruzakamráról [21.2].

A diagnosztikai radiológiában jelenleg használt, nagy teljesítőképességű ionizációs kamrák bonyolultabb kialakításúak lehetnek, megőrizve azt az elsődleges elvet, hogy a gyűjtő- és guard elektródák közötti rés kicsi, hogy megakadályozza az ionok rekombinációját nagy dózisok esetén.

A diagnosztikai radiológiában használatos ionizációs kamráknak szellőzniük kell, azaz a levegő az érzékeny térfogat és a környezet között közlekedhet, így az érzékeny légtérfogat tömege a külső hőmérséklet, nyomás és páratartalom függvénye. A páratartalom, a levegő tömegére gyakorolt hatása elhanyagolható, de a hőmérséklet és a nyomás a kamrában lévő légtömeget jelentősen befolyásolja. Ezért a légsűrűség-korrekciós faktort, azaz a k_{TP}-t mindig alkalmazni kell a dozimeterrel való mérés során. Ez a faktor a $k_{\mathrm{TP}} = (P_0 \cdot T)/(P \cdot T_0)$ összefüggés segítségével számítható; ahol P_0 és T_0 a kamra kalibrációja során fennálló referencia hőmérséklet és nyomás paramétereket jelentik (általában 101,3 kPa (1 atm) és 293,2 K (273.2+20°C) vagy 295,2 K (273,2+22°C)), illetve P és T a levegőkerma mérése során a környezeti nyomás (kPa) és hőmérséklet (K). Az IEC 61674 szabvány [21.1] szerint a zárt kamrák, amelyekben a légtérfogat nem változik, nem alkalmasak diagnosztikai radiológiai dozimetriára; a szükséges falvastagságuk elfogadhatatlan energiafüggést idézhet elő, miközben a kamrák hosszú távú állandósága nem garantált.

21.3.1. Ionizációs kamrák klinikai alkalmazása

21.3.1.1. Kamrák a levegőkerma (dózis) mérésekhez

Az általános diagnosztikus radiológiai alkalmazásoknál (röntgenfelvételezés, átvilágítás és mammográfia) a levegőkerma (dózis) meghatározásához hengeres vagy plánparalel ionizációs kamrákat alkalmazunk. Sokféle gyártó és kamratípus van.

A kereskedelmi forgalomban kapható plánparalel kamrák korong alakúak, néhány centiméteres átmérővel és néhány centiméteres vastagsággal. Az alkalmazott kamrák effektív térfogata (légüreg) 1 cm^3-től több 100 cm^3-ig terjed, így teljesítményük okán széles besugárzásiteljesítmény-tartományban felhasználhatóak. Alakjuk miatt biztonságosan behelyezhetők üregekbe, pl. a röntgenasztalon egy fantom alá, a képerősítővel érintkezve, vagy a filmkazettatartó (Bucky) belsejében stb.

A mammográfiában vékony belépőablakkal rendelkező plánparalel ionizációs kamrákat alkalmaznak, melyek mikrométeres vastagságú (20–50 μm, 3–10 mg/cm^2), kis sűrűségű anyagból (pl. kaptonfilm, akril, mylar) készültek. A plánparalel kamrák legnagyobb hátránya az irányfüggésük. Midig a sugárnyalábra merőlegesen kell elhelyezni a kamrát.

A hengeres kamrák egyenletesen érzékenyek a geometriai középtengelyük körül. A röntgennyalábok méréséhez használt kamrák néhány köbcentiméternyi aktív térfogattal rendelkeznek (3–6 cm^3).

21.3.1.2. Hengeres ceruza-típusú kamrák

A hengeres, ceruza-típusú ionizációs kamrákat (ceruzakamra) számos diagnosztikai radiológiai alkalmazásban használják a P_{KL} levegőkerma-hossz szorzat mérésére. Az elmúlt néhány évtizedben ezeket a kamrákat főként a CT dozimetriánál alkalmazták (lásd 22.4.7. szakasz), de használják őket fogászati alkalmazásoknál is (lásd 22.4.8. szakasz). E kamratípus egy hosszú henger, mely jellemzően 100 mm hosszú aktív térfogattal rendelkezik. Fizikai méreteit tekintve, hossza kb. 15 cm és átmérője kb. 1 cm (21.2(c) ábra). A diagnosztikai radiológiában használt egyéb detektorokkal szemben a kamrát sokszor csak részben sugarazzák be. Elhelyezésekor úgy állítják be, hogy tengelyére merőleges legyen a sugárnyaláb középtengelye. Az aktív térfogat válasza a teljes hossztengely mentén egyenletes kell legyen. Kalibrálásukhoz különleges eljárások és sugárminőségek szükségesek.

21.3.1.3. KAP kamrák

A levegőkerma-terület szorzat (KAP) mérő kamrák nagy felülettel rendelkeznek és mind a sugárzás, mind a látható fény számára átlátszóak. Általában a röntgenberendezés sugárrekeszére rögzítik, a sugárhatároló után (lásd 22.4.4 és 22.4.5 szakasz), úgy, hogy átfogja a teljes sugármezőt. A KAP-kamrák a levegőkerma teljes kamrafelületre vett integrálját mérik és egyenletes választ kell adniuk ott. Elméletileg a P_{KA} érték azonos a központi röntgennyaláb teljes hosszán; azonban a gyakorlatban a szórt sugárzás, az extrafokális sugárzás és más tényezők befolyásolják a méréseket. A kamra elektródáival szemben támasztott fényáteresztés követelménye olyan anyagok használatát igényli, amelyek a diagnosztikai energiatartományban jelentős energiafüggést mutatnak.

A KAP-kamrák a kalibrációjuktól és alkalmazásuktól függően a beeső sugárzást, azaz a kamrára eső sugárzást, vagy az áteresztett sugárzást, azaz a kamrából kilépő sugárzást mérik (ezek tehát csak a kalibrációs faktorukban különböznek). Utóbbi magába foglalja a kamra miatti sugárgyengítést. A KAP-mérők kalibrálásához speciális eljárásokat és sugárminőségeket alkalmaznak.

A KAP-kamrákat általában páciensdozimetria során használják az intervenciós radiológiánál, átvilágításnál és általános röntgenfelvételezésnél, illetve alkalmazásuk terjedni kezdett a panoráma fogászati röntgenfelvételezésnél (lásd 10.2.2.2 szakasz). Ez tükröződik a KAP-nak a diagnosztikai irányadó szintekhez való alkalmazásában. Az extrafokális és a szórt sugárzás miatt, ezeket a helyszínen kell kalibrálni.

21.3.2. Alkalmazási tanácsok ionizációs kamrákhoz

Az alábbiakban felsorolt gyakorlati szempontokat érdemes megfontolni:

- Az alkalmazásnak és a szükséges mérési eljárásnak megfelelő ionizációs kamrákat kell kiválasztani (lásd 21.1. táblázat).
- A mért értéket mindig korrigálni kell a levegő sűrűségére vonatkozó korrekciókkal. Nagy gondot kell fordítani az olyan dózismérőkre, amelyek belső érzékelőket alkalmaznak az automatikus hőmérséklet- vagy nyomáskorrekciókhoz, a mért értékek helyes értelmezése érdekében.
- Általában az ionizációs kamrák a sugárzást minden irányból érzékelik; ezért mérik az összes szórt, extrafokális és szivárgó sugárzást. Beeső levegőkerma (IAK) mérése során a kamrának távol kell kerülnie a vizsgálóasztaltól vagy más tartóeszköztől, a visszaszórt sugárzás elkerülése érdekében; egyéb eszközök jelenléte sem befolyásolhatja a röntgennyalábot.

21.1. TÁBLÁZAT. DIAGNOSZTIKAI RADIOLÓGIAI DOZIMÉTEREK ALAPVETŐ JELLEMZŐI

Alkalmazás	Detektor típusa	Röntgencső-feszültség tartománya (kV)	Levegőkerma, vagy levegőkerma-teljesítmény tartománya	Alaphiba (%)	Energia-válasz eltérése (%)	Kerma-teljesítmény -függés (%)	Irányfüggés (%)
Általános röntgen-felvételezés	Hengeres, gömb, vagy plánparalel IC[a] Szilárdtest detektorok	60–150	10 µGy–1 Gy 10 mGy/s–500 mGy/s[b] 10 mGy/s–5 Gy/s[b]	5	±5	±2	±3@ ±5°
Átvilágítás, intervenciós radiológia[c]	Plánparalel IC[a] Szilárdtest detektorok	50–120	10 µGy/s–10 mGy/s[b, d] 0,1 µGy/s–100 µGy/s[b, d]	5	±5	±2	±3@ ±5°
Átvilágítás, intervenciós radiológia[e]	KAP-mérők	50–150	10^{-1}–10^{6} µGy m^2 10^{-1}–10^{3} µGy m^2/s	10	±8	±5	—
Átvilágítás	Plánparalel IC[a] Szilárdtest detektorok KAP-mérők	50–150	10 µGy/s–10 mGy/s[a, b] 0,1 mGy/s–100 mGy/s[b]	5	±5	±2	±3@ ±5°
Mammográfia	Plánparalel IC[a] Szilárdtest detektorok	22–40	10 µGy–1 Gy 10 µGy/s–10 mGy/s[b]	5	±5	±2	±3@ ±5°
CT	100 mm aktív hosszúságú[f], ceruza IC[a]	100–150	0,1–50 mGy/s	5	±5	±2	±3@ ±180°
Fogászati röntgen-felvételezés	Hengeres, gömb, vagy plánparalel IC[a] Szilárdtest detektorok KAP-mérők,ceruza IC[a]	50–100	10 µGy–100 mGy 1–10 mGy/s	5	±5	±2	±3@ ±5°

[a] IC: ionizációs kamra

[b] Gyengítetlen nyalábra

[c] Levegőkerma-teljesítmény mérésére.

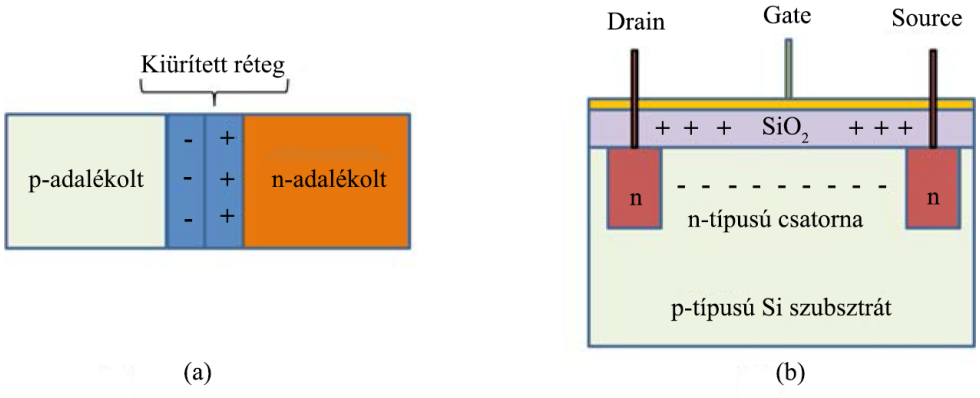
[d] Az új CT technológiák és a CT-dozimetriai módszertan felülvizsgálata tükrében új típusú detektorok jelenhetnek meg, amelyek alkalmasak pulzált sugárzás mérésére is.

[e] Levegőkerma(-teljesítmény)-terület szorzat mérésekhez.

- Az ionizációs kamrát teljesen át kell fognia a sugármezőnek, kivéve a ceruza- és a KAP-kamrák esetében. Jó gyakorlat a mezőméretet a detektor keresztmetszetének legalább kétszeresére állítani, és ha lehet, akkor képalkotás útján ellenőrizni a detektor teljes lefedettségét. Minden kamrát, különösen a plánparalel kamrákat, merőlegesen kell elhelyezni a sugárnyaláb tengelyére.
- Az ionizációs kamrákat több sugárminőségre kell kalibrálni. Ez különösen fontos az erősen energiafüggő kamrák esetén. Legalább az RQR 3 (50 kV), az RQR 5 (70 kV) és az RQR 9 (120 kV) sugárminőségeket kell használni a röntgenfelvételezéshez és átvilágításhoz, valamint az RQR-M1 (25 kV) RQR-M2 (28 kV) és RQR-M4 (35 kV) sugárminőséget mammográfiához. CT kamrák esetén a kalibrálást legalább az RQT 9 (120 kV) értéken el kell végezni (lásd 21.6.2. szakasz).
- A felhasználónak ismernie kell a korlátokat és a névleges határértékeket, a méréseket befolyásoló minden mennyiség esetén. Fontos ellenőrizni, hogy a szivárgó (sötét) áram mennyisége elhanyagolható-e és nem befolyásolja a méréseket.
- Használat előtt a felhasználóknak meg kell bizonyosodniuk arról, hogy a mérőegység telepfeszültsége a gyártó által megadott névleges tartományon belül van.

21.4. FÉLVEZETŐ DETEKTOROK

A félvezető technológián alapuló diagnosztikai radiológiai dozimeterek széles körben terjedtek el. Két típusuk használatos: a szilíciumdiódák és a fém-oxid félvezető tranzisztorok (MOSFET-ek). Kis méretüknek és merevségüknek köszönhetően számos célra kényelmesen használhatók.



21.3. ÁBRA. Keresztmetszeti ábra a) p-n átmenetről és b) MOSFET-ről.

21.4.1. Működési elv

A szilíciumdiódás dozimeter egy p-n átmenetes dióda. A legtöbb esetben p-típusú (és nem n-típusú) diódákat használnak a diagnosztikai radiológiai dozimeterekhez, mivel a sugárzás kevésbé károsítja őket, és sokkal kisebb a sötétáramuk (zajuk). Amikor sugárzás éri a diódát, elektron-lyuk párok keletkeznek a dióda anyagában, ennek hatására a diódában fordított irányú áram keletkezik. Az így keletkező párok száma arányos a beeső sugárzás dózisával. A dióda szerkezetének és a belső eredetű potenciálkülönbségnek köszönhetően nincs szükség előfeszítésre a dióda p- és n-típusú részei között a sugárzás által felszabadított töltések összegyűjtéséhez.

A MOSFET egy miniatűr szilícium tranzisztor. Szerkezete megegyezik egy síkkondenzátoréval, amelynek egyik elektródáját félvezető helyettesíti. A MOSFET dózismérők a beeső sugárzás hatására a MOSFET gate (kapu) SiO_2 régiójában keltett elektron-lyuk párok keletkezésén alapulnak (21.3. ábra). A pozitív töltéshordozók a Si-SiO_2 határfelület irányába mozognak, ahol csapdázódnak, pozitív töltést felhalmozva, ami az n-típusú csatornában az áram változását okozza, és a gate előfeszítésének változásához vezet (a küszöbfeszültség eltolódása). A küszöbfeszültség eltolódása az elnyelt dózis lineáris függvénye. Az integrált dózis mérhető a besugárzás során valós időben, vagy azt követően. A MOSFET-ek gyakran igénylik a besugárzás során az előfeszítés kapcsolását. Ezeket főként páciensdozimetriában használják.

21.4.2. Alkalmazási tanácsok félvezető detektorokhoz

Az alábbiakban felsorolt gyakorlati szempontokat kell figyelembe venni:

- A félvezetők (diódák és MOSFET-ek) válasza általában erősebb energiafüggést mutat, mint az ionizációs kamráké. Bár a modern dozimeterek a jellemzően használatos sugárminőségek esetén kompenzációs módszereket alkalmaznak az energiafüggés korrigálására adott nyalábminőségekre, a meghatározatlan sugárminőségi jellemzők mellett viselkedésük kiszámíthatatlan lehet. A felhasználónak meg kell vizsgálnia a dózismérő energiafüggésének jellemzőit. Erre figyelemmel a felezőréteg-vastagság meghatározását kerülni kell a félvezető detektorokkal.
- A félvezető detektorok szögfüggése összehasonlítható a plánparalel ionizációs kamrákéval. Azonban a félvezető detektorok érzékenyek a röntgensugármezőben való pozicionálásra, főként az anódsarok irányára.
- Egy fantom (vagy páciens) felszínét érő dózis meghatározására használt félvezető detektor esetén a vissza- és oldalirányban szórt sugárzás nem feltétlenül ad számottevő járulékot a dozimeter által mért jelhez, a hátlapi takarólemezek miatt.

- A félvezető detektorok válasza nem függ a külső hőmérséklettől vagy nyomástól. Az egységes dozimetriai formalizmus miatt a (21.1) -es összefüggésben szereplő k_{TP} tényezőt egynek kell tekinteni.
- A félvezetők hasznos élettartama korlátolt, a felhalmozódó sugárkárosodás miatt. Bár a diagnosztikai radiológia dozimetriájakor mért dózisok alacsonyak, jó gyakorlat rendszeres időközönként újrakalibrálni a kamrákat.
- A diagnosztikai radiológia dozimetriájának egyes területein a MOSFET eszközökkel végzett kutatások jelenleg kísérleti szakaszban vannak. Ezek alkalmazása potenciálisan előnyös lehet nagy dózisú beavatkozások során, mint pl. az intervenciós radiológia, ahol a nagy bőrdózist el kell kerülni. Azonban ezek nagy energiafüggést mutatnak, ezért a gyakori kalibrálás elengedhetetlen a mérés megfelelő pontosságának elérése érdekében.

21.5. EGYÉB DOZIMÉTEREK

21.5.1. Filmdoziméterek: Röntgenfilm és önhívó film

21.5.1.1. Röntgenfilm

A röntgenfilmek napjainkban is használatosak doziméterként a személyi monitorozásnál, filmtokokkal (lásd 24.5.3. szakasz). A röntgenfilm felépítését és a denzitometriai alapelveit a 7.3.3. szakasz írja le. A filmdoziméter emulziója közvetlenül nyeli el az ionizáló sugárzást, ami összefüggést mutat az előhívott film optikai denzitásával. A szenzitometriai görbe ugyanakkor nagyon különbözik a film-fóliás rendszerekétől. A filmemulzió messze nem szövetekvivalens, ezért a filmtok energia-válaszát több szűrő hozzáadásával módosítják. Az e dózismérőkkel való ellátás, feldolgozásuk és elemzésük szakosított részlegek és vállalatok feladata, illetve általában nem tartozik az orvosi fizikusok feladatai közé.

21.5.1.2. Önhívó film

Az önhívó filmek (pl. Gafchromic®) színtelen festékszemcséket (diacetilén) tartalmaznak, amelyek a sugárzás okozta polimerizáció miatt az exponálás után elkékülnek. E folyamat ön-előhívó és nem igényel kémiai feldolgozást, de a teljes feldolgozáshoz valamennyi időre van szükség. Az anyagtól függően a denzitás körülbelül 10%-os növekedése jellemző az expozíciót követő 1 és 24 óra között.

A film egy 15–20 μm vastag, aktív festékszemcséket tartalmazó rétegből áll, amely két átlátszó, sárga színezéket tartalmazó poliészterlap közé van beágyazva. A sárga színezék fokozza a vizuális kontrasztot, és csökkenti a kék és az ultraibolya fény expozíciójának hatását. Egyes filmeket átlátszatlan, fehér hátlapra rögzítenek. A film optikai denzitását denzitométerrel vagy filmszkennerrel mérik. Az átlátszatlan hátlapú filmekhez reflexiós denzitométerre van szükség. A kék színű polimer optikai

abszorpciós maximuma 635 nm körül van. Ennek megfelelően vörös fényforrással rendelkező denzitométert kell használni.

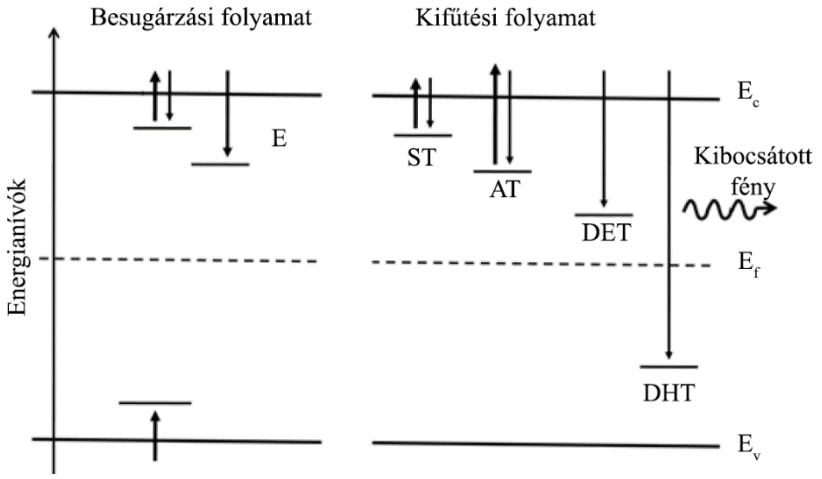
A film összetétele közel szövetekvivalens. A fehér hátlapú filmek báriumvegyületeket tartalmaznak a sugárelnyelés és a sugárérzékenység növelése érdekében. Az önhívó filmek több típusa a diagnosztikai radiológiai alkalmazásokra optimalizált. Energia-válaszuk és egyéb tulajdonságaik eltérőek lehetnek, ezért a specifikációikat a szállítótól vagy a szakirodalomból lehet megismerni. Az érzékenység a film típusától függően ~1 mGy és ~50 Gy között változik. A szenzitometriai válaszuk nem-lineáris, ezért megfelelő kalibrációs görbéket kell alkalmazni. A film kalibrálásához és a dózismérésekhez feltétlenül ugyanazt az eljárást és denzitométert kell használni. Az önhívó filmek kezelése egyszerű. Nincs szükség sötétkamrára, és a környezeti feltételekre sem kell különösebb gondot fordítani, kivéve az intenzív fényforrásokra, illetve a nagy páratartalomra. A film nagy méretben (legfeljebb 35 cm × 43 cm) kapható, és igény szerint hajlítható és méretre vágható.

Az önhívó filmek a diagnosztikai radiológia relatív dozimetriájára alkalmazhatók. A páciens bőrdózisának mérése és feltérképezése az intervenciós eljárások során az egyik ilyen alkalmazásuk (lásd 8. fejezet).

21.5.2. Termolumineszcens dozimetria

Jelenleg számos és egyre növekvő számú szilárdtest anyagnál mutatták ki a termolumineszcencia (TL) jelenségét, amit dozimetriai céllal használható ki. E folyamat két szakaszból áll: az első szakaszban az egyensúlyi TLD anyag besugárzás hatására metastabil állapotba kerül, a második szakaszban pedig energiaközléssel (hő révén) a metastabil állapot legerjeszthető egyensúlyi állapotba. A 21.4. ábra e két szakaszt szemlélteti a szilárdtest anyag félvezető modelljével szemléltetve. Ebben a modellben az elektronenergiák nem lokalizáltak, és a vegyértéksáv és vezetési sáv közötti keskeny (tiltott) sávban sávközi nívók vagy csapdák töltik ki, amelyeket az anyagon belüli hibák hoznak létre.[2] A besugárzás olyan szabad elektronokat hoz létre, amelyeknek energiája elégséges, hogy a tiltott sávon átjussanak a vezetési sávba, azonban az elektronok egy része csapdába eshet a tiltott sáv egy csapdanívójában. Később energiát közölve az anyaggal, a csapdázott, elégséges energiára szert tevő elektronok kiszabadulhatnak a csapdahelyről a vezetési sávba, vagy akár visszatérhetnek a vegyértéksávba, hogy rekombinálódjanak egy csapdázott lyukkal, melyet TL kibocsátás kísér (a fluoreszcens anyagokat a 7. fejezet tárgyalja).

[2] A csapdahelyek leggyakrabban adalékanyagok hozzáadásával jönnek létre. Például a TLD100 LiF-ból készül, amelyhez Mg és Ti adalékanyagokat adnak.

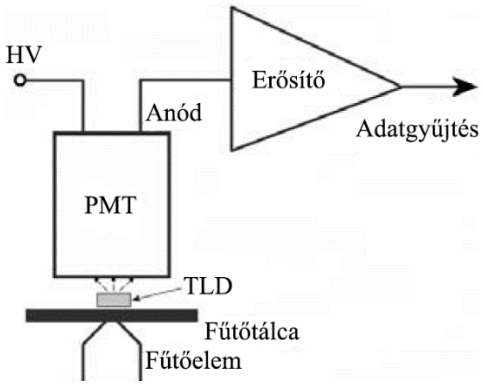


21.4. ÁBRA. Elektronok energiaszintjei egy TLD anyagában, balra a szabad elektron és lyuk keletkezésének folyamata, melyet a nem radiatív (sugárzással nem járó) töltéscsapdázás követ. A jobb oldalon a hővel gerjesztett elektronok felszabadítása látható az E_c - E energiaszintről. Az így legerjesztett elektron ismét csapdázódhat vagy rekombinálódhat egy csapdázott lyukkal. Ha ez a folyamat radiatív, akkor TL emisszió következik be. E_c és E_v a vezetési sáv és a valenciasáv energiái, E_f a Fermi-szint, ST és AT a sekély- és az aktív-csapdák, míg DET és DHT a mély elektron-, illetve a mély lyuk-csapdák.

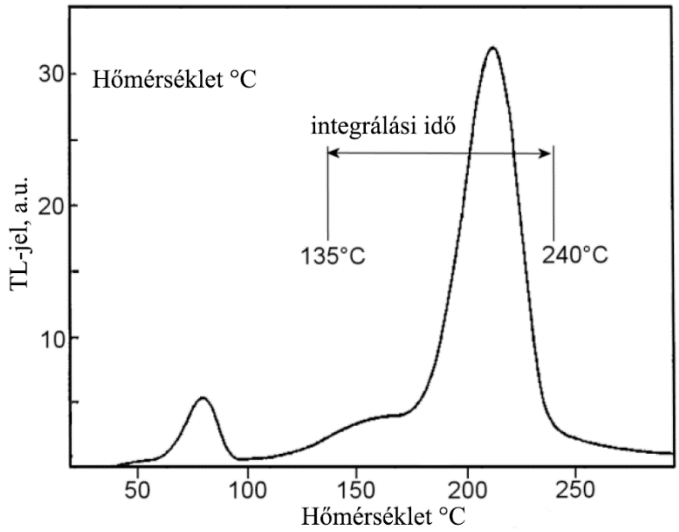
A csapdázott elektronok stabilitása nagymértékben függ a csapdák energiaszintjétől (mélységétől). A sekély csapdák kevés energiát igényelnek az elektronok felszabadításához, és termikusan instabilak, ami környezeti hőmérsékleten a jel elfeledéséhez vezet. A stabil jelek érdekében magasabb gerjesztési hőmérsékletnek megfelelő csapdák energiaszintjei kívánatosak.

Egy tipikus TLD-olvasóban (21.5. ábra) a dózismérőket egy olyan tálcára helyezik, amelyet elektromos árammal fűtenek. A hőmérsékletet a tálcához hegesztett termoelemmel mérik. A TLD fűtésére más módszereket is alkalmaznak, például forró nitrogéngázáramot, lézeres fűtést vagy infravörös lámpákat. A TL-jelet fotoelektron-sokszorozóval detektáljak.

Ha lineáris, rámpaszerű fűtési profilt alkalmazunk, a TL-jel (kifűtési görbe) különböző csúcsokat mutat a karakterisztikus hőmérsékleteken, melyekhez a csapdák rendelhetők. A 21.6. ábra egy jellegzetes kifűtési görbét mutat be LiF:Mg,Cu,P esetében. Az alacsonyabb hőmérsékleti csúcsok mellett dozimetriai mérésekhez a fő csúcs ~210°C-on jelenik meg. Minden egyes TLD típus specifikus, optimalizált kiolvasási ciklust igényel.



21.5. ÁBRA. A TLD kiolvasó fő részei (PMT: fotoelektron-sokszorozó).



21.6. ÁBRA. LiF:Mg,Cu,P tipikus kifűtési görbéje (a.u.: tetszőleges egység)..

A TLD kiolvasási ciklusa előfűtésre, jelintegrálásra és nullázásra oszlik. Az előmelegítés során a dozimétert néhány másodpercig állandó hőmérsékleten tartják, amely elegendő az összes alacsony hőmérsékleti jel eltávolításához. Ezután a hőmérsékletet a maximális értékre emelik. Ezen a szakaszon a dózismérő TL jelét integrálják, így a dózissal arányos jel adódik. Egy tipikus hőmérsékleti integrációs intervallum a 21.6. ábrán látható. Végül a dózismérőt egy erre szolgáló kemencében hőkezelik, hogy az összes maradék jelet eltávolítsák, és így a dózismérőt nullázzák. A kiolvasási ciklus paraméterei a TLD anyagától függenek, a pontos eredmények eléréséhez a jó reprodukálhatóság elengedhetetlen, ezért ugyanazt az olvasót kell használni a kalibráláshoz és a mérések kiértékeléséhez.

Az leggyakrabban használt LiF:Mg,Ti (pl. TLD100) jól szabványosított dózismérő, de kevésbé érzékeny, mint a LiF:Mg,Cu,P (GR200, TLD100H, MCP-N), amelynek érzékelési küszöbe körülbelül 0,1 µGy. A TLD-k számos formában és alakban kaphatók (lemezkék, rudak, kockák, szalagok, porok és tabletták). A dózis és

a TL jel közötti kapcsolat lineáris az 1 Gy-nél kisebb dózisok esetén. Nagyobb dózisoknál a nem-lineáris válaszra vonatkozó korrekciós tényezők alkalmazhatók.

21.5.3. OSL

Az OSL az a lumineszcencia, amelyet gerjesztő fény hatására bocsát ki a korábban besugárzáson átesett szilárdtest anyag (OSL dozimeter). Az elnyelt sugárzás a vegyértékelektronok ionizációját és elektron-lyuk párok keletkezését okozza, ez az anyagot metastabil állapotba juttatja. Az anyagban jelen lévő hibák rögzítik a szabad elektronokat és lyukakat nem radiatív csapdaátmenetek révén. Az anyag gerjesztő fénnyel (látható vagy infravörös) történő megvilágítása a csapdából a vezetési sávba (egyensúlyi, alapállapoti energiaszint) történő elektronátmenethez vezet, majd ezt követő radiatív kibocsátáshoz és lumineszcenciához (OSL) vezet. Az energiaszintek értelmezésének szempontjából a két folyamat (gerjesztés és átmenet) meglehetősen hasonló a 21.4. ábrán bemutatottakhoz. Valójában az OSL szoros kapcsolatban van a TL-lel, az alapvető különbség az, hogy a csapdázott elektronnak energiaközlőként hő helyett fényt használnak. Az OSL nem tévesztendő össze a fotolumineszcenciával, ahol az elektron gerjesztését nem a sugárdózis, hanem a fényelnyelés okozza.

Az OSL kiolvasásához használt gerjesztő fény általában alacsonyabb fotonenergiájú, mint a kibocsátott fény. A kibocsátott fény intenzitása összefügg azzal a sebességgel, amellyel a rendszer visszatér az egyensúlyi állapotba, ami egy jellegzetes lumineszcencia-idő görbét eredményez. E görbe integrálja megfelel a csapdába esett töltések koncentrációjának, amely arányos az elnyelt besugárzási dózissal.

Az OSL dozimeterrel végzett mérés során jellemzően a mintaanyagot megfelelő fényforrással világítják meg. A kibocsátott fény optikai szűrőn megy keresztül, a nem kívánt (fotolumineszcens) fény elnyomása érdekében, majd egy fotoelektron-sokszorozóval detektálják. A kiolvasó felépítése hasonló a TLD kiolvasóéhoz. A jel-zaj arány a gerjesztő fény pulzálásával javítható.

Az egyik általános, kereskedelmi forgalomban elérhető OSL-dozimeter szénnel adalékolt alumínium-oxidot (Al_2O_3:C) használ, a meghatározó OSL csapdanívói 200 °C feletti hőbevitelt igényelnek a termolumineszcencia létrehozásához. Következésképpen az OSL-jel termikusan stabil, és a jel felejtése elhanyagolható. A sekély csapdákból eredő kismértékű átmeneti jel néhány perc alatt eltűnik. A domináns kibocsátás a 420 nm körüli tartományban jelentkezik. Az OSL gerjesztéséhez zöld fényt használnak, zöld fénykibocsátó diódák vagy lézerek alkalmazásával. Mivel a hasznos jelintenzitású egyszeri kiolvasáshoz a jelnek mindössze 0,05%-a szükséges, a dozimeter által tárolt adatok újrakiolvasása vagy szakaszos kiolvasása megvalósítható, a dozimeter az eredmény archiválására tárolható. Ügyelni kell rá, hogy a dozimétert ne érje közvetlen fénysugárzás (különösen ultraibolya), mivel a mély csapdákból elektronok kerülhetnek a

dozimetriai csapdákba (fototranszfer), megváltoztatva a dozimeter válaszát. A kereskedelmi forgalomban elérhető rendszerekkel 10 μGy és 15 Gy közötti dózistartományban lehet mérni. Az OSL elvét foszforlemezes röntgenfelvételező[3] rendszerekkel történő képalkotásra is használják (lásd 7. fejezet).

21.5.4. TLD és OSL dozimetriai alkalmazásai

A szilárdtest-dozimeterek az ionizációs kamrákhoz hasonlóan használhatók páciensdozimetriára a testen vagy fantomon kívül, belső sugárterhelés mérésére, jellemzően fantomban, valamint a foglalkozási és lakossági sugárterhelés monitorozására (24.5.3. szakasz).

A belső dozimetria esetén a szövetekkel egyenértékű, vagy azokhoz közeli összetétel előnyös lehet a testen belüli energia elnyelődésének meghatározásában (lásd 2.4.2. szakasz). A szövetek effektív rendszáma 7,22, a vízé 7,42. A TLD anyagok, mint pl. a LiF:Mg,Ti és a $Li_2B_4O_7$:Mn effektív rendszáma 8,31, illetve 7,4, míg a legfőbb OSL anyagé, az Al_2O_3-é 11,3, az ígéretes tulajdonságokkal rendelkező OSL anyagé, a BeO pedig 7,21.

Emlékezni kell, hogy a diagnosztikai radiológiában az elsődleges dozimetriai rendszerek a levegőkermán alapszanak, nem pedig a vízben vagy a szövetekben elnyelt dózison. Továbbá a szilárdtest-dozimetria egy relatív módszer, amely sztenderd kalibrációs eljárásokat igényel. Körültekintően kell eljárni, ha a TLD-t vagy OSL-dozimétert a kalibrálási körülményektől eltérő sugárzási terekben használják. Következésképpen a LiF és Al_2O_3 dozimeterek felhasználása alapos körültekintést igényel olyan alkalmazásoknál, mint például a CT fantom-dozimetria.

21.6. DOZIMÉTEREK KALIBRÁLÁSA

A klinikai mérésekhez használt valamennyi műszernek rendelkeznie kell elismert dozimetriai etalonra való visszavezetettséggel. A dozimetriai mennyiségek (például levegőkerma) mérésének előfeltétele, hogy legyen egy nemzetközi mérésügyi rendszer, amely meghatározza a mennyiséget és annak mértékegységét. Az elsődleges etalon dozimetriai laboratóriumok (PSDL) szabadlevegős ionizációs kamrákat alkalmaznak az elnyelt dózis meghatározására, amely az elnyelt dózis SI alapegységére (Gy) vezethető vissza. A másodlagos etalon dozimetriai laboratóriumok (SSDL) a PSDL laboratóriumoknál kalibrálják saját etalon műszereiket, és ezeket használják helyi dozimetriai etalonként. Ezzel a mérések visszavezethetősége igazolható az adott PSDL-re. Az SSDL-ek fő szerepe a PSDL és a dozimeterek felhasználói közötti űr áthidalása.

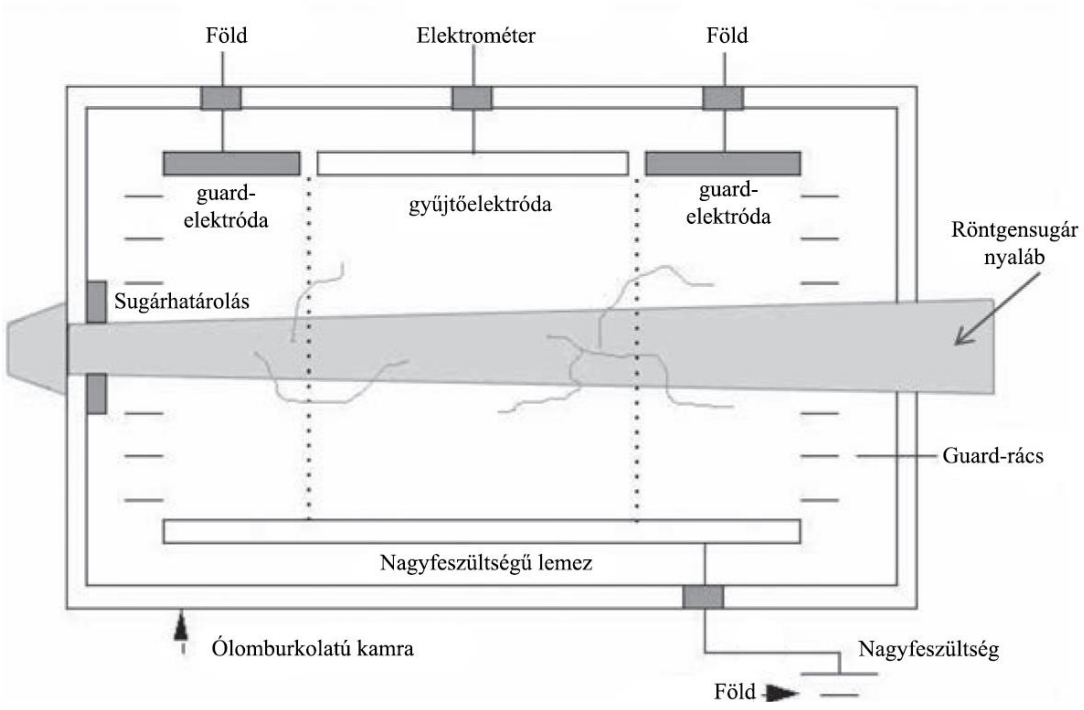
[3] A foszforlemezes röntgenfelvételezőknél (CR) az aktív képérzékelő anyag fényérzékeny, fotostimulálható fluoreszcens anyag.

21.6.1. Etalon szabadlevegős ionizációs kamra

A PSDL-ek gyakran szabadlevegős ionizációs kamrákat használnak elsődleges etalonként a levegőkerma meghatározásához, melyekhez az SSDL-ek a saját másodlagos etalon kamráikat kalibrálják. A 21.7. ábrán egy ilyen kamra látható. A kamra térfogatában lévő levegőben a röntgensugarzás által felszabadított töltést mérik. A levegőkerma definíció szerint $K = (\mathrm{d}E_{\mathrm{tr}})/\mathrm{d}m = (\mathrm{d}Q \cdot W_{\mathrm{levegő}})/\mathrm{d}m$, az alapvető fizikai mennyiségek (töltés és tömeg) méréséből, valamint a fizikai állandók és relatív korrekciós tényezők alkalmazásából (lásd 3. fejezet) vezethető le.

21.6.2. SSDL kalibráció

A legtöbb SSDL a keresztkalibrációs (behelyettesítéses) módszert alkalmazza a dozimeterek kalibrálására. Adott Q sugárminőség mellett a levegőkerma valódi értékét, $K_Q^{\text{"valódi"}}$-t az etalon dozimeterrel mérik meg. A felhasználó dózismérőjének referenciapontját ugyanoda helyezik el, és a dozimeterről mérési eredménye alapján meghatározzák az $N_{K,Q}^{\text{felhasználó}} = K_Q^{\text{"valódi"}}/M_Q^{\text{felhasználó}}$ arányból a kalibrációs együtthatót, ahol $M_Q^{\text{felhasználó}}$ a felhasználó műszerének légsűrűséggel korrigált, mért értéke.



21.7. ÁBRA. Ionkamrás dozimeterek kalibrálására használatos szabadlevegős ionizációs kamra.

A diagnosztikai radiológiai dozimeterek kalibrálása az IEC 61267 szabványban [21.3] meghatározott sugárminőségek szerint történik, a megfelelő szűréssel, a megadott csőfeszültség mellett. A dozimeter felhasználásától függően különböző sugárminőségeket alkalmaznak. Például az RQR sorozat a pácienst érő elsődleges sugárzást, az RQT sorozat a CT-ben használt sugárminőségeket, az RQA sorozat a páciens által gyengített sugárminőségeket, az RQR-M sorozat pedig a mammográfiás sugárminőségeket képviseli. Minden sorozat több különböző nyalábból áll, a csőfeszültség és a szűrés egyéni kombinációival (lásd 21.2-21.4. táblázatok). Az RQR, RQA és RQT minőségű sorozatokhoz volfrám anódú (W) és alumínium (Al) vagy réz (Cu) szűrésű röntgencsövet, míg az RQR-M minőségű sorozathoz molibdén anódú (Mo) és molibdén (Mo) szűrésű röntgencsövet használnak.

21.2. TÁBLÁZAT. RQR SOROZATÚ SUGÁRMINŐSÉGEK SPECIFIKÁCIÓJA, ÁLTALÁNOS RÖNTGENFELVÉTELI ALKALMAZÁSOK GYENGÍTETLEN NYALÁBJAIHOZ *(Az IEC 61267 szerint [21.3])*

Sugárminőség	Csőfeszültség (kV)	Első HVL (mmAl)	Homogenitási együttható *(h)*
RQR 2	40	1,42	0,81
RQR 3	50	1,78	0,76
RQR 4	60	2,19	0,74
RQR 5[a]	70	2,58	0,71
RQR 6	80	3,01	0,69
RQR 7	90	3,48	0,68
RQR 8	100	3,97	0,68
RQR 9	120	5,00	0,68
RQR 10	150	6,57	0,72

[a] Ezt a sugárminőséget általában az RQR sorozat referenciájaként használják.

21.3. TÁBLÁZAT. RQR-M SOROZATÚ SUGÁRMINŐSÉGEK SPECIFIKÁCIÓJA, MAMMOGRÁFIÁS ALKALMAZÁSOK GYENGÍTETLEN NYALÁBJAIHOZ *(Az IEC-61267 alapján [21.3])*

Sugárminőség	Csőfeszültség (kV)	Első HVL (mmAl)
RQR-M1	25	0,28
RQR-M2[a]	28	0,31
RQR-M3	30	0,33
RQR-M4	35	0,36

[a] Ezt a sugárminőséget általában az RQR-M sorozat referenciájaként használják.

21.4. TÁBLÁZAT. RQT SOROZATÚ SUGÁRMINŐSÉGEK SPECIFIKÁCIÓJA, CT ALKALMAZÁSOKHOZ *(Az IEC-61267 szerint [21.3])*

Sugárminőség	Csőfeszültség (kV)	Első HVL (mmAl)
RQT 8	100	6,90
RQT 9[a]	120	8,40
RQT 10	150	10,1

[a] Ezt a sugárminőséget általában az RQT sorozat referenciájaként használják.

Az általános felhasználásra szánt dozimétert levegőkermára, az RQR (RQR 2–től RQR 10-ig) sugárminőségeknél kell kalibrálni. Az általános gyakorlat szerint a dozimáter N_K kalibrációs együtthatóját, az RQR 5 (70 kV) esetén kaphatjuk meg. A dozimáter válasza energiafüggésének figyelembevételére az RQR-sorozat más sugárminőségeire további korrekciós tényezőket (k_Q) adnak meg. Egy adott Q sugárminőség esetén a k_Q tényezőt a Q sugárminőségre vonatkozó kalibrációs együttható és az RQR 5 sugárminőségre vonatkozó együttható hányadosaként határozzák meg. Definíció szerint RQR 5 esetén k_Q= 1. Mammográfia esetén a referencia sugárminőség az RQR-M2 (28 kV), CT esetén pedig az RQT 9 (120 kV).

21.6.3. Helyszíni kalibráció

Egyes esetekben gyakorlati, gazdasági és egyéb okokból a felhasználók maguk kalibrálhatják műszereiket. Például, amikor egy nagy kórházban sok dozimétert használnak, a felhasználó egy referenciadozimáterhez kalibrálja eszközeit ahelyett, hogy mindegyiket elküldené egy másodlagos etalon dozimetriai laboratóriumhoz. Egyes dozimetriai berendezéseket, mint például a KAP kamrákat csak a helyszínen lehet kalibrálni, mivel a röntgenberendezés részét képezik. Egy műszer keresztkalibrációja általában azt jelenti, hogy a megfelelő felhasználói sugárminőség (Q) esetén a dozimétert közvetlenül összehasonlítják egy másodlagos etalon

dozimetriai laboratóriumban kalibrált referenciakamrával. A kalibrációs együtthatót az alábbi összefüggésből kapjuk:

$$N_{K,Q}^{\text{helyszíni}} = \frac{K_{i,Q}^{\text{ref}}}{M_Q^{\text{helyszíni}}} = \frac{M_Q^{\text{ref}} N_{K,Q_0}^{\text{ref}} k_Q^{\text{ref}}}{M_Q^{\text{helyszíni}}} \tag{21.2}$$

ahol a "helyszíni" és a "ref" a helyszíni, illetve az etalon kamrákra utal. Az *M* értékek az etalon és a helyszíni műszerek által mért értékek, melyek minden befolyásoló tényezővel már korrigáltak, kivéve a sugárminőséget. Mivel a kalibrációs együttható egy adott sugárminőségre vonatkozik, a keresztkalibrálást a kórházban alkalmazott sugárminőségek teljes tartományán el kell végezni. Keresztkalibrálásoknál figyelemmel kell lenni a mérés visszavezethetőségének további lényeges szempontjaira, mint pl. a bizonytalanság értékelése, szakértelem igazolása, dokumentáció stb. és nyilatkozni kell azokról.

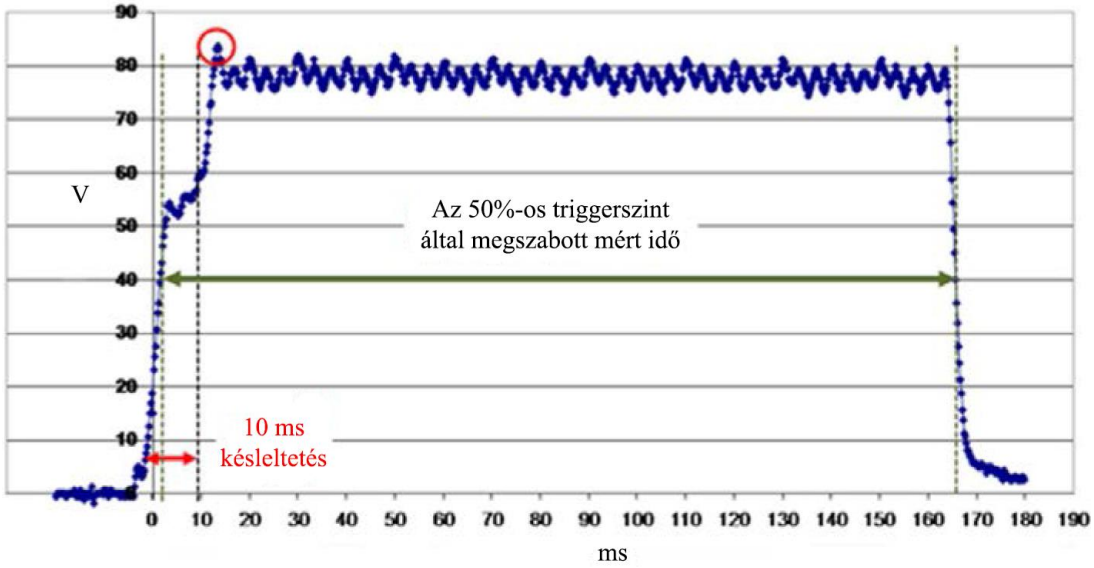
21.7. CSŐFESZÜLTSÉG- ÉS IDŐMÉRÉS MŰSZEREI

A röntgencsőfeszültség és a besugárzás időtartamának (gyakran „expozíciós idő”-ként emlegetik) mérése általában nem-invazív, hordozható elektronikus eszközökkel történik, melyeket kV-mérőnek és időmérőnek hívnak.

A 21.8. ábra egy jellegzetes röntgencsőfeszültség hullámformáját szemlélteti egy háromfázisú, 6-pulzusú generátorból, amely 80 kV csőfeszültséggel és 165 ms expozíciós idővel üzemel. A kV-mérő műszer típusától függően méri az abszolút csúcsfeszültséget (a feszültség maximális értéke az expozíció során – a 21.8. ábra bekarikázott mérési pontja); a csúcsfeszültség átlagát (az összes csúcsérték átlaga); az átlagos feszültséget (az összes feszültségérték átlaga), az effektív csúcsfeszültséget (az a feszültség, amely ugyanazt a képkontrasztot adná, mint egy egyenfeszültségű röntgenberendezés) és a praktikus csúcsfeszültséget (amelyet valamely hullámformához tartozó feszültség olyan egyenértékeként határoznak meg, amelyen egy ideális egyenfeszültségű röntgengenerátor ugyanazt a képkontrasztot eredményezné). A röntgencsőfeszültség sztenderdjeként a praktikus csúcsfeszültséget vagy gyakorlati csúcsfeszültséget javasolták.

A kV-mérő műszer az elsődleges röntgennyalábban helyezkedik el, és a röntgencsőfeszültséget határozza meg, a sugárgyengítés mérésén alapuló módszerekkel. E műszerek általában két (vagy több) detektorral bírnak, amelyeket különböző vastagságú (általában rézből készült) szűrők fednek. Az elnyelt sugárzás hatására a detektorok különböző jeleket adnak, mivel a röntgennyaláb a különböző szűrők által eltérő mértékben gyengül. A jelarány (vagy a jelekre vonatkozó más összefüggés) a beeső röntgennyaláb energiájának, következésképpen a csőfeszültségnek a függvénye. A kV-mérő műszer jelkimenetét és a mért értékét a "helyes" csőfeszültség értékéhez igazítják a gyári kalibrálása során. Sok kV-mérő

műszer digitalizálja, feldolgozza és tárolja a detektorjeleket, ezáltal képes feszültség- és/vagy expozíciós hullámformákat szolgáltatni. A kV-mérők hosszirányú geometriai tengelyét a röntgencső anód-katód irányára merőlegesen kell elhelyezni, hogy kiküszöböljük az anódsarok hatását a kV mérése során.



21.8. ÁBRA. Tipikus röntgencsőfeszültség-hullámforma, egy háromfázisú, 6-pulzusú generátorból, amely 80 kV csőfeszültséggel és 165 ms expozíciós idővel üzemel.

Az IEC 61676 szabvány [21.4] teljesítőképességi követelményeket határoz meg a röntgencsőfeszültség nem-invazív mérésére használt műszerekre, 150 kV-ig. Az ajánlás szerint, a praktikus csúcsfeszültség mérés relatív alaphibája ne legyen nagyobb ±2%-nál a használati feszültségtartományokban, azaz 60–120 kV közt diagnosztikai alkalmazásoknál és 24–35 kV közt mammográfiánál. Ezenkívül meghatározza, hogy a válaszjel legfeljebb 1,5%-os ingadozása fogadható el 2,5–3,5 mm Al csőszűrés esetén (diagnosztikai radiológiai alkalmazásoknál).

Az expozíciós időnek azt az időtartamot nevezzük, amely alatt röntgennyaláb keletkezik. Az expozíció "kezdő-" és "vég-" pontjai között a sugárzás impulzusszélességeként (időkülönbségként) mérhető, amelyeket előre meghatározott triggerszintekkel határoznak meg. A röntgenrendszerek expozíciós idejének mérésére javasolt egyezmény szerint az impulzusszélességet a pulzushullám csúcsértékének 50%-ában (félértékszélességénél) kell meghatározni. Egyes gyártók különböző triggerszinteket alkalmaznak (például 10% vagy 75%). Az expozíciós idő mérése történhet invazív vagy nem-invazív mérőműszerrel.

21.8. A FOGLALKOZÁSI ÉS LAKOSSÁGI SUGÁRTERHELÉS MÉRÉSÉNEK MŰSZEREI

A diagnosztikai radiológiai létesítményekben sugárvédelmi ellenőrzést végeznek a sugárzási szintek meghatározása céljából a munkaterületeken, valamint a radiológiai berendezések környezetében, a munkahelyi és a lakossági sugárvédelem értékelésére (lásd 24. fejezet). Az ilyen monitorozó eszközöknek általában integráló üzemmódban kell mérniük, a közvetlen (vagy valós idejű) mérésekhez ionizációs kamrákat és néhány speciálisan kifejlesztett, szórt sugárzás detektálására alkalmas félvezető detektort használnak. A hosszabb távú megfigyelés jellemzően filmes, vagy egyre inkább szilárdtest detektorokkal történik (személyi dozimeterekre (például TLD-k vagy filmdozimeterek) vonatkozóan lásd 21.5. szakasz).

A diagnosztikai radiológiában nem ajánlott egyes mérőműszerek (például Geiger-Müller számlálók vagy proporcionális számlálók) használata. Ezeket a műszereket jellemzően izotópok sugárzásainak kimutatására tervezték; széles körben használják nukleáris medicinában a sugárzás detektálására, és bizonyos esetekben alkalmazhatók a sugárterápiában, különösen a ^{60}Co besugárzóknál, brachyterápiás alkalmazások során és a betegek radioaktív jóddal történő kezelése során. Diagnosztikus radiológiában a Geiger-Müller számlálók használatának két fő nehézsége a több másodperces válaszidő, miközben a diagnosztikai röntgenexpozíció időtartama a másodperc törtrésze, valamint az, hogy alacsony fotonenergiáknál erős energiafüggést mutatnak. E műszerek részletes leírása más forrásokban található [21.5].

A munkahelyi és lakossági expozíció mérésére alkalmazott detektoroknak visszavezethetőeknek kell lenniük a megfelelő kalibrációs szabványokra (pl. ISO N40-N80 keskenynyaláb sorozatokra [21.6]), a megfelelő röntgenenergiákon. Bár a felhasználónak ismernie kell vagy meg kell tudnia becsülni a röntgensugárzás átlagos energiáját a kalibrációs tényezők alkalmazásához, ez bizonyos esetekben, például az árnyékolásokon áthatoló sugárzás átlagos energiája esetén, nehézségekbe ütközhet. Ezekben az esetekben elfogadható a kis energia-válasz ingadozású detektorból közvetlenül mért értékek használata. A mérési bizonytalanságot a kalibrációs együtthatóknak az alkalmazott energiatartományon belüli szórása alapján kell értékelni.

HIVATKOZÁSOK

[21.1] INTERNATIONAL ELECT ROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-conductor Detectors as used in X-Ray Diagnostic Imaging, IEC-61674, IEC, Geneva (1997).

[21.2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

[21.3] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Diagnostic X-Ray Equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics, IEC-61267, IEC, Geneva (2005).

[21.4] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment – Dosimetric Instruments Used for Non-invasive Measurement of X-ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology, IEC-61676, IEC, Geneva (2002).

[21.5] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna (2005).

[21.6] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doserate Meters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy – Part 1: Radiation Characteristics and Production Methods, ISO 4037-1:1996(E), ISO, Geneva (1996).

IRODALOMJEGYZÉK

BØTTER-JENSEN, L., McKEEVER, S.W.S., WINTLE, A.G., Optically Stimulated Luminescence Dosimetry, Elsevier Science, Amsterdam (2003).

CHEN, R., McKEEVER, S. W. S., Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena, World Scientific Publishing, Singapore (1997).

McKEEVER, S.W.S., MOSCOVITCH, M., TO WNSEND, P., Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses, Nuclear Technology Publishing, Ashford, UK (1995).

YUKIHARA, E.G., McKEEVER, S.W.S., Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications, Wiley, Singapore (2011).

22. fejezet

PÁCIENSDOZIMETRIA

D. R. DANCE
Royal Surrey County Hospital,
Guildford, Egyesült Királyság

Fordította: Hegyesi Szilvia

I. CASTELLANO
The Royal Marsden Hospital,
London, Egyesült Királyság

Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

22.1. BEVEZETÉS

A mesterséges forrásokból származó lakossági sugárterhelés legnagyobb részét a radiológiai eljárásokból eredő páciens sugárterhelés képezi. Az UNSCEAR (Egyesült Nemzetek Tudományos Bizottsága a Sugárhatások Tanulmányozására) szerint a röntgenvizsgálatok éves gyakorisága világszerte 360, 1000 főre vetítve. A pácienseket érő sugárzás okozta károsodás kockázata miatt egyértelműen szükség van e sugárterhelések nyomon követésére és ellenőrzésére, valamint a röntgenképalkotó berendezések tervezésének és használatának optimalizálására, hogy a páciens sugárterhelése a lehető legalacsonyabb legyen, a kívánt klinikai képminőség elérése mellett.

A diagnosztikai radiológiában használt dozimetriai mennyiségek két nagy csoportra oszthatók:

(i) *Használati dózismennyiségek*: Ezek olyan gyakorlati dozimetriai mennyiségek, amelyek közvetlenül mérhetők, és amelyeket konkrét helyzetekhez vagy modalitásokhoz lehet igazítani. Ilyen pl. a beeső levegőkerma (IAK), a levegőkerma-terület szorzat (KAP) és a komputertomográfiás (CT) levegőkerma-indexek.

(ii) *Kockázatot jellemző mennyiségek*: Ezek olyan dozimetriai mennyiségek, amelyek a sugárzás káros hatásának vagy az adott expozíció kockázatának becslésére használhatók, így az elnyelt dózis mérőszámai. Ilyen pl. a szervdózisok és mammográfia esetén az átlagos mirigydózis (MGD).

Bizonyos esetekben kívánatos az használati dózismennyiségek közvetlen mérése, máskor viszont előnyösebb a méréseket a pácienst szimuláló szabványosított fantom segítségével elvégezni. Utóbbira példa a minőségellenőrzés (QC), a különböző rendszerek összehasonlítása, illetve az optimálási tanulmányok.

Az alkalmazott mérési módszertan a vizsgálat típusától függ. Ebben a fejezetben áttekintjük az általános projekciós röntgenfelvételezés, átvilágítás, mammográfia, a CT és a fogászati röntgenfelvételezés esetén alkalmazott módszereket. A mérési módszertan részletes leírása a [22.1] hivatkozásban található.

A használati dózismennyiségekkel ellentétben a kockázatot jellemző mennyiségeket általában nehéz közvetlenül mérni és sok esetben a használati dózismennyiségekből becsülik meg, dóziskonverziós együtthatók táblázatainak segítségével, amelyeket Monte Carlo szimulációkkal, vagy különböző fantomokon végzett mérések segítségével határoznak meg.

Az ionizáló sugárzásra vonatkozó dóziskorlátokat a munkahelyi és a lakossági dózisterhelések szabályozására használják. Az orvosi sugárterhelés dóziskorlátozása azonban károsíthatná a páciens egészségét azzal, hogy megakadályozza, hogy életmentő klinikai információkhoz juthassanak a páciensről. Ezért a páciensek sugárterhelését inkább kezelik, semmint szabályozzák, és ennek elsődleges eszköze a diagnosztikai irányadó szint (DRL). Ebben a fejezetben áttekintjük a rendelkezésre álló páciensdozimetriai adatokat és diagnosztikai irányadó szinteket, valamint azt, hogy utóbbiak hogyan alkalmazhatók a dózisok auditálására.

22.2. HASZNÁLATI DÓZISMENNYISÉGEK

Az használati dózismennyiségek olyan gyakorlati dozimetriai mennyiségek, amelyek a diagnosztikai radiológia röntgenképalkotó modalitásainak mérései során használatosak. Korábban különböző specifikus mennyiségeket alkalmaztak, azonban a mennyiségek elnevezése és (néha helytelen) használata félreértésekre adott okot. Ebben a kézikönyvben a [22.2] hivatkozás ajánlásait követjük; amelyeket a [22.1] hivatkozás is átvett. A levegőkerma[1] az összes alkalmazáshoz kapcsolódó mennyiség alapjául szolgál. A levegőkerma SI-mértékegysége a gray (Gy).

22.2.1. IAK

A beeső levegőkerma, K_i, a legegyszerűbb alkalmazáshoz kapcsolódó mérhető mennyiség. Hasznos röntgenfelvételezés esetén, ahol a röntgensugármező paraméterei állandók az expozíció során. A K_i definíció szerint a levegőre vonatkoztatott kerma a beeső röntgennyaláb központi sugártengelye mentén, a páciens vagy a fantom felszínén mért érték (lásd 22.1. ábra). Csak a páciensre vagy fantomra jutó nyaláb sugárzását vesszük figyelembe, a visszaszórt sugárzást nem.

[1] Korábban levegőkerma helyett a besugárzási dózis mennyiséget használták, melyet röntgen egységekben (R) fejeztek ki. A röntgenben kifejezett besugárzási dózis átváltható levegőkermára, grayben a $0{,}876 \times 10^{-2}$ Gy/R [22.3] tényező segítségével.

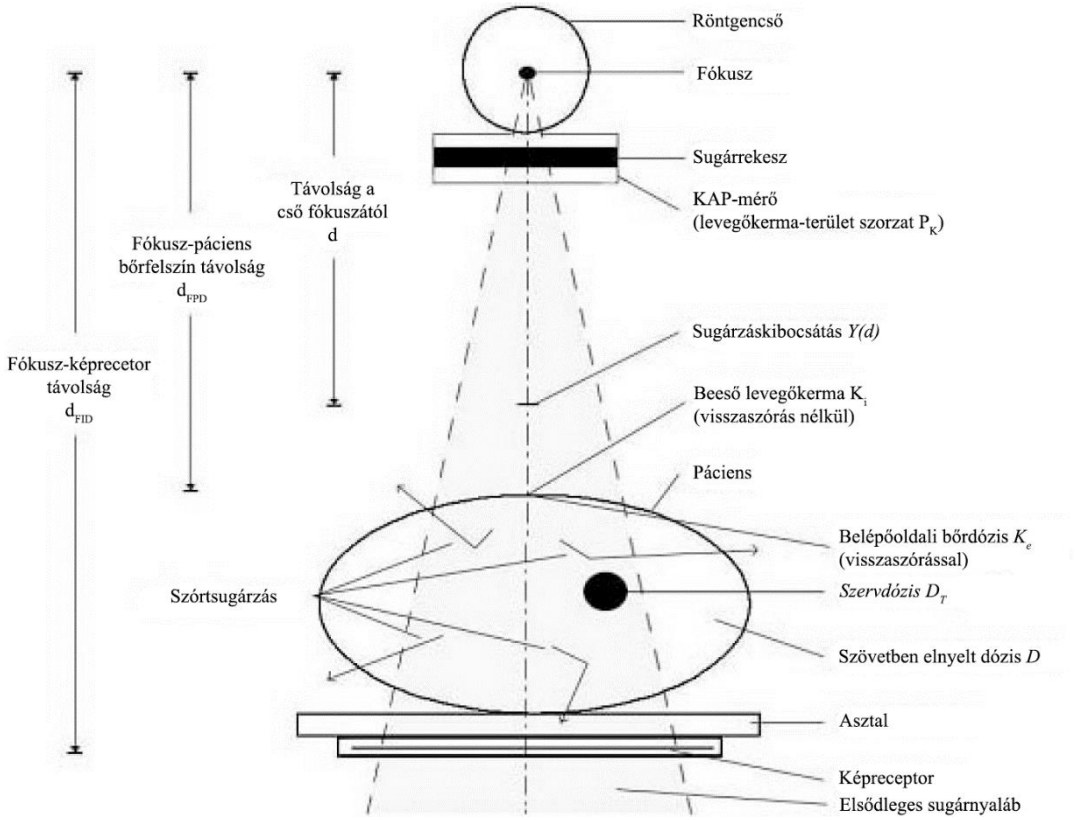
22.2.2. Belépőoldali levegőkerma

Bizonyos helyzetekben (például a páciens felszínén végzett méréseknél) a visszaszórt sugárzás is járulékot ad a mérésekhez. Ebben az esetben a mért mennyiség a belépőoldali (belépőfelületi) levegőkerma, K_e. Ezt úgy határozták meg, mint a nyaláb központi tengelye mentén a páciens vagy a fantom felületénél mért levegőkermát (lásd 22.1. ábra). A páciensre vagy fantomra eső és a visszaszórt sugárzást egyaránt magában foglalja a mérés. Ha a belépőoldali levegőkermát nem mérik közvetlenül, akkor a következő összefüggéssel becsülhető:

$$K_e = K_i B \qquad (22.1)$$

ahol B a visszaszórási tényező, ami függ a mező méretétől, a sugárzás minőségétől és a szóróközeg anyagától. Meghatározható publikált táblázatok felhasználásával vagy mérhető fantomok segítségével.

Az olyan eljárásoknál, mint az átvilágítás és a sorozatfelvételezés, ahol az expozíciós idő páciensről-páciensre jelentősen változhat, fontos lehet a belépőoldali levegőkerma-teljesítmény meghatározása, mivel nagyon magas bőrdózisok alakulhatnak ki. A legtöbb országban az átvilágítás során alkalmazható levegőkerma-teljesítményt korlátozzák.



22.1. ÁBRA. Használati dózismennyiségek.

22.2.3. Röntgencső sugárzáskibocsátása

Nem mindig lehetséges közvetlenül mérni a beeső vagy belépőoldali levegőkermát, ebben az esetben a mennyiségeket a cső sugárzáskibocsátásának mérése alapján lehet megbecsülni a vizsgálat expozíciós paramétereinek ismeretében. A röntgencső sugárzáskibocsátása, $Y(d)$, a röntgencső fókuszától meghatározott d távolságban a levegőkerma, $K(d)$, és a csőáram-expozíciós idő szorzat, P_{It}, hányadosa (lásd 22.1. ábra). A következőképpen írható fel:

$$Y(d) = \frac{K(d)}{P_{\mathrm{It}}} \tag{22.2}$$

A sugárzáskibocsátás általában $\mathrm{mGy \cdot mA \cdot s^{-1}}$ egységben fejezik ki. A csőáram és az expozíciós idő szorzatát olykor „csőterhelés”-nek vagy „mAs”-nak is nevezik (ejtsd: masz), tulajdonképpen töltésmennyiség.

Az IAK egy adott X expozícióra könnyen megbecsülhető a cső sugárzáskibocsátásából és az expozícióra P_{It} (X) vonatkozó csőáram-expozíciós idő szorzatból, a reciproknégyzetes törvény alkalmazásával (lásd (22.16) egyenlet).

22.2.4. KAP

Az olyan vizsgálatoknál, mint az átvilágítás, amelynek során a nyaláb iránya, a csőfeszültség, a mezőméret és a csőáram az expozíció alatt változik, az IAK nem megfelelő mérőszáma a sugárkárosodásnak. Helyette a KAP, vagyis P_{KA} alkalmazható. Ezt úgy definiálják, mint a levegőkermának a röntgennyaláb területére vett integrálja, a nyaláb tengelyére merőleges síkban (22.1. ábra):

$$P_{\mathrm{KA}} = \int_A K(x,y)\mathrm{d}x\mathrm{d}y \tag{22.3}$$

A KAP-ot általánosan $\mathrm{cGy \cdot cm^2}$, $\mathrm{\mu Gy \cdot cm^2}$ vagy $\mathrm{mGy \cdot cm^2}$ egységekben fejezik ki, és általában áteresztő, sík ionizációs kamrával, ún. KAP-mérővel mérik. Abban a közelítésben, hogyha feltételezzük, hogy a levegőkerma nem változik a sugárzási mezőben, a P_{KA} egyenlő a levegőkerma és a mező területének szorzatával.

A KAP hasznos tulajdonsága, hogy közel független a röntgencső fókuszától való távolságtól (ha a levegő kölcsönhatása és az extrafokális sugárzás elhanyagolható) mindaddig, míg a mérés és számítás vonatkoztatási síkjai nem esnek közel a pácienshez vagy a fantomhoz annyira, hogy a visszaszórt sugárzás jelentős mértékben befolyásolja.

22.2.5. Levegőkerma-hossz szorzat

Néhány esetben a P_{KA} helyett hasznos alternatíva a levegőkerma-hossz szorzat alkalmazása, P_{KL}, amely a levegőkerma L vonalmenti integrálja:

$$P_{\mathrm{KL}} = \int_{L} K(x)\mathrm{d}x \tag{22.4}$$

ahol a P_{KL}-t általában mGy·cm-ben fejezik ki. A CT és fogászati panorámaröntgen dozimetriájához használják, KLP-ként is hivatkoznak rá (kerma-length product).

22.2.6. CT dozimetriai mennyiségek

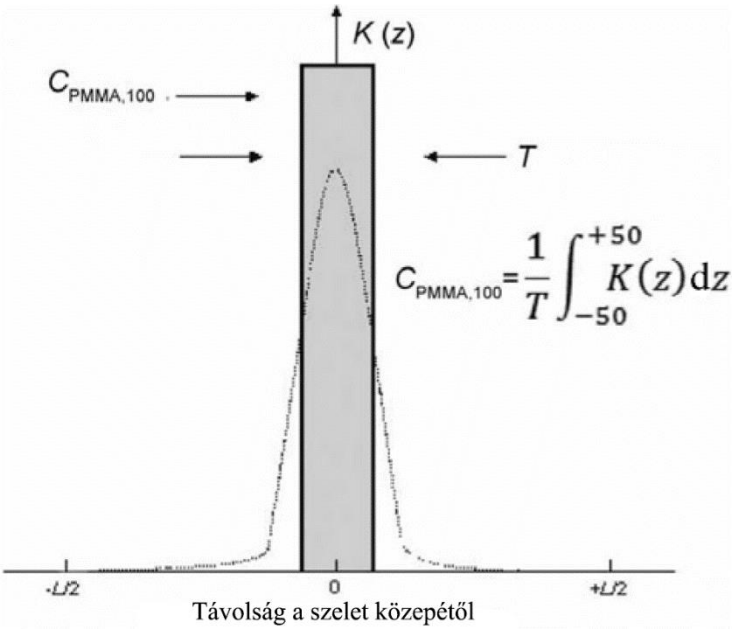
A CT esetén a besugárzás körülményei teljesen eltérnek a síkképalkotásétól és így sajátos dozimetriai mennyiségeket és technikákat szükséges alkalmazni. Mérések végezhetők szabadlevegőben, illetve fantomban.[2] A dozimetriai mennyiségeket mindkét esetben CT-kermaindexnek nevezik, és P_{KL} mérésén alapulnak. Általában ionizációs ceruzakamrát használnak. A CT-kermaindex, $C_{a,100}$, nem más, mint a CT-berendezés egyetlen körülfordulása során, a CT-berendezés forgástengelyével párhuzamos vonal mentén, szabad levegőben mért levegőkerma 100 mm-re vett vonalmenti integráljának, valamint az egyidejűleg leképezett rétegfelvételi metszetek számának, N, és a névleges szeletvastagság, T, szorzatának hányadosa. Az integrációs hossz a vizsgált térfogat körül szimmetrikusan helyezkedik el:

$$C_{\mathrm{a,100}} = \frac{1}{NT}\int_{-50}^{+50} K(z)\mathrm{d}z \tag{22.5}$$

ahol $C_{a,100}$ mértékegységét általában mGy-ben fejezik ki. A fantomon belüli méréseknél a $C_{PMMA,100}$ jelölést használjuk.

[2] Korábban mindkét típusú mérést a "komputertomográfiás dózis index"-ben (CTDI) fejezték ki. Azonban a levegőkermára kalibrált ionizációs kamrával fantomban végzett méréseknél a mért mennyiség a levegőkerma. A fantomban lévő légüregben nem alakul ki másodlagos elektronegyensúly, így az elnyelt dózis nehezen mérhető. Ezen okok miatt a kézikönyvben a "komputertomográfiás kermaindex" terminológiát használjuk mind levegőben, mind fantomban végzett mérések esetén. Ez összhangban van a Sugárzási Egységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága (ICRU) 74 kiadvánnyal [22.2]. A használt CT-kermaindexek mindegyike közvetlenül megfelel a korábban CTDI-vel összefüggő mennyiségekként említetteknek.

A (22.5) egyenlet alapján látható, hogy a CT levegőkerma-index egy olyan, a vonalintegráléval azonos területű, téglalap alakú levegőkerma-profil magassága, amelynek szélessége megegyezik a szeletek száma, *N*, és a névleges szeletvastagság, *T*, szorzatával. Ezt a 22.2. ábra szemlélteti egyszeletes berendezés esetén.



22.2. ÁBRA. A K(z) levegőkerma-profil CT dozimetriai fantomban a z-tengely mentén egyetlen, T mm névleges vastagságú CT szelet esetén. A CT-kermaindex, $C_{PMMA,100}$, megkapható a levegőkerma 100 mm-en való integrálásával.

A dozimetria más területeitől eltérően csak két fantom alkalmazása terjedt el. Ezek a szabványos fej- és testfantomok. A súlyozott CT-kermaindex, C_W, a fantom középpontjában és széleinél mért $C_{PMMA,100}$-t kombinálja. A következőképpen határozható meg:

$$C_W = \frac{1}{3}(C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \qquad (22.6)$$

A $C_{PMMA,100,c}$ mennyiséget a szabványos CT dozimetriai fantom közepén mérik, míg a $C_{PMMA,100,p}$ a fantom szélein, négy pozícióban mért értékek átlaga. A súlyozott CT-kermaindex közelíti az egyetlen körülfordulás alatt, a fantom térfogatában kialakuló átlagos levegőkermát.

További mennyiség, a C_{VOL}, ami egy térfogatátlagot ad, figyelembe véve a helikális pitch-tényezőt vagy az axiális lépésközöket:

$$C_{\mathrm{VOL}} = \frac{C_W NT}{l} = \frac{C_{\mathrm{VOL}}}{p}; \quad {}_nC_{\mathrm{VOL}} = \frac{C_w}{P_{\mathrm{It}}} \tag{22.7}$$

ahol:

N az egyidejűleg leképezett tomográfiás szeletek száma;

T a névleges szeletvastagság;

l az asztal által megtett távolság a helikális felvételezés során egy körülfordulás alatt vagy axiális esetben az egymást követő felvételek közötti lépéstávolság;

és P_{It} a csőáram-expozíciós idő szorzata egyetlen axiális szelet esetén.

Az alábbi:

$$p = \frac{l}{NT} \tag{22.8}$$

mennyiség úgy is ismert, mint a pitch-tényező (eltolás) helikális leképezésnél. Az ${}_nC_{\mathrm{VOL}}$ mennyiséget egységnyi csőáram-expozíciós idő szorzatra normálják.

A CT levegőkerma-index, a C_{VOL} (vagy ennek megfelelően a C_{W} index) kombinálható a páciens expozíciós paramétereivel, hogy a teljes páciens vizsgálatának dozimetriai mértékét adja meg. Ez a $P_{\mathrm{KL,CT}}$, azaz a CT levegőkerma-hossz szorzat, amely a következőképpen fejezhető ki:

$$P_{KL,CT} = \sum_j {}_nC_{\mathrm{VOL}}\, l_j P_{It,j} \tag{22.9}$$

ahol:

j index a vizsgálat részét képező egyes axiális vagy helikális leképezési sorozatokat jelöli;

lj az asztal által az egymást követő körülfordulások között vagy azok során megtett távolság;

és $P_{It,j}$ a *j* leképezési sorozat teljes mAs értéke.

Azt találták, hogy a fenti CT-kerma mennyiségek a páciens dózisának alábecsléséhez vezetnek, ha a forgó röntgensugármező szélessége megközelíti vagy meghaladja a 40 mm-t. Ebben az esetben a C_W a következő formulával határozható meg:

$$C_{\mathrm{W},NT} = C_{\mathrm{W,Ref}} \times \left(\frac{C_{\mathrm{a},100,NT}}{C_{\mathrm{a},100,\mathrm{Ref}}} \right) \qquad (22.10)$$

ahol:
$C_{\mathrm{W},NT}$ a súlyozott CT levegőkerma-index NT mm-es nyalábszélesség esetén (ha NT> 40 mm);
$C_{\mathrm{a},100,\mathrm{Ref}}$ a súlyozott CT levegőkerma-index egy 20 mm-es (vagy a 20 mm-hez legközelebbi, de annál kisebb) referencia nyalábszélesség esetén;
$C_{\mathrm{a},100,NT}$ a CT levegőkerma-index levegőben mért *NT* mm nyalábszélesség esetén;
és $C_{\mathrm{a},100,\mathrm{Ref}}$ hasonló mennyiség a referencia nyalábszélesség esetén.

A $C_{a,100,NT}$ mérésének módszertana megtalálható a közelmúltban megjelent publikációkban [22.4].

22.3. KOCKÁZATOT JELLEMZŐ MENNYISÉGEK

Az orvosi röntgenvizsgálatokból eredő károsodás lehet sztochasztikus vagy nem-sztochasztikus (determinisztikus), és függ az egyes szerveket érő dózistól. Sztochasztikus hatások esetén a teljes kockázat a szervek és szövetek dózisainak összege, megszorozva a megfelelő kockázati tényezőkkel. Determinisztikus hatások esetén a hatás jellegét és súlyosságát az érintett szervek vagy szövetek dózisa határozza meg. Így az egyes szerveket és szöveteket érő dózisokat számszerűsíteni kell a károsodás megállapításához. A lokális bőrdózis kivételével ez nem lehetséges, vagy legjobb esetben is nagyon nehéz ilyen dózisokat közvetlenül megmérni, ezért a 22.2. szakaszban leírt használati dózismennyiségeket kell használni, Monte Carlo számításokból vagy fantommal végzett mérésekből levezetett elnyelt dózis-konverziós együtthatókkal kiegészítve. Gyakorlatilag azonban az együtthatók meghatározására a fantomos méréseket kevéssé alkalmazzák a Monte Carlo szimulációkkal számított tényezők általános hozzáférhetősége és a mérésekkel kapcsolatos gyakorlati nehézségek miatt. A konverziós együtthatók kiszámítását és mérését a 22.5.1. szakasz, az együtthatók használatát pedig a 22.5.3. szakasz ismerteti. Először bemutatjuk a szükséges dozimetriai mennyiségeket, majd megvizsgáljuk a használati dózismennyiségek mérését (22.4. szakasz).

22.3.1. Szöveti és szervdózis

Egy adott szerv vagy szövet átlagos elnyelt dózisa, D_T, egyenlő a szövetnek vagy szervnek átadott $\bar{\varepsilon}_T$ energia és a szövet vagy szerv m_T tömegének hányadosával:

$$D_T = \frac{\bar{\varepsilon}_T}{m_T} \tag{22.11}$$

Egy adott szerv vagy szövet átlagos elnyelt dózisát néha egyszerűen szervdózisnak nevezik. Egyes szervek általában egyedi dózismeghatározást igényelnek, mint például a méh és a szemlencse.

Fontos megjegyezni, hogy egyes szervek csak részben exponálódnak a beeső sugárzás terében, így a dóziseloszlás a testben messze nem egyenletes. Bizonyos esetekben egy szervben vagy szövetben a lokális elnyelt dózis jelentősen meghaladhatja az átlagos elnyelt dózist. Ilyen helyzetekben (pl. koszorúér-angiográfia) kívánatos mind a lokális dózisok, mind az átlagos szervdózis becslése.

A bőr leginkább exponált területén elnyelt dózis értékelése alapvető fontosságú az intervenciós radiológiában, mivel bonyolult eljárások során fennáll a lehetőség a determinisztikus hatások küszöbértékének túllépésére. Ilyen eljárások esetén a bőrdózis ismerete szükséges a determinisztikus hatások elkerülésére, illetve azok súlyosságának enyhítése érdekében. Ennek megismerése az eljárást követően elengedhetetlen a beteg megfelelő utánkövetéséhez.

22.3.2. MGD

A Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP) és az ICRU a diagnosztikai radiológiában az emlő dozimetriájához az emlő mirigyes szöveteit[3] érő átlagos dózis használatát ajánlja. Ezek azok a szövetek, amelyeknél a sugárzás okozta karcinogenezis kockázata a legnagyobb. Ez az ajánlás általánosan elfogadott.

Jelen kézikönyvben az átlagos mirigydózisra az MGD rövidítést használjuk.

[3] A mirigyes szövetek magukba foglalják az acinus (lobulusok, tejmirigyek) és duktális (tejcsatorna) hámokat és a kapcsolódó strómát (alapszöveti váz).

22.3.3. Egyenértékdózis

Az ionizáló sugárzás különböző típusai azonos mennyiségű elnyelt dózis mellett különböző mértékű sztochasztikus hatást okozhatnak. Ennek számbavételét a T szervet vagy szövetet érő H_T egyenértékdózis teszi lehetővé. Egyetlen sugárzás típus, R esetében ez a sugárzás súlytényező, w_R, és a szervdózis, D_T, szorzata:

$$H_T = w_R D_T \tag{22.12}$$

A sugárzás súlytényezője, w_R, a beeső sugárzás relatív biológiai hatásosságát jelöli a T szövetben vagy szervben alacsony dózisok esetén fellépő sztochasztikus hatások létrehozására. A diagnosztikai radiológiában a w_R-t általában egységnyinek tekintik. Az egyenértékdózis SI mértékegysége a sievert (Sv).

22.3.4. Effektív dózis

Az emberi test szerveire és szöveteire gyakorolt sugárexpozíció különböző valószínűséggel okoz károsodást különböző szervekben és különböző egyénekben. Sugárvédelmi célokra az ICRP bevezette az E effektív dózist, amely egy átlagos felnőtt összes szervének és szövetének sztochasztikus hatásokból eredő károsodásának együttes mértéke. Ez a test összes szervére és szövetére jutó H_T egyenértékdózisok és az adott szervekre vagy szövetekre vonatkozó w_T szöveti súlytényezők szorzatának összege:

$$E = \sum_T w_T H_T \tag{22.13}$$

A T szervre vagy szövetre vonatkozó szöveti súlytényező, w_T, az adott szerv vagy szövet relatív hozzájárulását jelenti a sztochasztikus hatásokból eredő teljes „károsodáshoz” az egész test egyenletes besugárzása esetén. A test összes szervére és szövetére vonatkozó w_T szöveti súlytényező összege egységnyi.

Az effektív dózis SI mértékegysége a sievert (Sv). Mértékegysége megegyezik az egyenértékdóziséval, emiatt ügyelni kell arra, hogy jelezzük, melyik mennyiséget használjuk.

22.1. TÁBLÁZAT. SZÖVETI SÚLYTÉNYEZŐK AZ ICRP 103 SZERINT [22.5]

Szerv vagy szövet	Szöveti súlytényező (w_T)	$\sum w_T$
Csontvelő, vastagbél, tüdő, gyomor, emlő, maradék szövetek[a]	0,12	0,72
Gonádok	0,08	0,08
Húgyhólyag, nyelőcső, máj, pajzsmirigy	0,04	0,16
Csontfelszín, agy, nyálmirigyek, bőr	0,01	0,04

[a] A maradék szövetekre vonatkozó szöveti súlytényezőt a következő 14 szerv/szövet dózisának számtani átlagára alkalmazzuk: mellékvesék, extrathorakális régió, epehólyag, szív, vesék, nyirokcsomók, izom, szájnyálkahártya, hasnyálmirigy, prosztata, vékonybél, lép, csecsemőmirigy és méh/méhnyak.

A súlytényezők jelenlegi értékeit, w_T-t a 22.1. táblázat foglalja össze. Ezeket az ICRP a rákkeltést és az örökletes hatásokat kutató népességi tanulmányok alapján becsülte meg, és adott populációra átlagolják életkor és nemek szerint. Ennek az átlagolási eljárásnak köszönhetően az alkalmazott kockázati tényezők jelentősen eltérhetnek az adott röntgenvizsgálaton részt vevő egyénre megfelelő értékektől. Ezért nyomatékosan hangsúlyozni kell, hogy az effektív dózis nem alkalmazható közvetlenül az egyénre orvosi sugárterhelése károsító hatásának becslésére. Ehelyett az egyes veszélyeztetett szövetekre és szervekre, valamint az expozíciónak kitett egyén vagy népesség életkori megoszlására és nemére vonatkozó (például a BEIR VII [22.6] táblázatban szereplő) kockázati értékeket javasolt használni.

Ezen intelem ellenére az effektív dózis nagyon hasznos lehet összehasonlítás céljából[4], például különböző expozíciós paraméterekkel vagy egy adott populáción végzett eljárásokra.

22.4. HASZNÁLATI DÓZISMENNYISÉGEK MÉRÉSE

22.4.1. Általános megfontolások

A 22.2. szakaszban definiáltuk a diagnosztikai radiológiában használatos, használati dózismennyiségeket. Ebben a szakaszban a mérésekhez használt módszerekkel foglalkozunk. Ennek kezelése szándék szerint ésszerűen átfogó, de a mérések „finom részleteit” megismerni kívánó olvasónak a [22.1] hivatkozást ajánljuk, amely a kalibrálási eljárások részleteit is tisztázza.

[4] Az effektív dózisok összehasonlításakor ügyelni kell arra, hogy a szöveti súlytényező (w_T) azonos értékeit használják. Az ICRP 103 [22.5] kiadását megelőzően az effektív dózisokat az ICRP 60 [22.7] ajánlásban szereplő szöveti súlytényezők alkalmazásával számították ki, amelyek eltérnek az ICRP 103-ban szereplőktől.

A mérési eljárásokat két csoportra oszthatjuk:

(i) Közvetlen mérések páciensekkel vagy fantomokkal.
(ii) Közvetett mérések páciensekkel vagy fantomokkal. Ide tartoznak a szabadlevegős mérések a röntgennyaláb sugárzáskibocsátásának meghatározására, amelyet aztán a tényleges páciens vagy fantom expozíciós paramétereivel az expozíció és a geometria függvényében skáláznak.

A használati dózismennyiségek ionizációs kamrákkal (beleértve a KAP-mérőket) vagy bizonyos esetekben félvezető detektorokkal mérhetők (lásd 21.3. és 21.4. szakasz). A közvetlen páciensdozimetriához gyakran a KAP-mérők vagy TLD-k a legmegfelelőbbek, mivel a diagnosztikai radiológiai vizsgálatok energiatartományában (a mammográfia kivételével) sugáráteresztőek. A TLD-k fontos tulajdonossága, hogy nagy érzékenységgel rendelkeznek, alkalmasak akár 0,1 mGy levegőkerma kimutatására is. Jó gyakorlat olyan TLD-t alkalmazni, ami legalább három TLD tablettából áll.

Minden esetben a következő összefüggés írja le a mért *M* mennyiség és a *K*, levegőkermával összefüggő mennyiség közötti kapcsolatot:

$$K = N_{K,Q_0} k_Q M k_{\mathrm{TP}} \tag{22.14}$$

ahol N_{K,Q_0} a dozimáter kalibrációs faktora, Q_0 a kalibrációs sugárminőség, és k_Q faktor a kamra korrekciós tényezője a tényleges mérés Q sugárminőségre. A k_{TP} faktor a hőmérséklet és a nyomás korrekciójára szolgál. Félvezető dozimáterek esetén értéke egységnyi, ionizációs kamrák használatakor a következő összefüggéssel határozható meg (lásd 21.3. szakasz):

$$k_{\mathrm{TP}} = \left(\frac{273{,}2 + T}{273{,}2 + T_0}\right)\left(\frac{P_0}{P}\right) \tag{22.15}$$

A *T* és *P* paraméterek a mérés során fennálló hőmérséklet és nyomás értékeket jelölik, T_0 és P_0 pedig a kalibrálás megfelelő jellemzőit. A megkívánt mérési bizonytalanságtól függően ez az összefüggés használható a mérés helyével azonos magasságon jellemző légköri nyomás értékét és a mérőhelyiség átlagos hőmérsékletét, vagy a mérés időpontjában érvényes tényleges értékeket behelyettesítve.

A használati dózismennyiségek elfogadható mérési bizonytalansága a mérés felhasználási céljától függ.[5] A [22.1] hivatkozás az alábbi ajánlásokat adja:

- Az abszolút sztochasztikus kockázat becsléséhez: 10%.
- A relatív kockázatok becsléséhez (összehasonlító dózismérések): 7%.
- Az embriót/magzatot érő dózis becsléséhez: 7%.
- Minőségbiztosításhoz: 7%.

Ezek a bizonytalanságok mind k=2 kiterjesztett bizonytalanságnak felelnek meg[6], illetve a kockázatot jellemző mennyiségek kiszámításához használt konverziós tényezők bizonytalanságain felül értendők. Az egyes mérések bizonytalanságainak becslése fontos. Kétséges, hogy az ajánlásban közölt bizonytalanságok minden esetben elérhetőek-e [22.9].

22.4.2. Fantommal és páciensen végzett mérések

A fantomokkal végzett mérések hasznosak az alábbi célokra:

- műszaki paraméterek ellenőrzésére, beleértve az automatikus expozíciószabályozású berendezéseket is;
- ugyanazon rendszer összehasonlítására különböző időpontokban;
- különböző rendszerek összehasonlítására;
- a képalkotó rendszer egyes elemei vagy a teljes rendszer optimalizálására.

Ezek azonban nem adnak közvetlen becslést a páciensek egy adott populációjának átlagos dózisára, vagy a gyakorlatban a páciensek testméretének és testösszetételének eltérései miatt fennálló különbségekre. Arról sem nyújtanak információt, hogy a technikai paraméterek hogyan változnak a kezelőtől függően. Ezért fontos, hogy a fantomokon végzett méréseket kiegészítsük a pácienseken végzett vizsgálatokkal, bár e kétféle mérés gyakorisága eltérő lesz.

A fantomok összetettsége és anatómiai pontossága változó. Általában minél valósághűebbek, annál drágábbak. Abban az esetben, ha csak a teljes sugárgyengítést egyezését igényeljük, gyakran az egyszerű műanyag fantomok is használhatók. Jó példa erre a PMMA fantomok használata a mammográfiás dozimetriában. Egyszerű műanyag fantomok használhatók CT dozimetriájához is, bár ekkor nem tekinthető a tipikus páciensek sugárterhelésére reprezentatívnak. Az egyszerű fantomok közé

[5] A másodlagos etalon dozimetriai laboratóriumok mérési bizonytalanságát a [22.8] hivatkozás tárgyalja.

[6] A [22.1] hivatkozás 1. függeléke részletesen tárgyalja a mérési bizonytalanságokat. A k = 2 kiterjesztett bizonytalanság a kérdéses mennyiségre vonatkozó 95%-os konfidenciaszintnek felel meg.

sorolható példa még az Egyesült Államokbeli Center for Devices and Radiological Health (CDRH, Egészségügyi Radiológiai és Eszközfelügyeleti Központ) által tervezett eszközök is. Ezek mellkasi és ágyéki gerinc és hasi dozimetriai vizsgálatokra alkalmasak. A CDRH hasfantomját például úgy tervezték, hogy megfeleljen egy átlagos államokbeli lakosnak az anterior-posterior nézetben (átlagos vastagság 230 mm).

A páciensek expozícióiból nyert dozimetriai mennyiségek magukban foglalják a különböző berendezések teljesítőképességének és a kezelők módszereinek eltéréseit, valamint a páciensek közti különbségeket. Ezért egyszeri mérés nem reprezentatív a klinikai gyakorlatra. Ehelyett a dozimetriai adatokat egy nagyobb csoportjára kell gyűjteni, így számíthatók a mediánok és átlagok. Az ilyen értékek felhasználhatók helyi, regionális, nemzeti és nemzetközi szintű összehasonlító vizsgálatokhoz, mindig azzal a feltétellel, hogy a páciensek testméretének mediánjai hasonlók. Nyilvánvaló, hogy a kohorsznak reprezentatívnak és kellően nagynak kell lennie ahhoz, hogy a minta mediánjának és átlagának statisztikai ingadozása elfogadható szintre csökkenjen. Az alkalmazott minták mérete jellemzően 10 és 50 közötti. A minta mediánjának átlag helyetti használata azzal az előnnyel jár, hogy a nagyon nagy vagy nagyon kis páciensekből származó, kiugró értékek kevéssé befolyásolják. Ha a minta átlagát kell használni, a páciensek tömeg szerinti kiválasztása hasznos lehet, főleg kisebb minta esetén. Az eredmények értelmezésének megkönnyítése érdekében minden esetben ajánlott a páciensek tömegének és magasságának rögzítése.

Végül meg kell jegyezni, hogy a kockázatához kapcsolódó mennyiségek és a használati dózismennyiségek közötti kapcsolat általában a mezőmérettől és a sugárminőségtől függ. Az e paraméterekre vonatkozó információkat szükség szerint fel kell jegyezni.

22.4.3. Szabadlevegőben végzett mérések

Abban az esetben, ha a röntgenfelvétel expozíciós paraméterei ismertek, az IAK közvetlenül kiszámítható a cső $Y(d)$ sugárzáskibocsátásának mérései alapján, (lásd (22.2) egyenlet) a következő összefüggéssel:

$$K_{\mathrm{i}} = Y(d) P_{\mathrm{It}}(X) \left[\frac{d}{d_{\mathrm{FSD}}}\right]^2 \tag{22.16}$$

ahol:
d_{FSD} a fókusz-bőr (vagy a fókusz-fantom felszín) távolság;
d a fókusztól a cső sugárzáskibocsátásának mérési pontjáig vett távolság.
és P_{It} az expozíció csőáram-expozíciós idő szorzat.

A cső sugárzáskibocsátásának meghatározásához a dozimétert szabadon, levegőbe (szabadlevegőben), a röntgennyaláb középső tengelyén, a visszaszórás hatásának csökkentése érdekében az asztal felett kell elhelyezni. A visszaszórás ellen árnyékolt szilárdtest-dozimétert a vizsgálóasztalra vagy a padlóra is el lehet helyezni. Egy lehetséges elrendezést a 22.3. ábrán látható.



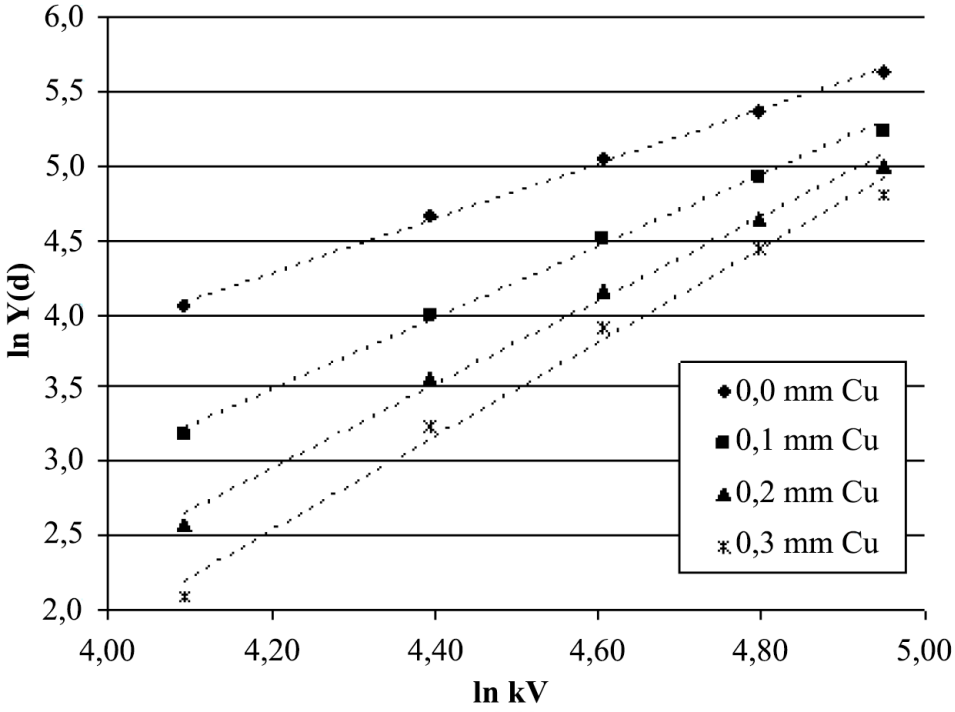
22.3. ÁBRA. Röntgencső sugárzáskibocsátásának mérése, kalibrált szilárdtest-dozimeterrel, amely a visszaszórás hatásának csökkentése érdekében ólmozott hátlapú. Megjegyzendő, hogy a fényképen a dózismérő és a vezérlőegység is látható demonstrációs céllal. Valós helyzetben egymástól távolabb lennének és a kábel nem lenne feltekeredve.

A röntgencső sugárzáskibocsátását különböző csőfeszültségek mellett és a klinikailag alkalmazott szűrésnél kell mérni. Interpoláció céljából az egyes szűréseknél a sugárzáskibocsátás illeszthető a következővel:

$$Y(d) = a(\mathrm{kV})^n \qquad (22.17)$$

ahol:
$Y(d)$ a röntgencső sugárzáskibocsátása;
kV a csőfeszültség.
és a és n állandók.

Az állandókat illetően az a konstans az alkalmazott szűrésre jellemző, az n értéke volfrám anód esetén kb. 2, a molibdénanód esetén pedig 3. A 22.4. ábra egy interpolációra mutat példát egy volfrám anód esetén.



22.4. ÁBRA. Röntgencső sugárzáskibocsátása a csőfeszültség függvényében, különböző vastagságú réz szűrések alkalmazása esetén.

22.4.4. Röntgenfelvételezés

A röntgenfelvételezés dozimetriájához használt alkalmazáshoz kapcsolódó mennyiség az IAK, a belépőoldali levegőkerma és a KAP. A gyakorlatban a páciensdozimetriai paraméterek közül a KAP meghatározása a legegyszerűbb, amennyiben a röntgencső elé felszereltek egy kalibrált KAP-mérőt. Amennyiben a dozimétert a röntgenberendezés gyártója biztosítja, a mért értékek általában megjelennek a vezérlőpult kijelzőjén. Előfordul, hogy a megjelenített KAP-ot a röntgengenerátor mikroprocesszora számítja ki az expozíciós tényezőkből, a kollimátorok beállításaiból és a sugárzáskibocsátás általános értékéből. Ezért is fontos ellenőrizni a KAP-mérő kalibrálását, annak páciensdozimetriai felhasználása előtt.

KAP-mérő hiányában az IAK vagy belépőoldali levegőkerma paraméterek ésszerű helyettesítői a KAP-nak. Legegyszerűbben mindkét érték a rögzített

expozíciós paraméterekből történő közvetett számítással kapható (lásd 22.2.4. szakasz), ugyanakkor közvetlen mérés is lehetséges. Abban az esetben, ha a belépőoldali levegőkerma meghatározása szükséges, a közvetlen mérések előnyösebbek lehetnek, mivel ezek magukba foglalják a visszaszórást is. Ez esetben a dozimétert a páciens vagy a fantom belépő felszínén, a sugármező közepén helyezik el, és a szokásos klinikai gyakorlatnak megfelelően exponálnak.

22.4.5. Átvilágítás

Az átvilágításos vizsgálatok természetüknél fogva nagyon változóak. Az ilyen vizsgálatok során egyaránt változhat a mód (azaz átvilágítás, vagy állóképfelvétel), az expozíciós tényezők, a szűrés, a vetítési irány, a kollimáció és a besugárzott testrész. A páciensdózis függ a páciens méretétől, a kezelő választott beállításaitól és az eset összetettségétől. Ezért a páciens expozícióján alapuló dozimetriai mennyiségek alapvetőek. A fantom expozíciók egyszerű eljárások esetén és a minőségellenőrzés kapcsán, illetve a berendezés megfelelő beállításának és optimalizálásának biztosítása során hasznosak. Az említett változékonyság miatt a KAP a sugárzás okozta kockázatok becslésére választandó dozimetriai mennyiség. Az IAK és a belépőoldali levegőkerma használata olyan vizsgálatokhoz szükséges, ahol fennáll a bőr sérülésének veszélye, vagy a szem közvetlen sugárzásnak való kitettsége.

Az átvilágító rendszerek esetében a vizsgálat teljes KAP értékét és az átvilágítás teljes idejét a vezérlőpulton jelzik ki. Az előbbit általában KAP-mérővel mérik, de ki is számítható (ebben az esetben az előző szakaszban említett figyelmeztetésre kell ügyelni). A vizsgálóasztal alatt elhelyezett KAP-mérők mért értékei túlbecsülik a páciens KAP-ját, a röntgennyaláb asztal miatti gyengülése okán. Az asztal gyengítésének pontos korrekciója gyakran nem kivitelezhető, mivel az a sugárminőség és a sugárnyaláb irányának a függvénye.

A modern intervenciós átvilágító készülékek feljegyzik a KAP-ból számolt referenciapontbeli IAK-t, a kollimátor beállításait és az expozíciós geometriát. A feljegyzett IAK értékkel becsülhető a belépőoldali levegőkerma maximális értéke. Ez a maximális érték, mivel a vetítési szög vizsgálat során való változását figyelmen kívül hagyják. Mindemellett hasznos mennyiség lehet a bőrdózis nyomon követéséhez, de a páciensdozimetriai felmérésekre való alkalmazás előtt teljes mértékben meg kell érteni jelentését és kalibrálni kell.

A belépőoldali levegőkerma-teljesítmény fantommal való meghatározása kiválasztott klinikai protokollok és tipikus vetületek esetén kombinálható az átvilágítás idejével, a képfelvételi paraméterekkel és a kiválasztott mezőméretekkel, hogy egyszerű vizsgálatok esetén becslést kapjunk a teljes belépőoldali levegőkerma becsült értékére. Egy ilyen mérési elrendezést a 22.5. ábrán láthatunk.

22.4.6. Mammográfia

A mammográfiai alkalmazáshoz kapcsolódó dozimetriai mennyiség az IAK és a belépőoldali levegőkerma. Utóbbit azonban ritkán mérik, illetve használják, mivel az MGD kiszámításához az IAK-ra van szükség. Ezt a 22.5.3.2. szakasz tárgyalja részletesebben.

Az IAK meghatározásának sztenderd módszerét mind a páciens, mind a fantom expozíciója esetében a (22.16) összefüggés adja meg, a röntgencső sugárzáskibocsátásának mérései és az expozíció során használt paraméterek (töltésmennyiség (mAs), csőfeszültség és szűrés, valamint az emlő vagy a fantom vastagsága) ismeretében számítható ki. A közvetlen méréseket kevésbé használják fantomokkal végzett dozimetria esetén, és a páciens expozíciója során pedig egyáltalán nem lehetséges az alkalmazásuk, mivel még az olyan kis doziméterek, mint a TLD-k is, láthatóak a felvételen.

A mammográfia nemzeti minőségellenőrzési programjaiban PMMA fantomokkal végzett mérések szerepelnek, de az MGD tényleges eloszlásának meghatározásához páciensekkel végzett mérésekre van szükség. A röntgenfelvételezéstől és átvilágítástól eltérően mammográfia esetében a szabványosított fantomok jól körülírtak, így különböző vizsgálóhelyek között megvalósítható nemzeti és nemzetközi szintű összehasonlítás.



22.5. ÁBRA. A belépőoldali levegőkerma mérési elrendezése PMMA fantommal. Megjegyzendő, hogy a dózismérő és a vezérlőegység is látható a fényképen demonstrációs céllal. Valós helyzetben távolabb lennének egymástól, és a kábel nem lenne feltekeredve.

22.4.7. CT

A CT páciensdozimetriájához tartozó, alkalmazásokhoz kapcsolódó dozimetriai mennyiségeket a 22.2.6. szakasz ismerteti:

- Szabadlevegőben mért CT-kermaindex, $C_{a,100}$;
- Fantomban mért CT-kermaindexek, $C_{PMMA,100,p}$ és $C_{PMMA,100,c}$;
- Súlyozott CT-kermaindex, C_W;
- Térfogati CT-kermaindex, C_{VOL};
- Kerma-hossz szorzat, $P_{KL,CT}$.

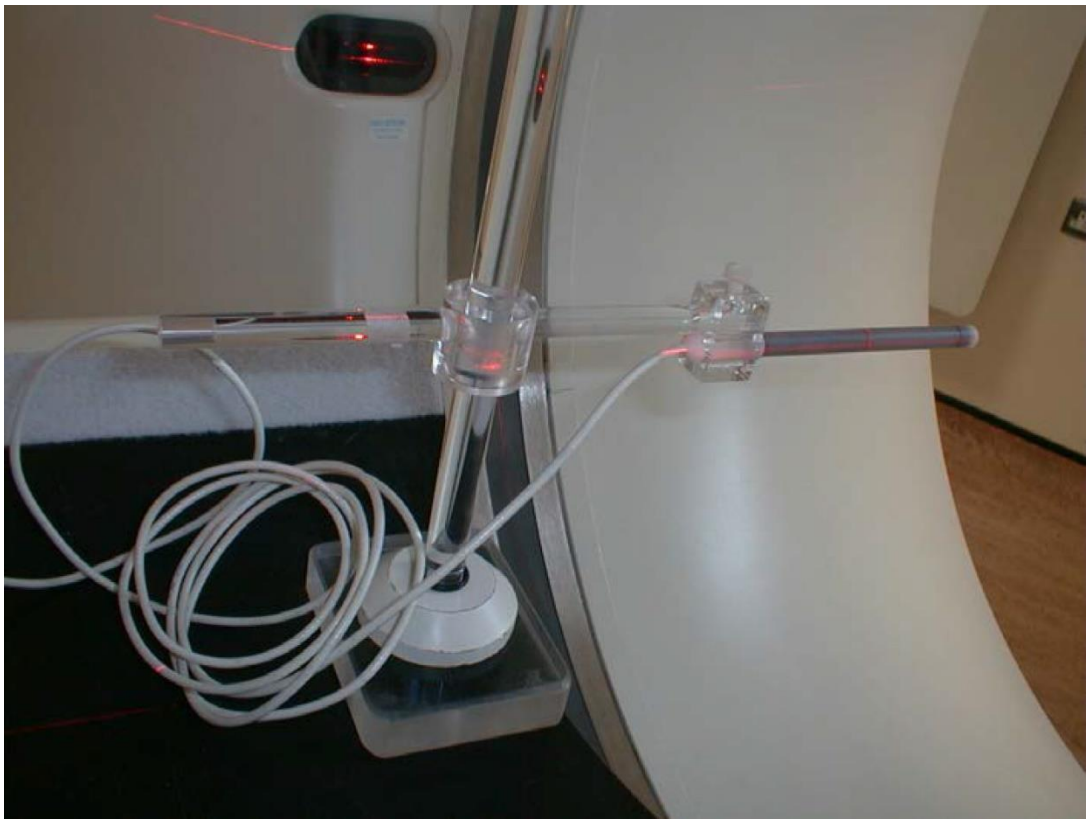
Az első két mennyiség mérhető ionizációs ceruzakamrával vagy TLD sorozattal (egymás után, lapjával felsorakoztatott lemezkék), bár gyakorlati okokból általában az elsőt részesítik előnyben. A kamra aktív térfogatának hossza 100 mm, hogy megfeleljen a levegőben ((22.5) egyenlet) vagy fantomban mért CT-kermaindex integrációs határainak. Általában a mért indexeket a csőáram-expozíciós idő szorzattal (mAs) normálják, és szükség esetén skálázhatók, hogy megfeleljenek az adott eljárás expozíciós paramétereinek.

A szabadlevegős CT-kermaindex jellemzi a CT-berendezés sugárzáskibocsátását és alkalmazható minőségellenőrzési paraméterként. Könnyen mérhető (a ceruzakamrát a gantry forgástengelyéhez igazítva, amint a 22.6. ábrán látható), de nem befolyásolja a gantry nyalábformáló szűrése (lásd 11.3.4. szakasz). Skálázási faktorként is szükség lehet rá abban az esetben, ha táblázatos konverziós tényezőket használunk a szervben elnyelt dózis vagy az effektív dózis kiszámításához.

A fantomban végzett mérések a páciensdózis jobb mértékeit adják. A súlyozott CT-kermaindex egy szeleten belüli átlagos dózisra ad becslést, a gantry egyetlen, elmozdulás nélküli körülfordulása esetén. Ezt a $C_{PMMA,100}$ mért értékek kombinálásával kapjuk, amelyeket egy szabványos CT dozimetriai fantom középső és szélső furataiban végzünk (lásd (22.6) egyenlet). Két fantomot használunk: szabványos fej- és testfantomot (a 22.7. ábrán a szabványos testfantom látható; a fejfantom ennek a fantomnak a középső részét képezi). Ezek a fantomok PMMA-ból készülnek, hengeres felépítésűek. A mérés megkönnyítése érdekében a közepükön és a szélükön negyedkörnyi távolságra 1 cm-rel a felszín alatt furatokkal rendelkeznek. Átmérőjük 16 cm, illetve 32 cm.

A súlyozott CT-kermaindex hasznos a CT-berendezés dozimetriai teljesítőképességének jellemzésére, de nem alkalmas páciensdozimetriára, mivel egyszeri körülfordulásra vonatkozik, nem pedig a teljes vizsgálatra. Azonban ha már meghatározták, felhasználható a térfogati CT-kermaindex és így a levegőkerma-hossz szorzat kiszámításához ((22.7), (22.9) egyenletek, valamint a pitch és a mAs felhasználásával), amelyeket széleskörben használnak a CT képalkotásból adódó páciensdózisok leírására, gyakran a szükséges gondosság mellőzésével (lásd 22.5.3.3.

szakasz). Mindazonáltal e paraméterek tekinthetők a CT páciensdozimetriában előnyben részesített mennyiségeknek.

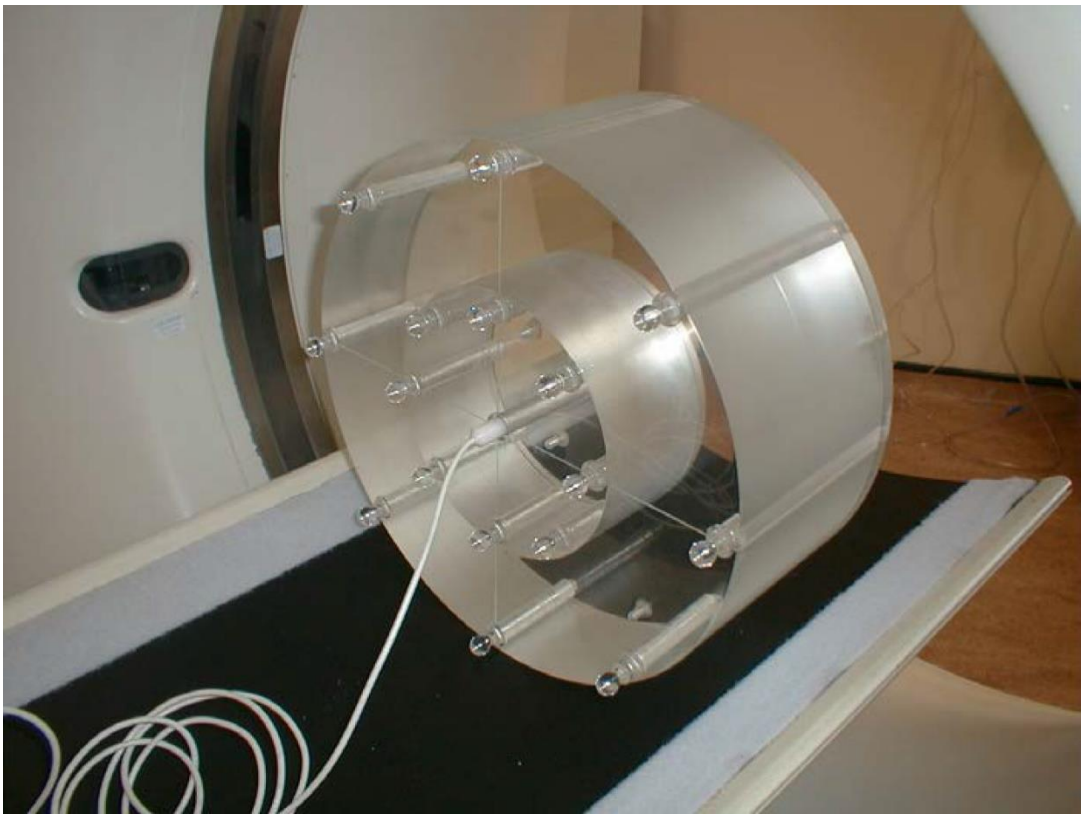


22.6. ÁBRA. A $C_{a,100}$ CT levegőkerma-index mérési elrendezése szabadlevegőben. A kamrát egy külön e célra tervezett tartószerkezetben rögzítik (de erre akár a CTDI fantom is alkalmas lehet), és úgy állítják be, hogy a gantry forgástengelyével egybeessen, illetve érzékeny térfogatát a forgási sík félbemetssze. E konkrét példában a beállítást a lézernyalábok segítségével végezték. A bemutató fényképen a kábel feltekeredve látható, de valós mérés esetén ez nem így lenne.

A CT esetén alkalmazott páciensdozimetria egyedülálló a diagnosztikai radiológiában, mivel a CT sajátos dozimetriai mennyiségeit szabványosított fantomokra vonatkoztatva határozták meg, mégis a páciens expozíciójának jellemzésére alkalmazzák. A páciens mérete eltérhet a fantom méretétől, így a dozimetriai mennyiségek túl- vagy alábecsülhetik a páciensbe jutó levegőkermát. Más szóval, a térfogati CT-kermaindex és a levegőkerma-hossz szorzat nem mérhető a páciensen úgy, ahogyan az IAK, KAP, stb. paraméterek. Tehát életbevágó megjegyezni, hogy a CT-ben a dozimetriai mennyiségek fantomokra vonatkoznak.

A modern CT-berendezések „$CTDI_{vol}$” néven kijelzik a térfogati kermaindexet a berendezés vezérlőpultján. Kényelmesebb e kijelzett értéket rögzíteni, mint kiszámítani a súlyozott CT-kermaindexet a mérési eredmények és a vizsgálati paraméterek felhasználásával. A csőáram-modulációval rendelkező CT-berendezések esetében a vizsgálatra vonatkozó átlagos térfogati CT-kermaindex értékének

becslésére csak a kijelzett paraméter áll rendelkezésre. Ez a megközelítés elfogadható, ha a térfogati CT-kermaindex számítását mérésekkel ellenőrizték.



22.7. ÁBRA. A CT levegőkerma-index, $C_{PMMA,100,c}$, mérési elrendezése standard CT testfantomban. A fantomot az asztal tetejére helyezzük, a kamrát pedig a fantom középső furatába. A kamrát egy műanyag hüvely veszi körül, így biztosítva a fantomba való jó illeszkedést. A fantom középső síkját ebben az esetben is a vizsgált szelet helyzetéhez kell igazítani. A demonstrációs fényképen a kábel feltekerve látható, de valós mérés esetén ez nem így van.

Modern CT-berendezések a levegőkerma-hossz szorzatot is kijelzik a berendezés konzolján; ez dózis-hosszúság szorzatként látható. Ez a megközelítés elfogadható, ha a dózishossz szorzat kiszámítását mérések alapján validálták.

22.4.8. Fogászati röntgenfelvételezés

A fogászati röntgenfelvételezés dozimetriai méréseit általában páciens-expozíciók alapján végzik, nem pedig fantomok segítségével. Általánosan használt dozimetriai mennyiségei az IAK, amely könnyen mérhető az intraorális vizsgálatok esetén, valamint a KLP és a KAP, amelyeket a panorámaröntgen-vizsgálatokhoz alkalmaznak.

A fogászati röntgenvizsgálatok esetén az expozíció paramétereit általában az operátor állítja be, vagy alapértelmezett protokollok közül választ. Ezért az expozíciós tényezők függetlenek a vizsgált alanytól. Az AEC-t használó panorámakészülékek esetében azonban a tipikus expozíciós paramétereket fel kell jegyezni, hogyha dozimetriai vizsgálatokhoz manuális vezérléssel meg szeretnénk ismételni az expozíciókat.

Gyakran előnyben részesítik a közvetlen méréseket a fogászati röntgenfelvételezés esetén, mivel könnyen kivitelezhetők. A klinikai gyakorlatban használt képalkotó protokollok száma általában kicsi, így az egyes protokollok mérése időhatékonyabb, mint a röntgencső sugárzáskibocsátásainak 22.4.3. szakaszban leírtak szerinti meghatározása.

Intraorális vizsgálatoknál az IAK szabadlevegős mérése megvalósítható, ha a dozimétert a tubus végére, a röntgennyaláb közepére helyezik. Szokványos klinikai protokoll (leképezendő fog) kiválasztásával exponálnak.

Panorámaröntgen esetén a KLP mérhető hengeres ionizációs kamrával vagy TLD sorozattal, melyek hossza a röntgennyaláb szélességét meghaladja. Az ionizációs kamra legkönnyebben a másodlagos kollimátorok résénél, a detektor burkolatán rögzíthető, az expozíciót pedig a szokásos klinikai protokoll szerint kell elvégezni. A KAP becsülhető a KLP paraméter felhasználásával, ha megszorozzuk a röntgennyaláb dozimétér pozíciójánál vett függőleges méretével. Ez röntgenfilm vagy foszforlemez segítségével mérhető.

22.5. KOCKÁZATOT JELLEMZŐ MENNYISÉGEK BECSLÉSE

A 22.3. szakaszban megjegyeztük, hogy az egyes szerveket és szöveteket érő elnyelt dózist számszerűsíteni kell a sugárzás károsító hatásának értékeléséhez. A közvetlen mérés nehézségei miatt a szervdózist vagy szöveti dózist általában egy alkalmazáshoz kapcsolódó mennyiség (például IAK vagy KAP) méréséből (vagy számításából) becsülik meg, az elnyelt dózis-konverziós tényezővel (c) kombinálva, amelyet a következőképpen határoznak meg:

$$c = \frac{\text{szerv vagy szövet dózisa}}{\text{mért vagy számított mennyiség}} \tag{22.18}$$

A *c* paraméterhez további indexeket tesznek a felhasznált mennyiségek jelölésére, így például az IAK K_i és a D_T szervdózis közötti kapcsolatot így írják:

$$c_{D_T,K_i} = \frac{D_T}{K_i} \tag{22.19}$$

A 22.5.1. szakasz a Monte-Carlo-számítások és mérések alkalmazását vizsgálja a szervdózis-konverziós együtthatók meghatározására. A 22.5.3. szakasz röviden tárgyalja gyakorlati alkalmazásukat, a 22.5.2. szakasz pedig a visszaszórási tényezőket tárgyalja, amelyeket az IAK és a belépőoldali levegőkerma közötti átváltásra használnak (lásd (22.1) egyenlet).

22.5.1. Szervdózis-konverziós tényezők meghatározása

22.5.1.1. Monte Carlo módszerek

Az elnyeltdózis-konverziós tényezők kiszámítására szolgáló Monte-Carlo modell legfontosabb jellemzői a páciensre eső besugárzási mező szimulációja (beleértve a mező méretét, irányát és a röntgennyaláb spektrumát), a fotontranszport páciensen keresztüli szimulációja és magának a páciensnek a szimulációja. Amint egy ilyen programot kifejlesztettek, általában a vizsgálatok és a röntgenspektrumok széles skálája szimulálható. Ennek következtében a Monte Carlo módszerek általában sokkal hatékonyabb eszköznek bizonyulnak a konverziós tényezők táblázatainak előállításához, mint az antropomorf fantomokkal végzett mérések.

A fotontranszport folyamatok szimulációjának módszertana jól megalapozott. A diagnosztikai energiatartományban a legtöbb esetben elegendő feltételezni, hogy a fotonkölcsönhatás után leadott energia helyben elnyelődik, így a szervdózisok becslése a számos egyedi foton kölcsönhatásának nyomonkövetése során bekövetkező energiaveszteség rögzítésével történhet. Ez alól fontos kivételt képez a vörös csontvelőben történő energiaelnyelődés, ahol a másodlagos elektronok hatótávolsága összemérhető a csontvelő üregeinek méretével, ebben az esetben figyelembe kell venni az elektrontranszportot. Erre a hatásra korrekciót lehet bevezetni.

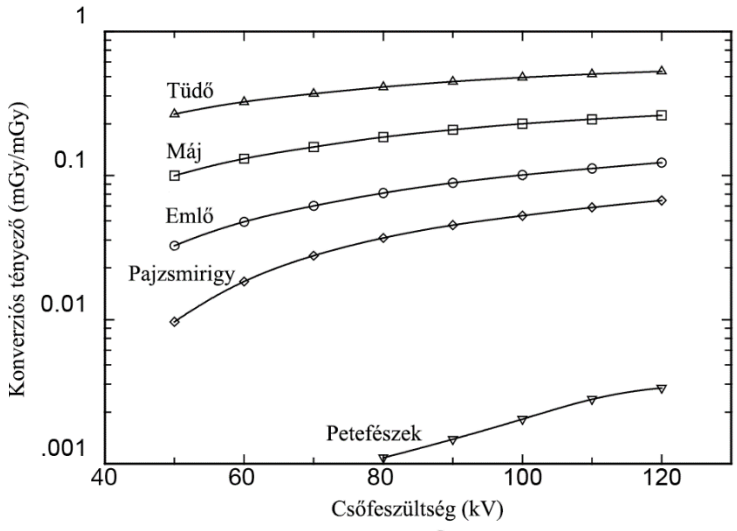
Az emberi test szimulációjára kétféle megközelítést alkalmaznak. Az egyik a matematikai fantom (más néven geometriai fantom) használata, melyben a testet és a szerveket különböző geometriai testek kombinációjaként alakítják ki. Az első ilyen fantom az ICRP 1975-ös referencia személyre vonatkozó ajánlásán alapult, később ezen az elven további hasonló fantomokat fejlesztettek, amelyek például gyermekeket (újszülött, 1, 5, 10 és 15 éves) és felnőtt férfiakat, illetve nőket mintáznak. A matematikai fantomok kritizálhatók, mivel a szervek helyzete és alakja szempontjából nem valósághűek.

Alternatív, valósághűbb megközelítés az egyének anatómiáján alapuló egy vagy több voxelfantom használata. Ilyen fantomok nyerhetők például teljes test CT vagy mágneses rezonancia felvételekből, amelyeket voxelről-voxelre különböző szervekre és szövettípusokra szegmentáltak.

A Monte Carlo szimulációk statisztikai jellegéből adódóan a szervdózis-konverziós együtthatók statisztikai hibákkal terheltek. Általában a sugármezőn belül elhelyezkedő szervek dózisainak statisztikai bizonytalansága kisebb, mint a sugármezőn kívülieké. Az utóbbi esetben a relatív bizonytalanság a mező szélétől mért távolsággal nő.

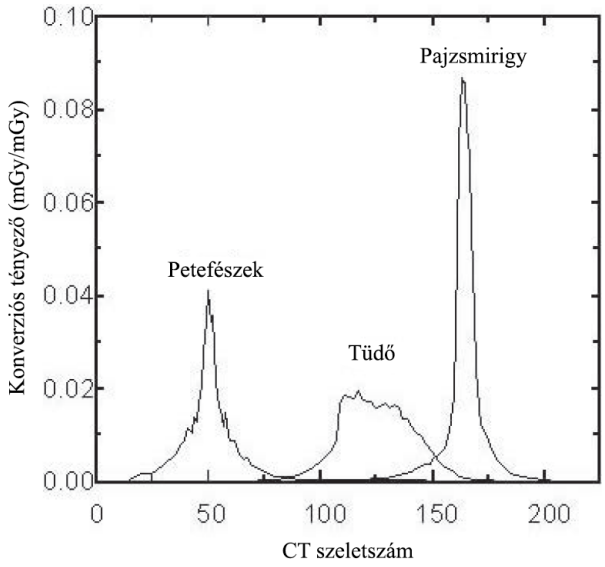
Monte Carlo szimuláció alkalmazásával számított szervdózis-konverziós tényezőket több szerző is publikált. A legterjedelmesebb táblázatokat az amerikai CDRH, a németországi Deutsches Forschungszentrum für Gesundheit und Umwelt (GSF, Nemzeti Egészség- és Környezetkutató Központ) és az Egyesült Királyságbéli National Radiological Protection Board (NRPB, Nemzeti Sugárvédelmi Testület – ma Public Health England, Nemzeti Közegészségügyi Központ) tette közzé.

A táblázat kiválasztását az adott helyzet határozza meg, a rendelkezésre álló adatok, valamint, hogy mennyire pontosan modellezett az expozíció (beleértve a sugármező paramétereit, a pácienst vagy a kohorszt), illetve mely szervdózisok szükségesek. Minden konverziós tényező függ a sugárminőségtől. A lineáris interpoláció alkalmazása a konverziós tényezők értékeire a legtöbb esetben elfogadható a különböző sugárminőségek között. A 22.8. ábra a kiválasztott szervdózis-konverziós együtthatók csőfeszültséggel való változását szemlélteti egy posterior-anterior irányú mellkasvizsgálat esetében.



22.8. ÁBRA. A szervdózis-konverziós együtthatók, $c_{DT,Ke}$, tüdő, máj, emlő, pajzsmirigy és petefészek esetén, a csőfeszültség függvényében. Posterior-anterior irányú mellkasvizsgálat; a röntgenspektrum teljes szűrése 3 mm Al (adatok [22.10]-ből).

A CT esetén fontos, hogy az adatokat az adott berendezéshez igazítsuk. A 22.9. ábrán látható, hogyan változik a tüdő, a pajzsmirigy és a petefészkek elnyelt dózis-konverziós tényezője a kiválasztott CT szelettől függően, 5 mm-es szeletvastagsággal.



22.9. ÁBRA. Szervdózis-konverziós tényezők, $c_{DT,c100,a}$, 5 mm-es CT-szeletenkénti hosszmenti változása a tüdő, a pajzsmirigy és a petefészek esetén, adott CT-berendezésnél (adatok a [22.11] alapján).

22.5.1.2. Fantommal végzett mérések

Azokban az esetekben, mikor nem állnak rendelkezésre megfelelő Monte Carlo szimulációkkal meghatározott konverziós együtthatók, szükség lehet a szervdózis egyedi meghatározására egy megfelelő antropomorf fantom segítségével. A lokális bőrdózis mérése egy fix sugármező esetén meglehetősen egyszerű, feltéve, hogy az IAK lassan változik a mezőn belül. A belső szervek szervdózisának mérésére gyakran használnak TLD-ket. Ez nem triviális, különösen a nagyméretű szervek (mint például a tüdő) vagy a nagy kiterjedésű szövetek (mint például a vörös csontvelő) esetében, mivel nehéz megfelelő térbeli mintavételezést elérni. Ez a nehézség a következő problémák valamelyikéből vagy együtteséből adódhat: a dózis gyors csökkenése a szöveti mélység növekedésével, valamint egyes szervek részleges besugárzása az elsődleges nyaláb által.

22.5.2. Visszaszórási tényezők

A visszaszórási tényezőt, amely az IAK, K_i és a belépőoldali levegőkerma, K_e közötti kapcsolatot adja meg, a (22.1) egyenlet írja le. Sokszor előfordul, hogy az IAK értéket át kell számítani a belépőoldali levegőkerma értékére, vagy fordítva. Az egyik ilyen eset az, amikor a szervdózis-konverziós együtthatók az IAK értékére normálva állnak rendelkezésre, de csak a belépőoldali levegőkerma mért értékei állnak rendelkezésre. Egy másik eset, mikor két levegőkerma mértéket kell összehasonlítani. A harmadik (és néha nagyon fontos) példa az, amikor az IAK ismert, és a lokális bőrdózist kell megbecsülni.

A szervdózis-konverziós együtthatókhoz hasonlóan a visszaszórási tényezők is kiszámíthatók Monte Carlo szimulációkkal, vagy mérhetőek a megfelelő fantom segítségével (a visszaszórási adatok biztosítására).

A 22.2. táblázat a visszaszórási tényezők mezőmérettől és sugárminőségtől való függését mutatja be. A visszaszóró közeg hatása is jelentős. 150 kV-os, 3 mm Al szűrésű spektrum és 250 mm × 250 mm-es mező esetén a B értéke vízre, ICRU szövetre és PMMA visszaszóró közegek esetén a következők: 1,52, 1,53 és 1,63, ami azt mutatja, hogy a PMMA ebben az esetben nem megfelelő szövethelyettesítő anyag.

22.5.3. Együtthatók alkalmazása

Amint azt fentebb említettük, a kockázattal kapcsolatos mennyiségek, például a szervdózis és az effektív dózis becslésére, egy adott vizsgálattípus és páciensméret esetén, táblázatból kiválasztott konverziós együtthatókat használnak, figyelembe véve a vetítési irányt, a sugármezőt és a sugárnyaláb minőségét. Ezt követően a kiválasztott konverziós együtthatót megszorozzuk az alkalmazáshoz kapcsolódó mennyiség mért értékével (Q_i).

$$D_T = Q_i c_{D_T,Q_i} \tag{22.20}$$

22.2. TÁBLÁZAT. VISSZASZÓRÁSI TÉNYEZŐK VÍZRE *(adatok [22.12]-ből)*

Csőfeszültség (kV)	Szűrés (mmAl)	Visszaszórási tényező (B)	
		100 mm × 100 mm mező	250 mm × 250 mm mező
50	2,5	1,24	1,26
100	3,0	1,36	1,45
150	3,0	1,39	1,52

22.3. TÁBLÁZAT. SZERVDÓZIS-KONVERZIÓS EGYÜTTHATÓK IAK EGYSÉGENKÉNT, KÉT VOXELFANTOMRA ÉS EGY MATEMATIKAI FANTOMRA KISZÁMÍTVA

(mellkas posterior-anterior vizsgálata; csőfeszültség: 141 kV; teljes szűrés: 5,7 mmAl; fókusz-képreceptor távolság: 1500 mm; mezőméret a képsíkban: 350 mm × 400 mm) (adatok [22.12]-ből)

Szerv	Szervdózis IAK egységenként (mGy/mGy)		
	GOLEM (voxel)	VISIBLE HUMAN (voxel)	ADAM (matematikai)
Vastagbél	0,09	0,04	0,008
Herék	—	—	—
Máj	0,38	0,30	0,27
Tüdő	0,57	0,51	0,79
Hasnyálmirigy	0,27	0,19	0,32
Vörös csontvelő	0,26	0,21	0,21
Csontváz	0,40	0,33	0,39
Lép	0,77	0,52	0,39
Vékonybél	0,09	0,04	0,01
Gyomor fala	0,30	0,24	0,14
Pajzsmirigy	0,28	0,18	0,14
Bőrfelszín (belépő)	1,27	1,40	1,39
Bőrfelszín (kilépő)	0,10	0,07	0,09

Fontos megjegyezni, hogy a modellezett páciens mérete, a szervek helyzete és mérete, valamint a besugárzási mező helyzete és mérete nem biztos, hogy pontosan megfeleltethetőek egymásnak a valóságban. Ennek következtében jelentős hibák léphetnek fel. Előfordulhat, hogy a szervek teljesen, illetve részben a mezőn belül, vagy teljesen a mezőn kívül helyezkednek el, emellett a testen belüli mélységük is nagyon eltérő lehet. A 22.3. táblázat a szervdózis-konverziós együtthatók különbségeit mutatja be, egy 141 kV-os mellkasvizsgálatnál, posterior-anterior irányban, három különböző, felnőtt férfit mintázó fantomra. Az ADAM matematikai fantom és a GOLEM voxelfantom külső méretei hasonlóak, de számos szerv esetében, köztük a tüdőnél, a májnál és a pajzsmirigynél, az együtthatók jelentősen eltérnek, a két fantom belső struktúráinak méretbeli, alakbeli és helyzetükbeli különbségeik miatt. A VISIBLE HUMAN voxelfantom sokkal nagyobb, mint a GOLEM fantom, és e két fantom eredményeit összehasonlítva elmondható, hogy a konverziós tényezők általában csökkennek a páciensméret növekedésével, köszönhetően annak, hogy a nagyobb testméretnél a legtöbb szervre nagyobb árnyékoló hatás érvényesül (nagyobb testméretnél persze nagyobb beeső kerma szükséges a megfelelő képhez).

22.5.3.1. Röntgenfelvételezés és átvilágítás

A radiográfiára és átvilágításra használható konverziós tényezőket a KAP, IAK és a belépőoldali levegő kerma értékére normálják.

Néhány táblázathoz szoftver is rendelkezésre áll, ami nagyban megkönnyítheti a szerv- vagy effektív dózis kiszámítását. Ezenkívül megvásárolható a finnországi Sugár- és Nukleáris Biztonsági Hatóság (STUK) PC-alapú Monte Carlo számítógépes programja (PCXMC, Personal Computer X ray Monte Carlo Program) is [22.13], amely közvetlenül számítja a szervdózisokat a felhasználó által megadott sugármezőkre azzal a kiegészítő szolgáltatással, hogy a páciens mérete is átállítható, beleértve a gyermekek dozimetriájához megfelelő méreteket is.

Hibaforrás lehet a KAP használata olyan helyzetekben, amikor a röntgensugármező túlnyúlik a páciensen. A számítás pontosságának ellenőrzésére érdemes a KAP-ból a röntgensugár területének ismeretében megbecsülni az IAK-ot, és megismételni a szervdózis vagy effektív dózis számítását.

Gyermekek dozimetriája esetén az alanyok nem valószínű, hogy megfelelnek a meglévő konverziós tényezőket tartalmazó táblázatok számításához használt gyermek fantomoknak. Ez a probléma elkerülhető a PCXMC használatával. Alternatív megoldásként a táblázatos konverziós tényezők felrajzolhatóak a fantom méretének - nem az életkorának - függvényében és a vizsgált alany méretének megfelelő konverziós együtthatót le lehet vezetni interpoláció segítségével.

22.5.3.2. Mammográfia

Mammográfiás páciensdozimetriára Európában és az USA-ban különböző megközelítéseket alkalmaztak. A módszertan még mindig fejlődik. Az itt ismertetésre kerülő módszertan a [22.1]-ben tárgyaltak szerinti, amely az akkori európai gyakorlatot követte. Ugyanezt az általános megközelítést alkalmazza a NAÜ újabb jelentése is (lásd [22.14]).

A páciens vizsgálatának MGD-jét a teljesmezős kontakt mammográfia során a [22.15] hivatkozás alapján számítják ki, a következőképpen:

$$D_{\mathrm{G}} = g\ c\ s\ K_{\mathrm{i}} \tag{22.21}$$

ahol:

K_{i} a páciens expozíciójára vonatkozó IAK;

g az IAK-ról MGD-re történő átváltási együttható egy 50%-os mirigyállományú sztenderd emlőre;

c korrigálja a páciens emlő és a sztenderd emlő közötti mirigyessége közötti különbségeket; és

s az alkalmazott spektrum eltérésének korrekciójára szolgál.

A g és c faktorok az emlő képalkotásához használt sugárminőségtől függnek, a táblázatban a felezőréteg-vastagság függvényében vannak megadva. A Monte Carlo szimulációkhoz használt sztenderd emlőmodell félköríves keresztmetszetű és 80 mm sugarú volt, a központi régiója zsír- és mirigyszövetek egyenletes keverékeként. Egy ilyen modell nyilvánvalóan nem reprezentatív minden emlőre, de észszerű támpontként szolgál egy adott mirigyességű emlőre. A kraniokaudális és a ferde vetületekhez a tényezőknek ugyanazokat a táblázatait használják.

A (22.21) egyenlet alkalmazásához ismerni kell az emlő állományának mirigyességét. Ez általában nem ismert, így helyette általánosított értékeket használnak. Ezek az adatok már számos országban rendelkezésre állnak. Az Egyesült Királyságban emlőszűrésre jelentkező 50-64 éves nőkre vonatkozó adatokat például a 22.4. táblázat tartalmazza.

A mammográfiában a fantomokat gyakran használják dozimetriára. A PMMA megfelelő szövethelyettesítő anyag. A [22.1] hivatkozás egy 45 mm vastagságú sztenderd fantomot használ egy 50 mm (komprimált) vastagságú, 50%-os mirigyességű emlő szimulálására. Mivel ezek nem teljesen egyenértékűek, a használt konverziós együtthatóban egy kis korrekciós tag is szerepel. A film-fóliás mammográfia minőségbiztosításáról szóló IAEA jelentésben [22.14] ezt a fantomot használják egy 53 mm vastagságú és 29%-os mirigyességű sztenderd emlő szimulálására. Ebben az esetben a fantom és a sztenderd emlő egyenértékű.

Egy alternatív megközelítés a kis korrekciós kifejezés elkerülésére megtalálni azt az emlőösszetételt, amely ugyanazt az IAK értéket adja, mint egy adott vastagságú PMMA. Az így kapott vastagságokat és összetételeket a 22.4. táblázat tartalmazza a fentebb már említett egyesült királyságbeli populációra. Ezután a (22.21) egyenlet közvetlenül használható.

Nagyításos mammográfiára az MGD értéke közelítőleg a (22.21) egyenlet szerint adható meg, a végeredményt a közvetlenül besugárzott emlőterület és a komprimált emlő területének arányával skálázva kapjuk.

Nagyon ritkán a mammográfiás vizsgálatokhoz az effektív dózisra is szükség van. Ebben az esetben, ésszerű feltételezésként, a más szervekben elnyelt dózis elhanyagolható. Megjegyzendő azonban, hogy az emlőre vonatkozó szervi súlytényezőt meg kell duplázni a nőkre vonatkozó effektív dózis kiszámításakor, mivel az a férfiak és nők átlagos kockázatán alapul.

22.4. TÁBLÁZAT. TIPIKUS EMLŐK ÉS PMMA FANTOMOK EGYENÉRTÉKŰSÉGE *(adatok [22.15]-ből)*

PMMA vastagsága (mm)	Egyenértékű emlővastagság (mm)	Egyenértékű emlőmirigyesség (%)
20	21	97
30	32	67
40	45	40
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4
80	103	3

22.5.3.3. CT

A Monte Carlo konverziós tényezők CT esetében alapvetően különböznek a projekciós röntgenfelvételezésnél rendelkezésre álló adatoktól, mivel azokat a fantomon keresztirányban metsző szeletek összefüggő sorozatára adják meg, nem pedig CT vizsgálatonként. A legszélesebb körben használt, CT-re vonatkozó Monte Carlo adatok az NRPB és a GSF által közölt konverziós tényezők, melyeket a 22.5. táblázat foglal össze.

22.5. TÁBLÁZAT. A CT-HEZ RENDELKEZÉSRE ÁLLÓ KONVERZIÓS EGYÜTTHATÓK ÖSSZEGZÉSE

A táblázatba foglalt konverziós tényezők forrása	Fantom	Adatkészlet	Alkalmazáshoz kapcsolódó mennyiség	Kockázathoz kapcsolódó mennyiség
NRPB	ADULT CRISTY	23	CT-kermaindex ICRU izomra	Szervdózis
GSF	ADAM, EVA, CHILD, BABY	3	$C_{a,100}$	Szervdózis

A táblázatok használatát a gyakorlatban nagyban megkönnyítik azok a szoftverek, amelyek képesek összegezni az egyes szeletekre vonatkozó konverziós tényezőket annak érdekében, hogy a teljes vizsgálatra vonatkozó szervdózisokat megadják. Az NRPB-adatkészletek lekérdezésére általánosan a CT Patient Dosimetry Calculator (ImPACT) programot használják. A CT-Expo a GSF adatain alapul.

Megjegyzendő, hogy az NRPB és a GSF számításait 1993-ban, illetve 1991-ben közölték, olyan berendezések felhasználásával, amelyeket napjainkban már nem

használnak. A berendezéstípusok folyamatos változása miatt a CT szervdózisának pontos becsléséhez berendezés-korrekciós faktorokat, valamint konverziós tényezőket kell használni. Az ImPACT munkája e tényezők megalapozására is kiterjedt. A szolgáltatók harmadik féltől származó, berendezés-korrekciós tényezőket építettek be a számolási algoritmusaikba, azonban ezek felhasználása nem mindig nyilvánvaló.

A harmadik féltől származó CT dóziskalkulátorokkal óvatosan kell bánni. A lehetséges buktatók:

- *A vizsgálati tartomány beállítása*: A sugárérzékeny szerveket ugyanolyan mértékben kell lefedni, mint a páciens vizsgálata során és a tartománynak tartalmaznia kell a helikális üzemmódban megjelenő túlpásztázást (overscanning).
- *Felvételi mAs*: Helikális üzemmódban a mAs a gyártótól függően lehet a tényleges mAs vagy 1 pitch-értékre vonatkoztatott mAs.
- *Csőáram-moduláció*: A CT-vizsgálat átlagos mAs értéke jelentős hibák nélkül használható.

A gyermekek szervdózisai és effektív dózisai úgy becsülhetők meg, hogy kiszámítják a dózist az ADAM, EVA, CHILD és BABY fantomokra, majd az eredményeket felrajzolják a páciens tömege függvényében, meghatározzák a legjobban illeszkedő függvényt és kiszámítják a szervdózist vagy effektív dózist a megfelelő testtömegre.

Végezetül meg kell jegyezni, hogy a KLP és a kiszámított effektív dózis közötti kapcsolatra sikerült közelítő összefüggést megállapítani az NRPB CT dóziskonverziós tényezőinek felhasználásával. Ez az empirikus összefüggés megkönnyíti az effektív dózis durva becslését közvetlenül a $P_{\mathrm{KL,CT}}$-ből, a következőképpen:

$$E = c_{\mathrm{E,KLP}} P_{\mathrm{KL,CT}} \tag{22.22}$$

ahol E az effektív dózis, a $c_{\mathrm{E,KLP}}$ pedig egy olyan konverziós tényező, amely a fantom méretére és anatómiai elhelyezkedésére jellemző és nagyjából független a CT-berendezéstől.[7]

[7] A $c_{\mathrm{E,KLP}}$ értékei megtalálhatók a [22.16, 22.17] hivatkozásokban.

22.5.3.4. Fogászati röntgenfelvételezés

A fogászati röntgenfelvételezéshez sugárzásból társítható kockázat nagyon kicsi, ezért a szervdózis vagy az effektív dózis kiszámítása nem rutinszerűen történik. A fogászati röntgenfelvételezésre vonatkozóan nem léteznek átfogó, konverziós együtthatókat közlő táblázatok.

22.5.3.5. Magzatdózis számítása

Időről-időre szükség van a magzati dózis becslésére egy adott vizsgálatnál, például amikor a magzatot a primer nyaláb éri. A 0. és 12. hét közötti gesztációs korban a méh dózisa a magzati dózis helyettesítőjeként használható. A 12. hét utáni gesztációs korban megfelelő konverziós együtthatókat kell alkalmazni, de erre vonatkozóan csak korlátozott adatok állnak rendelkezésre.

22.6. DÓZISFELÜGYELET

Az ICRP 105. kiadványában [22.18] megállapítja, hogy nem helyénvaló dózismegszorítást vagy dóziskorlátokat megállapítani a páciens expozíciójára, mivel az egészségügyi állapot mindig előrébb helyezendő, mint az indokolt expozícióból eredő sugárkárosodás lehetősége. Az ICRP ehelyett azt ajánlja, hogy a páciens sugárvédelmének elsődleges eszköze az indokoltság és a dózisoptimalizálás legyen. A dózisfelügyelet implicit módon az optimalizálási feladat része. A páciensdózisok csak akkor kezelhetőek sikeresen, ha rendelkezésre állnak a klinikai gyakorlatban előforduló dózisok nagyságáról és tartományáról információk, és a DRL-eket ezen adatok alapján határozzák meg. A helyi gyakorlati megvalósítás a megfelelő DRL-ekkel való összehasonlítás révén ellenőrizhető.

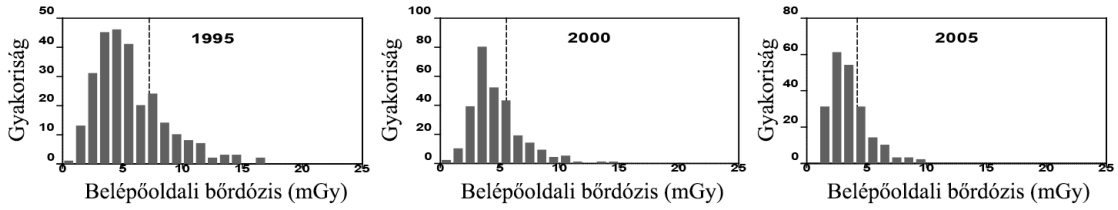
22.6.1. Népességi dózisfelmérések

A gyakori röntgen- és CT-vizsgálatok páciensdózis-felmérésére számos országban van jelenleg is folyamatban lévő felmérőprogram. Ilyen például az USA-ban a Nationwide Evaluation of X ray Trends program, valamint az Egyesült Királyság nemzeti páciensdózis-adatbázisának ötévenkénti felülvizsgálata. A programok eredményeit honlapjaikon és tudományos közleményekben teszik közzé. Számos más országban is végeznek páciensdózis-felméréseket alkalmi jelleggel, amelyek eredményei megtalálhatóak a tudományos szakirodalomban. Különböző módszereket (pl. páciensmérések, fantommérések) és dózismennyiségeket (pl. belépőoldali levegőkerma, IAK) közölnek, ezért az eredmények összehasonlítása során óvatosnak kell lenni.

A 22.10. ábra az átlagos belépőoldali dózisok eloszlását mutatja a különböző munkahelyekre, anterior-posterior hasi vizsgálatra, az Egyesült Királyságban, 1995. A páciensdózis-felmérések dóziseloszlása jellemzően széles, torzult és a nagy dózisok

felé elnyúló. A vizsgálat átlagos belépőoldali dózisa 5,6 mGy volt, de a dózisok 0,75 és 16,6 mGy közötti értékeket vettek fel. A harmadik kvartilis és az első kvartilis aránya 2,0. Az előforduló dózisok tartománya részben a klinikai használatban lévő film-fóliás rendszerek különbözőségével magyarázható, amelyek ISO-érzékenysége 200-nál kisebb és 600-nál nagyobb értékeket is felvett.

A 22.10. ábra az átlagos belépőoldali dózisok eloszlásának összehasonlítását is szemlélteti a különböző munkahelyekre, anterior-posterior irányú, hasi régióra, az Egyesült Királyságban, a 2000. és 2005. évre. A szaggatott vonalak az eloszlás harmadik kvartilisében meghatározott nemzeti referenciadózist jelölik. Az átlagos belépőoldali dózis és a nemzeti referenciadózis idővel csökkenő tendenciát mutat. Ezt a film-fólia érzékenységének javulásával érték el: az 1995-ös felmérésben a helyiségek 40%-a használt 400-nál kisebb ISO-érzékenységet, míg 2005-ben ez az arány már csak 13% volt. A nagy dózis felé elnyúlás 2005-ben kevésbé volt hosszú, mint 1995-ben, ami azt bizonyítja, hogy a nemzeti referenciadózisok a dózisfelügyelet eszközei, mivel a kiugrókat a gyakorlatuk felülvizsgálatára ösztönzi. Mindazonáltal néhány röntgenhelyiség még 2005-ben is meghaladta az 1995-ös nemzeti referenciadózist. A harmadik kvartilis és az első kvartilis aránya nem változott az idő múlásával, ami arra utalhat, hogy a dózisoptimalizálás (amely a dóziseloszlás szűkülését eredményezné) nem történik meg, vagy kevesebb befolyással bír, mint a detektor dinamikatartománya.



22.10. ÁBRA. Az átlagos belépőoldali bőrdózisok röntgenmunkahelyeken való eloszlásának összehasonlítása, anterior-posterior hasi felvételekre, az Egyesült Királyságban, 1995 és 2005 között (adatok [22.19]-ból).

22.6.2. DRL-ek

Az ICRP a DRL-eket a páciensdózis felügyeletének alapvető eszközeként határozza meg. A DRL-ek segítségével eldönthető, hogy egy adott orvosi képalkotó eljárásnál a páciensre jellemző dózis túl magas, vagy túl alacsony. Megjegyzendő, hogy a DRL-ek nem az egyéni páciensdózisok kezelésére szolgálnak. Egyes országokban, például az EU-ban a DRL-eket törvény írja elő.

A DRL-ek értékeit a páciensdózis-felmérésekből vagy sztenderd fantomokon végzett expozíciókból nyerik és a páciensdózis-felmérésekből nyert értékek csak sztenderd páciensekre, pl. 70 kg-os felnőttekre vonatkoznak. A DRL-ek akkor a

leghasznosabbak a dózisfelügyeletnél, ha azokat a 22.2. szakaszban meghatározott használati dózismennyiségek alapján határozzák meg, mert ekkor egyeznek a dózisfelmérésekből rendelkezésre álló adatokkal. Egyszerű röntgenvizsgálatoknál, például ahol a csőfeszültség nem változik, egyetlen expozíciós tényező, például a csőáram és az expozíciós idő szorzata elegendő lehet a DRL megállapításához. A foszforlemezes és a digitális röntgenberendezések egy expozíciós indexet jelenítenek meg; a pontos mennyiség gyártófüggő. Ezek az expozíciós indexek a detektorra és nem a páciens besugárzására vonatkoznak és rosszul korrelálnak a páciens dózisával, mivel érzékenyek egyéb változókra, például az anatómiai régióra és a kollimációra, ezért nem hasznosak a páciens dózisfelügyeletéhez.

DRL-eket nemzetközi, nemzeti, regionális és helyi szinten is meg lehet határozni. Számos országban a nemzeti DRL-eket a szokásos röntgen- és CT-vizsgálatokra a nemzeti páciensdózisok eloszlásának 75%-ára állapítják meg. Például a 22.6. táblázat összefoglalja a gyakori felnőtt röntgenvizsgálatokra vonatkozó DRL-eket Svédországban, míg a 22.7. táblázat a gyakori gyermekradiológiai vizsgálatokra vonatkozó DRL-eket mutatja be Ausztriában. A 22.8. és 22.9. táblázatok a felnőttek és gyermekek CT vizsgálatainak válogatott csoportjára ajánlott DRL-eket tartalmazza 2003-ból, az Egyesült Királyságra.

22.6. TÁBLÁZAT. SVÉD DIAGNOSZTIKAI IRÁNYADÓ SZINTEK ÁLTALÁNOS FELNŐTT RÖNTGENVIZSGÁLATOKHOZ *(adatok [22.20]-ból)*

Vizsgálat	DRL	Mennyiség
Mellkas	0,6 $Gy \cdot cm^2$	KAP
Koszorúér angiográfia	80 $Gy \cdot cm^2$	KAP
Bárium beöntés	50 $Gy \cdot cm^2$	KAP
Urográfia	20 $Gy \cdot cm^2$	KAP
Ágyéki gerinc	10 $Gy \cdot cm^2$	KAP
Medence, csípőízületek (anterior-posterior vagy posterior-anterior nézet)	4 $Gy \cdot cm^2$	KAP
Mammográfia (teljes vizsgálat)	4 mGy	MGD

22.7. TÁBLÁZAT. OSZTRÁK DRL-EK ÁLTALÁNOS GYERMEK RÖNTGENVIZSGÁLATOKHOZ *(adatok [22.21]-ből)*

Vizsgálat	Kor (év)	IAK (μGy)	KAP (μGy·m^2)
Mellkas anterior-posterior / posterior-anterior nézet	0	50	1,7
	1	60	2,3
	5	70	2,6
	10	90	3,7
	15	110	7,3
Koponya anterior-posterior / posterior-anterior nézet	0	350	15
	1	600	25
	5	750	35
	10	900	45
	15	1000	50

22.8. TÁBLÁZAT. DRL-KÉNT AJÁNLOTT REFERENCIADÓZISOK AZ EGYESÜLT KIRÁLYSÁGBAN FELNŐTT ÁLTALÁNOS CT-VIZSGÁLATOKHOZ *(adatok [22.16]-ból)*

Vizsgálat	DRL (mGy·cm^2)		Mennyiség
	Egyszeletes CT	Többszeletes CT	
Fej CT	760	930	KLP
Mellkas CT	430	580	KLP
Has- és medence CT	510	560	KLP

22.9. TÁBLÁZAT. DRL-KÉNT AJÁNLOTT REFERENCIADÓZISOK AZ EGYESÜLT KIRÁLYSÁGBAN GYERMEK CT-VIZSGÁLATOKHOZ *(adatok [22.16]-ból)*

Vizsgálat	Kor (év)	DRL (mGy·cm)	Mennyiség
Mellkas CT	0–1	200	KLP
	5	230	KLP
	10	370	KLP
Fej CT	0–1	270	KLP
	5	470	KLP
	10	620	KLP

A radiológiai osztályoknak a helyi DRL-eket a megfelelő nemzetközi vagy nemzeti DRL-ek figyelembevételével kell meghatározniuk. A helyi DRL betartásának ellenőrzésére a helyi dózisaudit használatos; minden egyes dózisaudit alkalmával az átlagértéket összehasonlítják a helyi és a nemzeti DRL-ekkel. Ha a helyi DRL-t túllépik, vizsgálatot kell indítani.

Fontos szem előtt tartani, hogy előfordulhat, hogy a nemzeti DRL időről-időre a radiológiai osztályon már nem használt technológián alapul. Előfordulhat például, hogy a nemzeti DRL-t film-fóliás röntgenvizsgálatból származtatták, miközben a radiológiai osztályon foszforlemezes képalkotást alkalmaznak.

22.6.3. Helyi dózisaudit

A 22.5. szakaszban leírt dozimetriai technikák képezik a dózisaudit alapját. A páciensadatokat minden egyes röntgen- és CT-vizsgálathoz 3-5 évente, valamint néhány hónappal egy új röntgenberendezés telepítése után érdemes összegyűjteni. Sok esetben kiválasztható úgy egy minta, hogy a legjobban reprezentálja a vizsgált populációt és elég nagy legyen ahhoz, hogy a statisztikai hiba elfogadható értékre csökkenjen. Ha a betegforgalom nem megfelelő egy ilyen minta biztosításához, akkor a felméréshez elfogadható az anatómiai paraméterek egy szűkített tartománya (pl. a páciens tömege vagy emlővastagsága). Egy tipikus páciens dózisa ezután ennek az eloszlásnak a mediánjából vagy a mintavételezett adatok sztenderd páciensméretre történő interpolálásával állapítható meg. Gyermekek esetében több méretcsoportot kell használni.

HIVATKOZÁSOK

[22.1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

[22.2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X rays Used in Medical Imaging, Publication 74, ICRU, Bethesda, MD (2006).

[22.3] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations, Publication 47, ICRU, Bethesda, MD (1992).

[22.4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners, IAEA Human Health Reports No. 5, IAEA, Vienna (2011).

[22.5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 103, Elsevier (2008) 13–32.

[22.6] NATIONAL RESEARCH COUNCIL, BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, The National Academies Press, Washington, DC (2006).
[22.7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).
[22.8] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Measurement Uncertainty: A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories, IAEA TECDOC-1585, IAEA, Vienna (2008).
[22.9] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results, IAEA Human Health Reports No. 4, IAEA, Vienna (2011).
[22.10] HART, D., JONES, D. G., WALL, B. F., Normalised Organ Doses for Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques, Rep. NRPB-SR262, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1994).
[22.11] JONES, D. G., SHRIMPTON, P. C., Normalised Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques, Rep. NRPB-SR250, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1996).
[22.12] PETOUSSI -HENNS, N., ZANKL, M., DREXLER, G., PANZER, W., REGULLA, D., Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods, Phys. Med. Biol. 43 (1998) 2237–2250.
[22.13] STUK — RADIATION AND NUCLEAR SAFETY AUTHORITY, PCXMC – A PC-based Monte Carlo Program for Calculating Patient Doses in Medical X-ray Examinations, STUK, Helsinki, https://stuk.fi/en/pcxmc-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-from-x-ray-examinations (hozzáférés: 2023. aug. 15.).
[22.14] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography, IAEA Human Health Reports No. 2, IAEA, Vienna (2009).
[22.15] DANCE, D.R., SKINNER, C.L., YOUNG, K.C., BECKETT, J.R., KOTRE, C.J., Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 3225–3240.
[22.16] SHRIMPTON, P.C., HILLIER, M.C., LEWIS, M.A., DUNN, M., Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review, Rep. NRPB-W67, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (2005).
[22.17] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, AAPM Rep. 96, AAPM, College Park, MD (2008).
[22.18] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection in Medicine, Publication 105, Elsevier (2008) 1–108.
[22.19] HART, D., HILLIER, M.C., WALL, B.F., Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X ray Imaging Procedures in the UK – 2005 Review, Rep. HPA-RPD-029, Health Protection Agency, Chilton, UK (2007).
[22.20] SWEDISH RADIATION SAFETY AUTHORITY, The Swedish Radiation Protection Authority's Regulations and General Advice on Diagnostic Standard Doses and Reference Levels within Medical X-ray Diagnostics, SSMFS 2008:20, Swedish Radiation Safety Authority, Stockholm (2008).
[22.21] BILLINGE R, J., NOWOTNY, R., HOMOLKA, P., Diagnostic reference levels in pediatric radiology in Austria, Eur. Radiol. 20 7 (2010) 1572–1579.

IRODALOMJEGYZÉK

CONFERENCE OF RADIATION CONTROL PROGRAM DIRECTO RS, Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT) Program, 2nd edn, Conference of Radiation Control Program Directors, Frankfort, KY (2007), https://cdn.ymaws.com/www.crcpd.org/resource/collection/720B159D-BBFC-4C72-AB22-36BD9F25FCFE/NEXT99Dental.pdf (hozzáférés: 2023. aug. 15.).

ZANKL, M., PANZER, W., DREXLER, G., The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part VI: Organ Doses from Computed Tomographic Examinations, GSF-Bericht 30/91, National Research Centre for Environment and Health, Neuherberg, Germany (1991).

23. fejezet

INDOKOLTSÁG ÉS OPTIMÁLÁS A KLINIKAI GYAKORLATBAN

M. SANDBORG
Linköping University,
Linköping, Svédország

Fordította: Dr. Trón Lajos

M. BÅTH
Sahlgrenska University Hospital,
Göteborg, Svédország

Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

H. JÄRVINEN
Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK),
Helsinki, Finnország

K. FAULKNER
North East Strategic Health Authority,
Newcastle upon Tyne, Egyesült Királyság

23.1. BEVEZETÉS

Minden orvosi sugárterhelésre kiterjed a sugárvédelem indokoltság és az optimálás elve, amelyek minden potenciális emberi sugárexpozíciót okozó felhasználás esetén általánosak. Az orvosi sugárterhelések indokoltsága azt követeli meg, hogy minden orvosi képalkotó expozíció kellően nagy nettó előnnyel járjon, szemben a lehetséges sugárkárosodással, amit a vizsgálat okozhat.

A vizsgálaton vagy kezelésen áteső páciensek tekintetében az indokoltság különböző szintjeit különböztetjük meg (lásd 23.2. szakasz). A sugárexpozíciót alkalmazó eljárásokat az illetékes szakmai társaságoknak kell jóváhagyniuk, mivel a hatékony gyógyászati gyakorlat kérdései kulcsfontosságúak e döntés meghozatalában. Ugyancsak minden egyes eljárást további, esetenkénti indokoltságnak kell alávetni, a páciens irányításáért felelős beutaló és a beutaló kérdésére választ adó, legalkalmasabb képalkotó eljárást kiválasztó kezelőorvos által.

A diagnosztikai radiológiában a klinikai gyakorlat optimálására is tekintettel kell lenni (lásd 23.3. szakasz) a sugárvédelem optimálásának követelményein felül. E folyamat azt igényli, hogy a páciens képalkotó eljárása diagnosztikai eredménnyel járjon amellett, hogy minimalizálja a számára hátrányt okozó tényezőket. A

sugárzással kapcsolatos kérdéseken felül a komputertomográfiás vizsgálat (CT) során és az intervenciós radiológiában alkalmazott kontrasztanyagok okozta mellékhatások kérdését is e tényezők közé sorolják.

Az optimálás az orvosi fizikusok, radiológusok, radiográfusok, orvostechnikai mérnökök vagy a berendezés gyártójának mérnökei és az osztályt menedzselők közreműködésével egy multidiszciplináris feladat. Ez egy ciklikus folyamat, amely a következőket foglalja magában:

- A klinikai képminőség és a páciens dózisának értékelése a közbeavatkozás megállapítására;
- A szükséges képminőség és a pácienst érő dózis minimalizálását biztosító lehetőségek azonosítása;
- Az adott körülmények között elérhető legjobb képalkotó lehetőség kiválasztása;
- A kiválasztott lehetőség megvalósítása;
- A képminőség és a páciens dózisának rendszeres felülvizsgálata annak ellenőrzésére, hogy bármelyik igényel-e közbeavatkozást.

A klinikai audit az egészségügyi minőségirányítás egyik kulcsfontosságú eleme. A klinikai audit az orvosi eljárások egy módszeres összevetése az egyezményes jógyakorlatokkal, melynek célja, hogy javítani lehessen a betegellátás minőségét és kimenetelét. A klinikai audit kiterjed az indokoltságra és optimálásra, ezt a 23.4. szakasz tekinti át.

23.2. INDOKOLTSÁG

Az orvosi sugárterhelések indokolása az eljárást kérő orvos és vizsgálatot kivitelező radiológus közös felelőssége (itt a beutaló és a kezelőorvos alatt más szakképzett, feljogosított szakembereket is érteni kell). Az orvosi sugárterhelés akkor indokolt, ha az a páciens számára olyan értelemben előnyös, hogy releváns diagnosztikai információhoz vagy olyan lehetséges terápiás eredményhez vezet, amely ellensúlyozza az eljárás által okozott károsodást. A kisebb effektív dózissal járó képalkotó vizsgálat választása megfontolandó, ha az ugyanazt a diagnosztikai információt szolgáltatja. Ez minden páciensre egyaránt érvényes, de fiatal páciensek esetén fontossága fokozott. Új képalkotó modalitást nem szabad bevezetni, ha a sugárterhelésnek kitett egyén vagy a társadalom nem részesül ebből a károsodást meghaladó nettó előnnyel. Az orvosi expozíciókat három szinten kell indokolni (23.1. táblázat).

23.1. TÁBLÁZAT. AZ ORVOSI EXPOZÍCIÓK INDOKOLTSÁGÁNAK SZINTJEI

Szint	Leírás
1	A sugárzás diagnosztikai célú alkalmazása a gyógyászatban általánosan elfogadott.
2	Meghatározott cél érdekében a sugárzás alkalmazása egy meghatározott eljárásban indokolt, például emlőrák mammográfiás kontrolljára. Fontos annak értékelése, hogy a radiológiai vizsgálat javítja-e a diagnózisának pontosságát és a páciensek kezelését. Az indokolást újra kell értékelni, ha új információk vagy új képalkotó technikák állnak rendelkezésre. Például akut hátfájdalom vagy porckorongsérv esetén a csontritkulás miatti csigolyaösszeroppanás kivételével nem indokolt az ágyéki gerinc röntgenfelvétele, helyette mérlegelni kell a mágneses rezonancia vagy CT vizsgálat elvégzését.
3	Az egyes pácienseknél vizsgálat előtt indokolni kell a sugárzás alkalmazását. Itt figyelembe kell venni az expozíció konkrét okait és a páciens kifejezett állapotát. Az indokoltság értékelésekor fontos segítséget jelentenek a beutalási irányelvek (lásd 23.2.1. szakasz). A radiológiai vizsgálatkérésnek tartalmaznia kell minden lényeges információt, hogy a radiológus dönthessen a legjobb radiológiai eljárásról. Nagyon fontos a beutaló klinikus és a radiológus közötti kommunikáció. A várandósságot és a kontrasztanyag-allergiát is figyelembe kell venni, csakúgy, mint bármely releváns korábbi vizsgálatot, illetve a páciens egészségügyi dokumentációjában szereplő információkat.

23.2.1. Beutalási útmutatók a képalkotáshoz

A képalkotó eljárások beutalási irányelvei olyan pontos megállapításokat írnak le, amelyek segítik a klinikust a klinikai körülményeknek leginkább megfelelő eljárás megválasztásában. Bár az ilyen irányelvek nem abszolút szabályok, nyomós ok kell az elhagyásukhoz, mivel ezek a jógyakorlat példái. A beutalási útmutatók a klinikai gyakorlat javítását, a szükségtelen vizsgálatok számának csökkentését, és így a szükségtelen orvosi sugárterhelés csökkentését célozzák. A beutalási irányelvek elsősorban a beutaló orvosok számára készültek. Az orvosi fizikusok számára azonban szintén hasznos, ha tanulmányozzák ezen irányelvek általános rendjét, mert ez megkönnyíti az egészségügyi személyzettel való együttműködést.

A képalkotó eljárásokra vonatkozó beutalási útmutatók Európában a Royal College of Radiologists munkatársai „A klinikai radiológiai szolgáltatások legjobb alkalmazása” (Making the Best Use of Clinical Radiology Services) címmel megjelent közleményéből fejlődött ki [23.1]. Az EU-tagállamok radiológiai társaságai közreműködésével készült el egy „Beutalási irányelvek képalkotáshoz” (Referral guidelines for imaging) [23.2] című, bizonyítékokon alapuló kiadvány, amelyet egy szakértő csoport fogadott el. Az Amerikai Radiológiai Kollégium közzétette Appropriateness Criteria (Megfelelőségi kritériumok) [23.3] című kiadványát, amely bizonyítékokon alapuló iránymutatásokat ad beutaló orvosok számára a legmegfelelőbb képalkotó döntések meghozatalához.

Az iránymutatások azért fontosak, mert nem minden orvosi képalkotó vizsgálat szolgáltat olyan eredményt, amely megváltoztatná a páciens kezelését, vagy a

diagnózisának további alátámasztását eredményezné, így az ilyen vizsgálatok szükségtelenül növelnék a sugárdózist. Jónéhány oka van, ami miatt egy vizsgálat szükségtelen:

- Megismételt vizsgálat, amely esetén a releváns információ már megvolt, csak nem szerezték be;
- Irreleváns vizsgálat elvégzése;
- Egy adott vizsgálat túl gyakori megismétlése;
- Nem megfelelő klinikai információ birtokában végzett vizsgálat, amely fontos klinikai kérdések megválaszolását akadályozza.

A Beutalási irányelvek képalkotáshoz [23.2] kiadványban szereplő ajánlások szerint a vizsgálat javallott, ha várhatóan hozzájárul a klinikai diagnózishoz és a páciens ellátását elősegíti. Egyéb javallott vizsgálatok is vannak, amelyek összetett, speciális, általában költséges vizsgálatok és radiológus szakorvossal való külön konzultációt igényelnek. Végül vannak olyan ajánlások, amelyeket kezdetben, rutinszerűen vagy egyáltalán nem indikálnak. Az ajánlások a jellemző effektív dózisok szempontjából öt csoportba sorolják a vizsgálatokat 0-tól IV-ig. A 0. csoportba tartoznak az ionizáló sugárzás nélkül végzett vizsgálatok (például ultrahang és mágneses rezonancia képalkotás). Az I. csoportba azok a vizsgálatok tartoznak, amelyeknél az effektív dózis kevesebb, mint 1 mSv (pl. végtagokról készült és sima mellkasröntgenfelvétel). A II-IV. csoportban az effektív dózis 1–5 mSv (pl. intravénás urogramm), 5–10 mSv (pl. mellkas CT) és 10 mSv-nél nagyobb (pl. pozitronemissziós tomográfia/hasi CT), sorrendben.

23.2.2. Érzékeny csoportok

Ismert tény, hogy a rákos többlethalandóság a besugárzáskori életkor szerint gyermekek esetében körülbelül két-háromszor magasabb, mint az átlagnépesség körében. Emiatt különösen fontos a gyermekek képalkotási körülményeit optimálni. A gyermekradiológiában ugyanakkor alacsonyabb páciensdózisokat alkalmaznak, mert a gyermek teste vagy testrészének mérete a felnőttekénél kisebb. A gyakori gyermekgyógyászati képalkotó vizsgálatok képi követelményeire, valamint a kapcsolódó sugárdózisra európai ajánlások állnak rendelkezésre, de a felmérések azt mutatják, hogy egyes esetekben a gyermekek dózisai tovább csökkenthetők.

Lágyszövetek és erek láthatóvá tételéhez gyakran van szükség kontrasztanyagra, mert a tárgykontraszt alapvetően túl alacsony. Az ideális kontrasztanyag a röntgensugárnyalábot jobban gyengíti, mint a környező szövetek, de a szervekre egyébként nincs hatással. A gyakorlatban azonban ez nem mindig kivitelezhető. Egyes páciensek komoly reakciókat mutatnak a beadott jódtartalmú kontrasztanyagokra, akut (azaz 2 órán belüli) vagy késői (azaz 2 héten belüli)

mellékhatásokként, amelyek súlyosak is lehetnek. Különleges óvintézkedést igényelnek a veseproblémákkal vagy cukorbetegséggel küzdő páciensek. Ilyen páciensek vizsgálata előtt értékelni kell a kontrasztanyaggal szembeni érzékenységet.

23.2.3. Nagy bőrdózisú vizsgálatok

Néhány intervenciós radiológiai eljárás amellett, hogy a belső szervek jelentős egyenérték dózisát eredményezi, olyan jelentős lokális bőrdózissal vagy szemlencse dózissal jár, amely determinisztikus (akut) sugárkárosodást okoz. (lásd 20. fejezet). A determinisztikus sugárkárosodásra példa a bőr erythema és átmeneti epiláció, vagy a szemlencsén megjelenő, látáskárosodással járó szürkehályog. Az International Commission on Radiological Protection (ICRP, Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság) útmutatást közölt, hogyan lehet azonosítani és menedzselni azokat a pácienseket, akik feltehetően nagy bőrdózist kaptak (lásd 24. fejezet). Ezekben az esetekben fontos, hogy a kezelő személyzet dokumentálja a képalkotó eljáráshoz köthető elnyelt dózis mértékét, hogy az ezt követő sugársérülést megfelelő módon el lehessen látni.

23.2.4. Népességi szűrés

A diagnosztikai eljárások olyan egyének vizsgálatai, akiken betegségre utaló jelek vagy tünetek jelentkeznek. A népességi szűrés ugyanakkor a tünetmentes egyének szervezett vizsgálata azért, hogy egy betegséget a kialakulása után, de még azelőtt felismerjenek, hogy tünetei alakulnának ki. A szűrés célja a betegség felismerése, amikor a kezelés még a leghatékonyabb lehet. Ezért különösen fontosak a szűrési eljárásokkal és az egyének kiválasztásával kapcsolatos specifikus útmutatók és kritériumok. Az alkalmas szűrési eljárás megválasztása azon múlik, van-e olyan képalkotó eljárás, amely egészséges populációban képes kimutatni egy betegség korai megjelenését. A szűrésnek lehetnek káros hatásai, például a rákszűrés káros hatása a sugárdózis és az élethossz során a később általa előidézhető rosszindulatú daganat, a fals pozitív esetek kockázata, az azzal társuló idegesség, valamint az azt követő szükségtelen, potenciálisan káros későbbi vizsgálatok és természetesen a potenciálisan káros kezelések.

23.2.5. Tájékoztatáson alapuló beleegyezés

A pácienseket a képalkotó eljárások elvégzése előtt tájékoztatni kell a vizsgálathoz kapcsolódó lehetséges kockázatokról. Ez magába kell, hogy foglalja az intravénásan injektált kosztrasztanyaggal kiváltott allergiás reakciókat, valamint a potenciálisan nagy bőrdózisokat, melyek az elnyúló képalkotást követhetik, például perkután koszorúér intervencióknál. Az egészséges önkénteseket, valamint az alternatív vagy kísérleti képalkotó eljárásokban részt vevő pácienseket is tájékoztatni kell az eljárás kockázatairól. Az ilyen kutatásokat irányító tudósnak a nemzeti

szabályozás szerint etikai bizottsági jóváhagyást kell kérelmeznie és előre megszerezni azt.

23.3. OPTIMÁLÁS

A röntgenfelvételi eljárások optimálásáért felelős orvosi fizikusnak stratégiával kell rendelkeznie az optimálási tevékenység hatékony ellátásához. Ilyen stratégiákhoz különböző megközelítések alkalmazhatók. Lehet például úgy érvelni, hogy legelőször az egyén vagy populáció szintjén legnagyobb páciensdózist eredményező vizsgálatokat kell optimálni. Egy alternatív stratégia szerint azokra a vizsgálatokra kell először koncentrálni, amelyeknél bizonytalan, hogy jó minőségű képet szolgáltatnak, mivel ilyen vizsgálatoknál fennáll annak a kockázata, hogy a vizsgálat nem biztosítja a megfelelő diagnosztikai információt. A választott stratégiától függetlenül az elsők között kell optimálni azokat a vizsgálatokat, amelyeknél megkérdőjelezhető a képminőség, továbbá azokat, amelyek nagyon fontosak a pácienseknek, valamint amelyek nagy sugárdózissal járnak. Ezt követően alaposan meg kell fontolni, hogy milyen módszereket használjuk a tényleges optimáláshoz. Mivel az optimálás egyaránt magában foglalja a sugárdózist és a képminőséget, el kell dönteni, hogy mely mértékeket alkalmazzuk ezekre. Mivel a legtöbb röntgenfelvételi eljárás esetében a sugárzás sztochasztikus kockázata az érdekes, olyan dózismennyiséget érdemes használni, ami a kockázat becslésére alkalmas. Nagyon gyakran az effektív dózis a természetes választás. Bár az effektív dózis használata az egyes páciensek esetében nem megfelelő, ugyanakkor páciensek csoportjai esetén alkalmazható azzal a céllal, hogy a radiológiai eljárások relatív kockázatát, vagy a képalkotás körülményeiben bekövetkezett változás előtti és utáni állapotokat összehasonlítsák (lásd 24. fejezet). Az alkalmas kockázatértékeléshez hozzátartozik a páciensek életkorának és nemének figyelembevétele. Mammográfia esetén általánosan az emlőszövetek átlagos mirigydózisát használják. Olyan eljárások esetén, amelyek determinisztikus sérülés kockázatával járnak, mint például az intervenciós radiológiai eljárások, más dózismennyiségek is fontosak, mint pl. a bőrdózis. Az ilyen sérülések azonban ritkák és a legtöbb esetben elkerülhetők, ha a személyzet kellően felkészült és a képalkotó rendszer hibátlanul működik.

Ami a képminőséget illeti, a 4. fejezetben leírtaknak megfelelően, ennek a kissé zavaros mennyiségnek az értékelésére számos módszer létezik. Bármelyik módszerre is esne a választás, fontos tisztában lenni azzal, hogy a módszer helytállóságának korlátozottsága korlátozza az eredmények helytállóságát. Ezért az alkalmazott módszernek lehetőleg a teljes képalkotási láncot magában kell foglalnia. Mivel a képminőség meghatározásának jelenlegi arany sztenderdjei a vevő működési karakterisztikán (Receiver Operating Characteristic - ROC) alapuló módszerek (lásd 18. fejezet), ilyen módszerek alkalmazása javasolható az optimáláshoz. A ROC-

vizsgálatok elvégzése azonban nehézkes feladat lehet, ezért nem biztos, hogy ezek a legalkalmasabbak a mindennapi optimálási munkához.

A vizuális osztályozás egy gyakori és nagyon praktikus módszer, amelyet az optimálásban a képminőség meghatározására a ROC alternatívájaként használnak (Lásd 4. fejezet). Ez a módszer a megfigyelők értékelését használja a képen látható struktúrák láthatóságának a megítélésére, amit aztán a képminőség mértékének tekintenek. A vizuális osztályozásnak az erőssége abban van, hogy a teljes képalkotási láncot be lehet vonni az értékelésbe. A megfigyelő feladata a radiológus mindennapi feladatához hasonló, azaz el kell eldöntenie, hogy egy adott kép segítségével kimutatható-e eltérés vagy sem. A sikeres vizuális osztályozási tanulmány azon nyugszik, hogy a megfigyelők ítélik meg, hogy a vizsgálatban a jó megjelenítést igénylő tárgyak láthatósága megfelelő-e. Gyakran a vizuális osztályozás gyengeségeként értékelik, hogy némileg szubjektív és teret enged az elfogultságnak. Ez határozottan igaz. A radiológusok azonban a mindennapi diagnosztikai munkájuk során is a szubjektív benyomásaikra támaszkodnak, és e korlátozó hatást nehéz úgy kiküszöbölni, hogy a radiológust ne zárnánk ki a képminőség értékeléséből.

Az analóg film-fóliás és a digitális rendszerek optimálása között számos különbség van. Ezek közül a legfontosabb, hogy míg a film szinte teljesen rögzített tulajdonságokkal rendelkező képfelvevő, feldolgozó és megjelenítő médium, a digitális rendszer nem csak független detektorból, feldolgozó és megjelenítő összetevőkből áll, hanem ezek számos meghatározó paramétere még változtatható is. Egy adott film-fóliás rendszer optimalizálása korlátozott, mert a rendszer érzékenysége és latitüdje állandó. Ezért a legfontosabb feladat a megfelelő expozícióhoz szükséges beállítások kiválasztása. Az optimálás folyamata a legmegfelelőbb nyalábminőség kiválasztását jelenti (csőfeszültség és szűrés), valamint a csőre kapcsolt áram-idő szorzat (mAs) kiválasztását ahhoz, hogy a bemeneti jelet a film-fóliás rendszer érzékenységéhez és latitüdjéhez illesszük. A film-fóliás rendszer érzékenysége az erősítőfóliák, illetve latitüdje a film cseréjével megváltoztatható. Ilyen módon beállítható az adott vizsgálatnak megfelelő zajszint és térbeli felbontás.

A digitális rendszereknél a megjelenített kép kontrasztja úgy módosítható, hogy az klinikai szempontból nem jelent korlátozást, ami úgy is értelmezhető, hogy a rendszer változtatható érzékenységgel és latitüddel rendelkezik. A film-fóliás rendszer optimálásának két legfontosabb feladata van: megválasztani az optimális optikai denzitás (OD) biztosításához szükséges detektordózist, valamint beállítani a megfelelő nyalábminőséget a leképezendő tárgy röntgengyengítési különbségeinek a rendszer latitüdjéhez való illesztéséhez. Digitális rendszerek esetében ezeknek alig van jelentősége. A digitális berendezések optimalizálása során ezek helyett inkább arra kell összpontosítani, hogy megtaláljuk azt a paraméter kombinációt (expozíciós paraméterek, képfeldolgozási paraméterek stb.), amelyek a legjobb képminőséget eredményezik egy adott effektív dózis (vagy más releváns dózismérték) mellett.

Végül dönteni kell a csőre kapcsolt megfelelő áram-idő szorzat (mAs) megválasztásáról, amely a klinikai követelményeket kielégítő, kellően alacsony zajszintet biztosítja (lásd 23.3.3. szakasz). Így a szükséges képminőség elérhető a páciens lehető legkisebb expozíciója mellett.

23.3.1. Eszközök, útmutatók és képminőségi követelmények

Néhány gyakori röntgenvizsgálattal kapcsolatban az EU útmutatókat tett közzé, amelyek a diagnosztikai követelményekre és a sugárdózisokkal kapcsolatos kritériumokra vonatkoznak, példákkal a jó röntgenfelvétel-technikára. A követelmények kiterjednek a képalkotásra és a képek fontos részleteire, „sztenderd méretű" páciensekre, és az adott típusú vizsgálatoknál jellemző tünetekkel. A képi kritériumok megkövetelik, hogy fontos anatómiai struktúrák láthatók legyenek a felvételeken. Megfogalmazzák a láthatóság különböző szintjeit. Például a „vizuálisan éles reprodukció" azt jelenti, hogy a részletek világosan kirajzolódnak, míg a „reprodukció" csupán azt, hogy a részletek felismerhetők, de a reprodukálásuk nem teljes. A fontos képi részletek listája megadja azokat a minimális méreteket, amelyek mellett a képen felismerhetők a normál és rendellenes anatómiai részletek. A kritériumokat az évek során továbbfejlesztették, hogy a klinikai felvételek vizuális osztályozó értékelései képalkotó körülményeinek változásaihoz jobban igazodjon.

A fenti útmutatókban a pácienst érő sugárdózist a belépőoldali dózisként fejezik ki. A NAÜ gyakorlati előírása azonban a kerma-terület szorzat (P_{KA}) használatát ajánlja átvilágításhoz. A P_{KA} előnye a belépőoldali dózissal szemben, hogy a mérés a sugárnyaláb méretét kifejezetten magába foglalja, és a vetítési irányokhoz tartozó P_{KA} értékek ésszerű hibával összeadhatók. A vetítési irányokhoz tartozó belépőoldali dózisok összeadása értelmetlen. Néhány országban bevezették a nemzetközileg meghatározott diagnosztikai irányadó szinteket (lásd 22. és 24. fejezet) és a kórházakban a diagnosztikai sztenderd dózisokat rendszeresen mérik és összehasonlítják az irányadó szintekkel. Ha egy adott röntgenkészülékkel túllépik az irányadó szintet, a kórház felülvizsgálja a képalkotás körülményeit, és a dózis csökkentése érdekében helyesbítő intézkedéseket kell bevezetnie, ha a klinikai képminőségi követelmények tarthatók. A diagnosztikai irányadó szintek bevezetése a páciensek dózisainak csökkenéséhez vezet, így sikeres sugárvédelmi intézkedésnek, valamint az optimális képalkotási feltételek felé tett első lépésként tekintendő.

A 23.2. táblázat példaként felsorolja a húgyutak anterior-posterior vizsgálatára az európai irányelveket, film-fóliás berendezéssel. A húgyútak vizsgálatakor a fontos részletet az 1 mm-es meszesedéshez viszonyítják. A képi kritériumok előírják a húgyutaknak teljes, a vese felső pólusától a hólyag aljáig tartó, valamint a vese körvonalainak reprodukálását. A nagy horpaszizom körvonalainak látszaniuk kell, és a csontok vizuálisan éles reprodukciója szükséges. Normál méretű páciens belépőoldali dózisára 10 mGy a kritérium.

23.2. TÁBLÁZAT. PÉLDA A JÓ RADIOGRÁFIAI TECHNIKÁRA A HÚGYÚTAK VIZSGÁLATÁHOZ FILM-FÓLIÁS KÉPALKOTÓVAL

Technikai változó	Technikai érték
Fókusz névleges mérete	≤1,3 mm
Teljes szűrés	≥3,0 mmAl
Csőfeszültség	75–90 kV
Expozíciós idő	<200 ms
Képalkotó rendszer érzékenysége	400 (vagy 2,5 μGy detektort érő levegőkerma)
AEC	Középső vagy oldalsó kamra
Szórtsugárzás-szűrő rács	Rácsarány 10 és lamellasűrűség 40/cm
Fókusz-képreceptor távolság	115 cm (100–150 cm)
Sugárvédő takarás	Gonádvédelem férfiak részére, ha lehetséges

Megjegyzés: Az optimális radiológiai technika digitális képreceptor alkalmazása esetén eltérhet a fenti értékektől.

23.3.2. Jógyakorlatok

Az alábbiakban felsorolunk néhány radiológiai jógyakorlatot. Ezek között szerepelnek várandósok vagy olyan páciensek vizsgálatainak menedzseléséhez tartozók, akik nagy elnyelt dózist szenvedhetnek el, míg mások a vizsgálat kivitelezésével kapcsolatosak, mint például a páciens és a sugárzási tér elhelyezése, a legmegfelelőbb vizsgálati technika kiválasztása, és a kép szemlélésének körülményei.

23.3.2.1. Várandós páciens és magzat védelme

Az alhas tájékán végzett vizsgálat előtt a nőket meg kell kérdezni, hogy várandósak-e. Ha a nő várandós vagy a várandósság nem zárható ki, és az elsődleges nyaláb a magzat közelében helyezkedik el, a vizsgálatot a baba születéséig érdemes elhalasztani, feltéve, hogy az klinikai szempontból elfogadható. Ha a vizsgálat elhalasztása nem lehetséges, akkor az ionizáló sugárzás nélküli vizsgálatot kell mérlegelni, ha abból várhatóan elegendő diagnosztikai információ nyerhető. Ha ez sem lehetséges, a vizsgálatot el kell végezni, a magzatot érő dózis minimalizálása érdekében tett különleges intézkedésekkel. E döntést fel kell tüntetni a páciens egészségügyi dokumentációjában. Ez fokozottan érvényes a viszonylag nagy dózissal járó vizsgálatra (például alhasi CT, urográfia, vastagbél vagy az e testtájon végzett intervenciós eljárások). A magzatot érő dózis minimalizálására szolgáló módszereket fel kell tüntetni az eljárás dokumentációjában. Ezek közé tartozhat a vetítési irányok számának korlátozása, alacsony dózisú képalkotó protokollok alkalmazása és az elsődleges sugárnyaláb gondos kollimálása. Ha a magzat sugárterhelést kapott akár egy tervezett vizsgálat során, akár véletlenül, például eszméletlen, várandós nő

traumás CT vizsgálata során, az orvosi fizikussal fel kell venni a kapcsolatot a magzat dózisának becslése érdekében, hogy a klinikus időben tájékoztathassa a nőt a sugárterheléssel járó kockázatokról (A 100 mGy-t meg nem haladó magzati sugárterhelés önmagában nem lehet indok a terhességmegszakításra. [23.7]).

23.3.2.2. Az expozíciós paraméterek igazítása a pácienshez

Mivel az alkalmazott expozíciós beállítás, valamint a kapott képminőség és a páciens dózisa közötti összefüggés a páciens méretétől is függ, az expozíció paramétereinek beállítását a páciens méretéhez kell igazítani. Ez különösen fontos a gyermekkori CT vizsgálatok esetében. A csőáram-moduláció bevezetése előtt, a gyermekkori CT vizsgálatoknál a dózisszintek gyakran túl magasak voltak. Felnőttekre szabott beállítások alkalmazása a kisgyermekek CT vizsgálatánál azt eredményezi, hogy a gyermekek a felnőttekét többszörösen meghaladó sugárdózisokat kapnak. A csőáram-moduláció részben megoldotta ezt a problémát, mivel a csőáram automatikusan beállítható a páciens méretének és sűrűségének megfelelően (lásd 11. fejezet). Az optimális dózisszintet azonban még ebben az esetben is meg kell találni, mert a különböző csőáram-modulációs technikák különböző módon működnek. Ugyancsak összefügg a képminőség és a zaj a páciens méretével. Ez főként azért van így, mert gyerekeknél a belső struktúrák kisebbek, de azért is, mert náluk általában kevesebb a hasüregi zsír, ami megköveteli, hogy a képzaj alacsonyabb (és a dózis magasabb) legyen, ami a szervek elkülönítése miatt fontos.

23.3.2.3. Magas lokális bőrdózis menedzselése

A képfelvevő eszközt a pácienshez közel kell elhelyezni, a röntgencsövet pedig a lehető legtávolabb, hogy a lokális belépőoldali bőrdózis minimális legyen és a geometriai életlenség hatását is csökkenteni lehessen. Ez különösen fontos intervenciós radiológiai eljárásoknál, mivel hosszú átvilágítási idők és többszöri expozíciók várhatók (lásd 8. fejezet). A lokális bőrdózis magas lehet, ha az egész eljárás során vagy annak nagy részében nem változik a vetítési irány. A vetítési irány kismértékű megváltoztatásával a lokális bőrdózis a determinisztikus bőrsérülésekhez rendelt érték alá csökkenthető, de ez nem feltétlenül csökkenti a belső szervek dózisát vagy a sztochasztikus sugárzási kockázatot. A lokális bőrdózis tovább csökkenthető, ha a körülményektől függően további réz szűrést helyeznek a röntgensugárnyalábba, feltéve, hogy a generátor teljesítménye elégséges. A további réz szűrés növeli az elsődleges röntgensugárzás átlagos energiáját és növeli a leképezett testrész relatív áteresztőképességét, és így az adott detektordózis mellett csökkenti a páciens bőrére jutó dózist. A nagy bőrdózis dokumentálását megkönnyíti, ha az ún. "intervenciós referenciapont"-nál adódó kumulatív dózist alkalmazzák. Az átvilágító berendezések esetében ez a pont 15 cm-re található az izocentrumtól a röntgencső felé.

23.3.2.4. A páciens elhelyezése

A pácienst a radiográfusnak pontosan kell pozicionálnia, hogy a tárgyérdekű terület megfelelően leképezhető legyen. A páciens mozgásának minimalizálása érdekében könnyen elérhető rögzítőkre is szükség lehet. A gyermekradiológiában a helyes pozicionálás nehezebb lehet, mint a felnőtteknél. Jó, ha egy kísérő személy, például egy szülő, segíti a rögzítést, hogy a röntgensugárnyaláb megfelelően legyen centrálva és kollimálva. A szülő számára megfelelő védőfelszerelést (pl. védőköténytt, pajzsmirigyvédő pajzsot) kell biztosítani és figyelemmel kell lenni arra, hogy a szülő keze ne legyen közvetlenül kitéve az elsődleges nyalábnak. A CT vizsgálatnál különösen fontos, hogy a pácienst a gantry közepére helyezzék, hogy elhelyezkedése illeszkedjen a CT nyalábformáló csokornyakkendő szűrője által módosított sugárnyaláb alakjához, különben túlexponálják a pácienst, és képi műtermékek is megjelenhetnek.

23.3.2.5. A sugármező térbeli korlátozása

A sugármező tárgyérdekű területre történő korlátozása csökkenti a sugárzás miatti kockázatot és javítja a képminőséget, mivel a kisebb besugárzott térfogat esetén kevesebb szórt sugárzás éri el a képfelvevő egységet. Átvilágításkor például, az elsődleges nyaláb átmérőjének 24 cm-ről 18 cm-re való csökkentése csaknem a felére csökkenti a P_{KA} kerma-terület szorzatot.

Az elsődleges sugárzási mező nem terjedhet túl a képdetektor aktív területén. A fogászati radiológiában előfordulhat, hogy ezt nem veszik figyelembe (téglalap alakú képfelvevő és kör alakú, kollimált elsődleges sugárnyaláb, lásd 10. fejezet) és CT vizsgálatoknál is előfordulhat, hogy a dózisprofil sokkal szélesebb, mint az érzékenységi profil (lásd 11. fejezet).

23.3.2.6. Sugárvédő takarás

A pácienseken általában nem szükséges sugárvédő takarást alkalmazni. Van néhány kivétel, például pajzsmirigyvédő használata az intraorális röntgenfelvételeknél és férfi gonádvédő használata, ha a herék az elsődleges sugárnyalábban vannak vagy azon kívül, attól néhány centiméterre. Ilyen helyzetekben akkor ajánlott a sugárvédő takarás használata, ha az nem fed el semmilyen fontos radiológiai struktúrát, vagy nem eredményez képi műterméket.

23.3.2.7. Komprimálás

Egy kis test vagy testrész radiológiai vizsgálata tipikusan alacsonyabb elnyelt dózissal jár, a szöveteken átvezető rövidebb úthossz és az elsődleges sugárnyaláb kisebb mértékű elnyelődése miatt. Ezzel analóg módon egy test vagy testrész méretének összenyomásával jelentős dóziscsökkenés érhető el. Ha például a páciens hasának méretét a nyaláb közepének irányában 3 cm-rel csökkenteni lehetne, a képfelvevőnél mért azonos dózishoz elegendő lenne az áram-idő szorzatnak (mAs) körülbelül a fele. Ha ágyéki gerinc frontális vizsgálatra előjegyzett páciens vizsgálata posterior-anterior pozícióban történik, lehetővé teszi a páciens testének „komprimálását" (összenyomás). Ilyen módszerrel a besugárzott test úgy tekinthető, mintha „komprimált állapotban" lenne. Kisebb lesz a besugárzott térfogat, ezért a kisebb mértékű szóródás képminőséget rontó hatása is csökken. Ezen túlmenően egyes szövetek kimozdíthatók az elsődleges nyalábból, és így kisebb a dózisterhelésük. Mammográfiában szinte mindig használják a kompressziót, mert annak az átlagos mirigydózis csökkentése mellett számos további előnye is van (lásd 9. fejezet).

23.3.2.8. Fotonenergia

A röntgensugár energiájának megválasztását a páciens leképezendő testrészének vastagságához és a diagnosztikai feladatokhoz kell igazítani. Hagyományosan alacsonyabb csőfeszültséget (25–60 kV) használnak vékony testrészek, például a végtagok és a női emlő, közepes csőfeszültséget (60-120 kV) a has vizsgálatához vagy jódos kontrasztanyagok használata esetén, míg magas csőfeszültséget (>120 kV) szokás alkalmazni a mellkasfelvételezéshez és CT vizsgálatokhoz. Azonban a csőfeszültség megválasztása sok esetben a film-fóliás röntgenfelvételezésből származó, empirikus adatokon alapul, ahol a kép kontrasztja az expozíció után nem módosítható, és a teljes expozíció (azaz az áram-idő szorzat) mértékét úgy választják meg, hogy azzal a film expozíciója a megfelelő OD elérését eredményezze. A digitális radiográfiában ezek a korlátozások nem érvényesek, és a csőfeszültséget, valamint az áram-idő szorzatot más elvek, például a patológiás eltérések kimutathatósága alapján kell megválasztani. Ha a film-fóliás rendszer megfelelő expozíciójához a képdetektor egységnyi felületére egy meghatározott energia kell jusson, a magasabb csőfeszültség és alacsonyabb áram-idő szorzat kombinációja általában a páciens alacsonyabb effektív dózisát eredményezi. A digitális radiográfiában az ellenkező kombináció lehet optimális. Vannak arra utaló jelek (lásd 23.3.3. szakasz), hogy a csontvázrendszer vizsgálatainál, valamint a jódos kontrasztanyagot használó vizsgálatoknál általában alkalmazott csőfeszültségeknél alacsonyabb csőfeszültségek előnyösebbek.

23.3.2.9. Kis sugárgyengítésű anyagok

A páciens és a képfelvevő közötti bármilyen elnyelő anyag csökkenti a képfelvevő eszközt érő sugárzás fluensét, és képi információveszteséghez vezet. Automatikus expozíciószabályozó (automatic exposure control - AEC) rendszer használata esetén a páciens és a film-fóliás rendszer közötti elnyelő anyag mennyiségének növekedésével az expozíciós idő automatikusan növekszik, hogy kompenzálja ezt, ami az elsődleges sugárzás növekedéséhez, így a páciensdózis növekedéséhez vezet. Ezért törekedni kell ennek az elnyelődésnek a csökkentésére. Ilyen anyagok a detektor védőburkolata, az AEC-kamrák, az asztal, a matrac és a szórtsugárzás-szűrő rács. Napjainkban ezek többsége alacsony rendszámú, kis sűrűségű anyagból, például műanyagból vagy szénszálból készül, kivéve természetesen a szórtsugárzás-szűrő rács ólomcsíkjait. Ha nincs AEC, akkor az expozíció beállításait a radiográfusnak kell kézi beállítással módosítania. Meg kell jegyezni, hogy ha a röntgencső a páciens alatt helyezkedik el (mint a hagyományos átvilágítás és az intervenciós radiológia esetén), az asztal és a matrac növelik ugyan a szűrést, de nem növelik szükségszerűen a páciensdózist.

23.3.2.10. Szórt sugárzást csökkentő módszerek

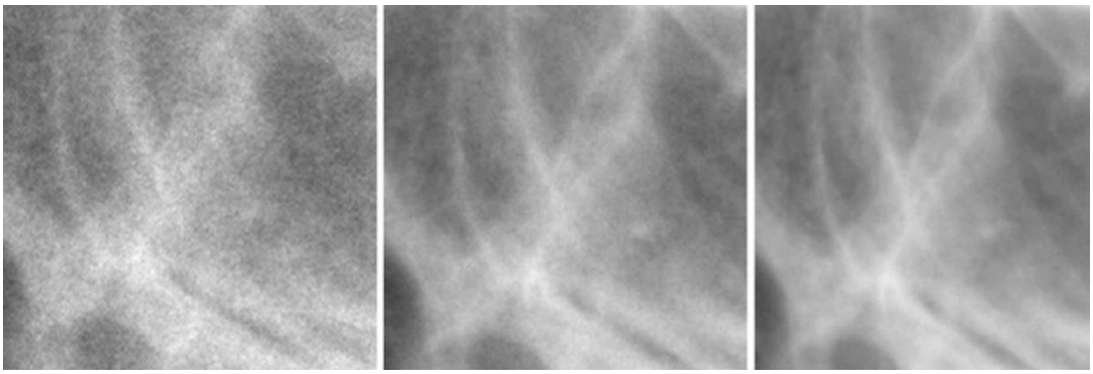
A páciensből kilépő fotonok többsége szóródik a páciensben, amelyeknek megváltozik az iránya, mielőtt elérik a képfelvevő síkját. Ezek a fotonok nem hordoznak információt a páciensről, és ha a detektorban való elnyelődésük előtt nem távolítják el őket, csökkentik a kontrasztot és növelik a zajt. A képalkotást torzító hatásuk minimalizálására három módszert alkalmaznak (lásd 6. fejezet). A dózis szempontjából leghatékonyabb módszer a legyezőnyaláb-résletapogatásos elrendezés. Ennél a megoldásnál a páciens előtt és mögött egy vagy több keskeny, mozgatható kollimátort alkalmaznak, ami azt eredményezi, hogy a páciensnek csak egy kis hányadát sugarazzák be egyidejűleg. Az érzékelőt az elsődleges fotonok mindegyike eléri, de a szórt fotonoknak csupán töredéke.

A második módszernél 20–40 cm-re növelik a páciens és a képfelvevő közötti távolságot, hogy a szórt fotonok bizonyos mértékben elkerüljék a képérzékelőt. Ezt a módszert gyakran alkalmazzák kis térfogatok leképezésekor, például a végtagok röntgenfelvételezésénél és kisgyermekek esetén vagy sztereotaxiás mammográfiás leképezéseknél. A páciensdózis szempontjából ez a „légrés” technika is hatékonyabb, mint a harmadik, leggyakrabban használt módszer, a szórtsugárzás-szűrő rácsos technika. A rács vékony ólom lamellákból áll, amelyeket kis sűrűségű anyag választ el egymástól, így az elsődleges fotonok nagy részét átengedi, de szelektíven nyeli el a szórtakat. A rácsarány növelésével csökken a szórt fotonok áteresztésére alkalmas térszög, és nő a rács hatékonysága, feltéve, hogy az ólomlamellák közti térkitöltő anyag alacsony rendszámú és kis sűrűségű, úgymint a szénszál, de nem az alumínium. Ha nő a szóró térfogat, az optimális rácsarány és a lamellasűrűség is növekszik. Az

optimális rácsarány szintén növekszik az ólomlamellák sűrűségének (ólomcsíkok centiméterenként) növekedésével, bár ilyen esetekben a rács megfelelő beállítása (tengelybe állítása) még kritikusabb. Ezen ok miatt a kórtermi ágynál végzett mellkasfelvételezésnél az alacsony rácssűrűségű és rácsarányú, nagy fókusztávolságú rácsokat használnak.

23.3.2.11. AEC beállítások

Az AEC beállítása a páciensdózis és a kép minősége szempontjából egyaránt fontos, és elemezni kell minden vizsgálattípusnál. Az AEC rendszer általában a rács mögött, de a képérzékelő előtt elhelyezett ionizációs kamrákból áll. Amikor az expozíció során a kamrából kiolvasott jel eléri a levegőkermára a vizsgálathoz előírt szintet, a berendezés stop jelet küld a röntgengenerátornak, hogy fejezze be az expozíciót. Az AEC-rendszert eredetileg film képfelvevős radiográfiai rendszerekhez tervezték azzal a céllal. hogy a radiográfus be tudja állítani a helyes expozíciót a páciens megfelelő testrésze és a film lineáris része közötti illeszkedés biztosításával (lásd 6. és 7. fejezet). A digitális képfelvevőknek szélesebb a hasznos dinamikus tartománya, és ezért ezek használatával bizonyos mértékű túl- vagy alulexponálás is megvalósítható. A 23.1. ábra azt mutatja, hogy az expozíció 25-szörös változása mellett még mindig elérhető egy megfelelő szürke skálás képi kontraszt. A kvantumzaj azonban már igen jelentős a baloldali képen, amelyet a középső kép klinikai expozíciójához képest ötször alacsonyabb expozícióval készítettek. Hasonló expozícióbeállító rendszerek léteznek átvilágító készülékekben is, amelyeket automatikus fényerőszabályozónak neveznek. Egyes esetekben az élőkép kijelzője mutatja a képerősítő azon területét, amelyről a minitorozott jel származik. Ennek a területnek a mérete és az elhelyezkedése bizonyos mértékig változtatható, hogy alkalmazkodni lehessen a különböző vetítési módokhoz és a látómezőhöz.



23.1. ÁBRA. Különböző kvantumzajszintű digitális röntgenfelvételek egy antropomorf fejfantom halántékcsontjainak anatómiai struktúrájáról. A középső kép a klinikailag használt dózis mellett készült, a szélső képek a dózis ötszörösre növelésével (jobb), és ötödrészre csökkentésével (bal).

23.3.2.11. Megfelelő film OD vagy háttér kvantumzajszint

A film-fóliás röntgenfelvételezésnél az előhívott film OD-ja hatással van a képminőségre, mert a röntgenfelvételi kontraszt függ az OD-tól, azaz a film jelleggörbéjétől (lásd 7. fejezet). Az állandó képminőség és dózis biztosításához a filmkidolgozást rendszeresen ellenőrizni kell. A jó röntgenfelvételi gyakorlathoz azonban nem elégséges feltétel az állandó, következetes filmkidolgozás, mivel, ha az előhívási hőmérséklet túl alacsony, akkor túl alacsony lesz az OD és a kontraszt. Ez oda vezethet, hogy a megfelelő képminőség fenntartásához növelni kell a mAs értéket és így a sugárzás mennyiségét.

A film-fóliás rendszer érzékenysége függ mind a fluoreszcens ernyő, mind a film érzékenységétől, és adott OD mellett befolyásolja a kvantumzaj mértékét. Fokozni lehet a fólia érzékenységét a fluoreszcens ernyő anyagvastagságának növelésével (nagyobb elnyelt fotonhányad) vagy a fényhozam növelésével (több fényfoton kibocsátása röntgenfotononként) (lásd 7. fejezet). Az utóbbi ugyanakkor növeli a kvantumzajt.

23.3.2.12. Szemlélési körülmények

A megfelelő szemlélési körülmények segítik a diagnosztikai képek tanulmányozását. A monitorok maximális fénysűrűsége 250 és 450 cd/m^2 közötti. A filmnéző szekrények esetén a fénysűrűség 1500 és 6000 cd/m^2 között változik — mammográfiánál használják a magasabb értékeket. A leletező helyiségben a környezeti fény intenzitását alacsonyan kell tartani, és minimalizálni kell az egyéb fényforrások monitoron való visszatükröződését. A leletezőnek lehetőséget kell biztosítani a kép kétszeres-négyszeres nagyítására, hogy a milliméter alatti részleteket is tanulmányozhassa, mert a képmegjelenítő felbontása jellemzően rosszabb, mint magának a képnek a felbontása. A digitális képek szemlélésére szolgáló munkaállomások beállítása az emberi szem érzékenységéhez kell, hogy illeszkedjen.

Napjainkban a diagnosztikai monitorok kalibrálása általában a szabványos szürkeskála-megjelenítési függvény (Grayscale Standard Display Function, GSDF) szerint történik, amelynek a leírása a DICOM 14. részében található (lásd 16. fejezet). A GSDF célja, hogy a képek megjelenítése hasonló legyen minden olyan kijelző rendszeren, amely GSDF szerint kalibrálva van és azonos a fénysűrűségi aránya. A GSDF szerint történő kalibrálás továbbá egy érzet szempontjából linearizált képet eredményez. Ez azt jelenti, hogy egy adott pixelértéknek megfelelő fénysűrűség-változás azonos valószínűséggel detektálható a kép bármely részén.

23.3.3. Optimálás – két gyakorlati példa

23.3.3.1. 1. példa: Áram-idő szorzat optimálása ágyéki gerincvizsgálatnál

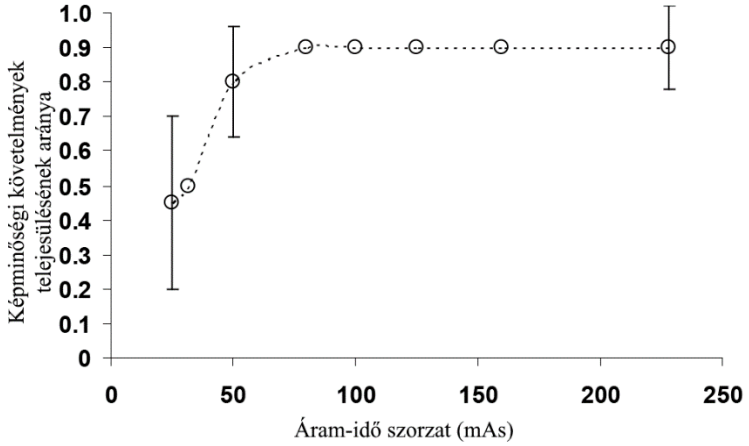
Egyszerű optimalizálási feladatokat antropomorf fantomok vagy páciensek vizsgálatával lehet megoldani, alkalmazva az Európai Bizottság képalkotási kritériumait. Az alábbi példában egy antropomorf medencefantomot és az ágyéki gerinc anterior-posterior leképezésére vonatkozó (23.3. táblázat) hét képi kritériumát használtuk a klinikai kép minőségének értékeléséhez és a szükséges áram-idő szorzat meghatározásához. A medencefantomról különböző áram-idő szorzattal nyolc kép készült, de azonos volt a csőfeszültség, a szűrés, a látómező, utófeldolgozás stb. A képeket egy négy radiológusból álló csoport értékelte, és a hét kritérium pontozása „teljesült”, „nem teljesült” minősítés szerint történt. Ezután a teljesült kritériumok átlagos hányadát a cső áram-idő szorzata függvényében ábrázolták, ami ebben az esetben egyenesen arányos az effektív dózissal.

23.3. TÁBLÁZAT. KÉPI KÖVETELMÉNYEK AZ ÁGYÉKI GERINC RÖNTGENFELVÉTELEIVEL SZEMBEN

Kritérium	Leírás
1	A felső és alsó lemezes felület vizuálisan éles reprodukciója[a] a központi nyaláb körüli vonalakként.
2	A csigolyaív gyökere vizuálisan éles reprodukciója[a]
3	A csigolyaközi ízületek reprodukciója[b]
4	A tüskés és harántnyúlványok reprodukciója[b]
5	A kérges és a csöves struktúrák vizuálisan éles reprodukciója[a]
6	A szomszédos lágyszövetek, különösen a nagy horpaszizom reprodukciója[a]
7	A csípő-keresztcsonti ízület reprodukciója[a]

[a] Vizuálisan éles reprodukció: az anatómiai részletek jól elhatárolhatóak, tiszták.
[b] Reprodukció: az anatómiai struktúrák részletei láthatóak, de nem szükségszerűen jól elhatárolhatók; a részletek kivehetők.

A 23.2. ábra szerint a teljesült kritériumok átlagos hányada 100 mAs érték felett független az áram-idő szorzattól, de az alatt csökkenő áram-idő szorzattal meredeken esik 0,5 értékre. Elsősorban a 23. táblázatban feltüntetett ötödik kép kritérium, másodsorban az első és második képi kritériumok, amelyek minősítése „nem teljesült" volt, csökkentett dózis és megnövekedett kvantumzaj mellett. Ennek a három kritériumnak az értékelése „vizuálisan éles reprodukció" szerinti, a többiekhez képest magasabb képminőségszinten történt. A fantom sajátosságai korlátozták a hatodik kritérium megfelelő értékelését. Ebben az egyszerű példában a cső kb. 100 mAs-nyi áram-idő szorzata minimalizálja az elnyelt dózist, de biztosítja a klinikai képminőséget a kritériumoknak való megfelelőség szerint.



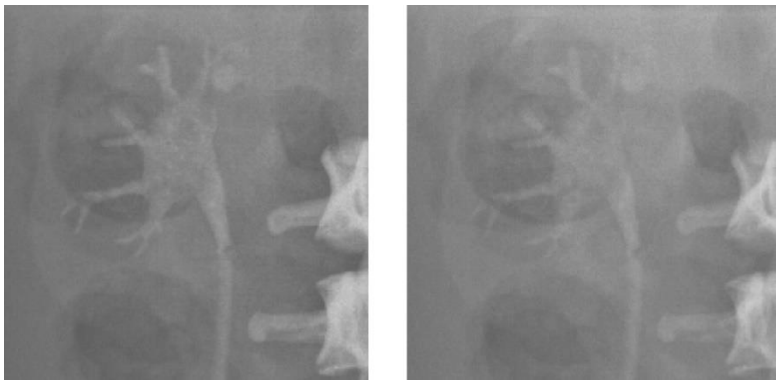
23.2. ÁBRA. Az ábra a teljesített képi követelmények átlagos arányát mutatja, amelyet radiológusok értékeltek antropomorf medencefantomon, különböző áram-idő szorzattal és 70 kV csőfeszültséggel készült anterior-posterior felvételeken. A hibasávok a középértékek ±1 standard hibáját jelentik.

23.3.3.1. 2. példa: Optimális csőfeszültség a hagyományos urográfiában

A CT urográfiás vizsgálatokra történő egyre szélesebb körű alkalmazásával a hagyományos urográfia indikációi — amennyiben még mindig végeznek ilyen vizsgálatokat — megváltoztak, és inkább a nagy kontrasztú részletekre összpontosítanak. Ezért nem lehet feltételezni, hogy a meglévő csőfeszültség-beállítás (73 kV) optimális az alkalmazott Gd_2O_2S alapú síkképérzékelő számára, bár a képminőség elfogadható. E munka keretében ezért az volt a cél, hogy az urográfiás vizsgálatokhoz az új körülményekre optimalizált csőfeszültséggel alacsonyabb effektív dózis mellett lehessen elérni a szükséges képminőséget. Első lépésként fantomos vizsgálatot végeztek, a csőfeszültség széles skálán való próbájára. Egy antropomorf medencefantomról, amely szimulált kontrasztanyaggal töltött veséket és húgyvezetékeket tartalmazott, készítettek képeket 50 és 90 kV közötti csőfeszültségek és állandó effektív dózis mellett (23.3. ábra). A képeket radiológusok elemezték egy vizuális minősítő vizsgálatban (lásd 4. fejezet) a szimulált vesemedence, a vese

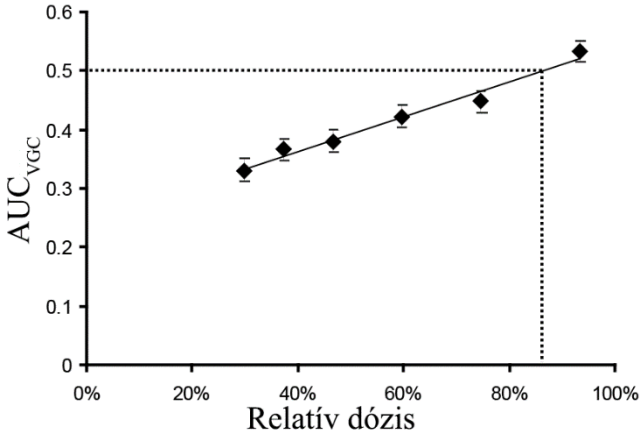
kelyhei és a húgyvezetékek reprodukcióját elemezve. A legjobb képminőséget eredményező csőfeszültség 55 kV volt, ezért klinikai beállításként ezt választották.

Egy bizonyos ideig használva az új beállítást, az 55 kV csőfeszültséggel, páciensekről készült felvételek gyűjteményét kiválogattuk a régi, 73 kV-os beállítással gyűjtött képekkel való összehasonlításra. Az 55 kV-os felvételek szimulált dóziscsökkentésével 80, 64, 50, 40 és 32%-os dózishoz rendelhető képeket generáltunk. Vizuális minősítő vizsgálatban analizáltuk valamennyi képet, amelyben a radiológusok ismét értékelték a vesemedence, a vese kelyhei és a húgyvezetékek láthatóságát. A 23.4. ábrán látható eredmények szerint az 55 kV-on készült felvételek közül a kb. 85%-os effektív dózishoz tartozó képek minősége azonos volt a 73 kV-on, 100%-os dózis mellett készült felvételek minőségével. Ezek az eredmények arra utalnak, hogy a nagykontrasztú részletekre fókuszáló, hagyományos urográfiában alacsony csőfeszültséget kell használni, és hogy 73 kV helyett 55 kV-os csőfeszültséggel az effektív dózist körülbelül 10–20%-kal csökkentve is azonos képminőséggel lehet dolgozni.



23.3. ÁBRA. Hozzáadott kontrasztanyaggal töltött vesével kiegészített medencefantomról 50 kV-os (balra) és 90 kV-os (jobbra) csőfeszültséggel készített röntgenfelvételek, amelyeken utófeldolgozással hasonló szintre módosították a képkontrasztot. A digitális röntgenberendezésnél (a film-fóliás rendszerrel ellentétben) a képmegjelenítés elkülöníthető a képgyűjtés lépésétől, ezért a megjelenített kép kontrasztja kevésbé függ a csőfeszültségtől. Így az optimális csőfeszültség a digitális radiográfiában és a film-fóliás radiográfiában különböző lehet.

Érdekes, hogy az Európai Bizottság iránymutatásai szerint urográfiához a 75 kV és 90 kV közötti csőfeszültség javasolt (vö. 23.2. táblázat). Ez arra utal, hogy a film-fóliás rendszerekre ajánlott beállítási paraméterek nem érvényesek automatikusan a digitális radiográfiára és, hogy a diagnosztikai követelmények változása után az expozíciós paraméterek értékét felül kell vizsgálni.



23.4. ÁBRA. Az 55 kV-os páciens vizsgálatokhoz tartozó AUC_{VGC} képminőségi mérőszám függése a szimulált dózisszinttől, referenciaként a 100%-os dózisszint és 73 kV-os csőfeszültség szolgál. A hibasávok az átlagok standard hibáját mutatják. Az AUC_{VGC} az olyan összehasonlítások hányadaként értelmezhető, amelyeknél a vizsgált rendszer képminőségét (ebben az esetben az 55 kV-tal készült, különböző dózisszintű felvételek) magasabbra értékelték, mint a referenciáét (az egyes összehasonlítások egyetlen alternatívája a magasabb vagy alacsonyabb képminőség). Ezek szerint egy 0,5-ös AUC_{VGC} érték azt jelenti, hogy a vizsgált rendszerrel ugyanolyan képminőség érhető el, mint a referencia rendszerrel. Az ábra szerint 55 kV-tal már 85% dózis mellett el lehet érni ugyanazt a képminőséget, mint 73 kV-tal.

23.4. KLINIKAI AUDIT

23.4.1. Célok

Az Európai Bizottság orvosi sugárterhelésekről[1] szóló irányelvében [23.4] a klinikai audit definiciója:

> „az orvosi radiológiai eljárások szisztematikus vizsgálata vagy áttekintése azzal a céllal, hogy az elvégzett strukturált vizsgálat eredményeképpen javuljon a betegellátás minősége és eredményessége; ennek érdekében az orvosi radiológiai gyakorlatot, eljárásokat és eredményeket összevetik a helyes orvosi radiológiai eljárásrendekre vonatkozóan elfogadott normákkal, és adott esetben módosítják a gyakorlatot, illetve ha szükséges, új normákat alkalmaznak”

[1] Az eredeti kiadás óta megjelent: A Tanács 2013/59/Euratom irányelve (2013. december 5.) az ionizáló sugárzás miatti sugárterhelésből származó veszélyekkel szembeni védelmet szolgáló alapvető biztonsági előírások megállapításáról, valamint a 89/618/Euratom, a 90/641/Euratom, a 96/29/Euratom, a 97/43/Euratom és a 2003/122/Euratom irányelv hatályon kívül helyezéséről

A klinikai audit céljai általánosan a következők szerint különböztethetők meg:

(i) A betegellátás minőségének javítása;
(ii) Az erőforrások hatékony felhasználásának előmozdítása;
(iii) A klinikai szolgáltatások nyújtásának és szervezésének javítása;
(iv) Szakmai továbbképzés és képzés.

E célkitűzésekkel a klinikai audit az általános minőségfejlesztési folyamat szerves részét képezi, és a minőségirányítás, valamint a klinikai vezetés szerves részeként kell tekinteni.

A klinikai audit valójában egy multidiszciplináris, több szakmát érintő tevékenység. Olyan auditoroknak kell végezni, akik az auditálandó radiológiai gyakorlatok témakörében széleskörű ismeretekkel és tapasztalattal rendelkeznek, azaz akik szakemberek és az említett tevékenységhez tartozó klinikai munkában részt vesznek. Az „audit" fogalmának általános értelmezése azt jelenti, hogy a felülvizsgálatot vagy az értékelést a szervezeti egységtől vagy az auditálandó gyakorlattól független auditorok végzik.

A klinikai audit célja az orvosi gyakorlat folyamatos javítása. Ennek megfelelően rendszeresen kell végezni, és biztosítani kell, hogy az audit ciklus befejeződjék. Az általános auditciklus a helyes gyakorlat sztenderdjének kiválasztásából, a helyi gyakorlat értékeléséből és az elfogadott sztenderdekkel való összehasonlításából áll. Szükség esetén változtatásokat kell végrehajtani, és bizonyos idő elteltével újra kell auditálni. A rendszeres újraauditálás javítja a minőséget vagy biztosítékot ad arra, hogy a jó minőséget fenntartják.

A klinikai audit belső és külső értékelésekből kell álljon, és ezeknek ki kell egészíteniük egymást. A belső auditokat egy adott intézményen belül, az egészségügyi intézmény munkatársai végzik, de az audit megállapításai kívülről is felülvizsgálhatók. Kis egészségügyi ellátóegységeknél a belső auditok inkább önértékeléseknek tekinthetők. A külső auditokat a radiológiai osztálytól/intézménytől független auditorok végzik. A külső auditok hozzájárulnak az audit folyamatához, mivel a belső auditorok nem feltétlenül képesek felismerni a saját intézményükben az összes hiányosságot. A külső auditoroknak lehetőleg jobb érzéke kell legyen az értékeléshez.

A klinikai auditok számos előnyt eredményezhetnek az egészségügyi ellátórendszer számára, mint például:

- Minőségjavító eszközről való gondoskodása;
- A minőség, a jógyakorlatok és az elavult gyakorlatok felismerése;
- A személyzet motiválása a minőség javítására;
- A gyakorlat és a helyi sztenderdek javítása;
- A nemzeti sztenderdek betartása;

- A bírósági eljárások elkerülése;
- Az intézményen belüli kommunikáció javítása;
- A gyenge pontok azonosítása;
- A minőségügyi rendszerek fejlesztésének előmozdítása.

A klinikai audit képes kell, hogy legyen egy radiológiai osztály erősségeinek felismerésére, a fejlesztést igénylő részterületek azonosítására, és a legfontosabb, hogy ennek végső soron a páciens lesz a haszonélvezője.

A klinikai auditokra vonatkozó átfogó útmutatást publikált az Európai Bizottság [23.5] és az IAEA [23.6]. Az előbbi egy általános keretet ad a fenntartható nemzeti auditrendszerek létrehozásához, míg az utóbbi ezt a keretet egészíti ki a diagnosztikai radiológiában használatos külső klinikai auditok bevezetését segítő, nagyon gyakorlatias tanácsokkal.

23.4.2. Hatály a radiológiai tevékenységekre

A klinikai auditnak ki kell terjednie a teljes klinikai betegútra, és részletesen foglalkoznia kell a radiológiai gyakorlat mindhárom fő elemével:

(i) *Struktúra*: Az ellátás kereteinek jellemzői, beleértve az anyagi erőforrásokat (pl. létesítmények, berendezések), emberi erőforrásokat (pl. a személyzet száma, besorolása és képzettsége) és a szervezeti struktúrát.
(ii) *Folyamat*: A betegellátás szolgáltatása.
(iii) *Eredmény*: Az osztálynak a páciensek egészségi állapotára gyakorolt hatása.

Egy klinikai audit értékelheti a radiológiai folyamatban a teljes klinikai betegutat a beutalástól a betegkövetésig (átfogó audit), vagy korlátozódhat annak bizonyos kritikus részeire (részleges audit). Értékelheti a tevékenység olyan részeit, amelyek általánosak, közösek minden radiológiai eljárásban, vagy csak egy adott radiológiai specialitásra (pl. CT), illetve részletesen foglalkozhat egy kiválasztott egyedi vizsgálattal.

A klinikai auditoknak foglalkozniuk kell a páciensek sugárvédelmének kritikus kérdéseivel és az átfogó minőségbiztosítási rendszer kulcsfontosságú összetevőivel. Ezek közé tartoznak az indokoltság és az optimálás (lásd 23.2. és 23.3. szakasz) mint a tevékenység lényeges részei.

A vizsgálatspecifikus tevékenység auditálása általában csak néhány kiválasztott vizsgálattípust jelenthet auditonként. Minősíteni kell az eljárások minden részletét, de azokat a részleteket mindenképpen, amelyeknél a helyes gyakorlatról ésszerű konszenzus érhető el, mint például:

- Indikációk;
- Képalkotási kritériumok, az anatómiai struktúrák reprodukálása;

- A páciens pozicionálása és a képalkotási paraméterek;
- Sugárvédő takarás.

A klinikai audit megkezdése előtt meg kell határozni a kritikus területeket és lefektetni a célokat. A belső auditok esetében a célkitűzéseket az auditálandó egészségügyi egység vezetősége határozza meg. Külső auditok esetén a részletes célkitűzésekről az auditáló szervezetnek és a vizsgálandó egységnek kell megállapodni, figyelembe véve az auditprogramokra vonatkozó jogszabályi követelményeket, valamint a nemzeti koordináló szervezetek vagy az egészségügyi intézmények által tett ajánlásokat, továbbá egészségügyi szakmai és a tudományos társaságok ajánlásait, amennyiben rendelkezésre állnak.

(i) Minőségirányítási eljárások és infrastruktúra;
(ii) A páciensekkel kapcsolatos eljárások;
(iii) Technikai eljárások;
(iv) Oktatás, képzés és kutatás.

A minőségirányítási eljárások és az infrastruktúra auditja magában foglalja a radiológiai egység küldetését és jövőképét, üzleti tervét és hosszú távú elképzeléseit, célkitűzéseit, valamint az osztály munkaterhelését és a páciensek demográfiai adatait, az osztály szervezeti struktúráját, a humán erőforrás kezelését, például a programokat a folyamatos szakmai fejlődésre, a munkautasításokat, protokollokat és eljárásokat, az osztály helyiségeit és felszereléseit.

A páciensekkel kapcsolatos eljárások felülvizsgálata magában foglalja a vizsgálat megfelelőségét biztosító eljárásokat (alkalmazott beutalási irányelvek, kockázat-előny értékelések, ellenjavallatok stb.), a vizsgálat elvégzése előtti, a releváns klinikai körülmények felmérését biztosító eljárásokat (allergiáról, véralvadásgátló kezelésről, várandósságról stb. való tájékozódás), a páciensek azonosító eljárásait és biztosítékokat, a páciensek adatainak bizalmas kezelésére vonatkozó politikákat, valamint a képalkotó technikákra, eljárásokra és a klinikai ellátásra vonatkozó protokollokat, a képminőségről szóló jelentéseket, baleseteket és eseményeket, képek és feljegyzések megőrzését stb.

A technikai eljárások felülvizsgálata magában foglalja a minőségbiztosítási infrastruktúrát és a berendezések minőségbiztosítási eljárásait. Különös figyelmet kell fordítani a személyzetre, a műszerekre, a vezetői támogatásra és a dokumentációra.

Ha a központ kutatást vagy oktatást folytat, akkor az ezekre vonatkozó programokat, tevékenységeket is értékelni kell.

23.4.3. Jógyakorlatok alapjai

Jógyakorlat az olyan gyakorlat, amely a bizonyítékokon alapuló adatokból levont legújabb szempontok, valamint a szükséges struktúrára, eljárásokra és eredményekre alapozott, hosszú távú tapasztalatok és tudás alapján ajánlható.

Az ajánlás alapjai lehetnek:

- Jogi követelmények;
- Etikai alapelvek;
- Kutatási eredmények;
- Konszenzus-nyilatkozatok;
- Tudományos társaságok ajánlásai;
- Helyi egyezmények (ha nincs általánosabb alap).

A klinikai audit definíciója feltételezi, hogy a jógyakorlat értékeléséhez rendelkezésre állnak a megfelelő írásos kritériumok. Az IAEA által közzétett iránymutatások [23.6] alapvető kritériumokat tartalmaznak, és olyan további kiadványokra is hivatkoznak, amelyek alapul szolgálhatnak a kritériumok bővebb körű megalapozásához. A nemzetközi orvosi, tudományos, szakmai társaságok fontos szerepet játszhatnának az ilyen jellegű sztenderdek kidolgozásában.

23.4.4. Kapcsolat más minősítő vizsgálatokkal és a hatósági ellenőrzéssel

A külső klinikai audittal kapcsolatosan fontos felismerni, hogy ez egy másik fogalom, mint a külső minőségértékelés egyéb fajtái, úgymint a minőségbiztosítási rendszer tanúsítása céljából végzett minőségellenőrző audit, vagy az akkreditációs audit vagy a hatósági ellenőrzések. Ezért a külső klinikai audit tárgyának és céljainak meghatározásakor fontos tekintettel lenni arra, hogy ezek inkább kiegészítik, mintsem duplikálják az említett, egyéb tevékenységeket. A klinikai audit egyéb minőségértékeléssel és a hatósági ellenőrzéssel való kapcsolatát részletesen tárgyalják az Európai Bizottság iránymutatásai [23.5].

23.4.5. A gyakorlati lebonyolítás módjai

A részleges auditok lebonyolíthatók külső auditként is a rögzíthető vagy mérhető adatok postai vagy internetes gyűjtésével és központi értékelésével.

Az átfogó auditokhoz helyszíni látogatásra van szükség, amelyek során interjúk, megfigyelések, dokumentum- és adat-áttekintések, mérések, valamint adatminták gyűjtése és elemzése történik. Az auditálás multidiszciplináris jellegéből adódóan és az audit tárgykörétől függően általában egy különböző szakemberekből (radiológus, orvosi fizikus, radiográfus stb.) álló auditor csapatra van szükség. Az alapvető klinikai kompetencián kívül az auditoroknak specifikus ismereteket kell szerezniük az auditálás általános menetéről és eljárásairól, valamint az auditálás elfogadott programjáról és az alkalmazandó helyes gyakorlat kritériumairól.

A klinikai audit lezárultával, ha az ajánlásokat is tartalmazó auditori jelentés már a személyzet rendelkezésére áll, az egységnek reagálnia kell az ajánlásokra, amiben benne foglaltatik a helyesbítő intézkedésekre vonatkozó egyezményes ütemezés is. Ez nem csak az auditból származó maximális haszon elérése miatt fontos,

hanem azért is, hogy megőrizzük személyzet későbbi, ismételt auditokkal kapcsolatos motivációját és tiszteletét.

23.4.6. Az orvosi fizikus szerepe

A többi szakemberrel együttműködve az orvosi fizikusnak fontos szerepe van a radiológiai tevékenységek klinikai auditjainak tervezésében, előkészítésében és lebonyolításában. Az orvosi fizikusok szakértelmére elkerülhetetlenül szükség van a berendezések megfelelőségének és minőségének, valamint a páciensdózisok és a fizikai képminőség megítéléséhez, valamint a közreműködésükre a berendezés minőségellenőrzési és minőségbiztosítási programjainak elkészítésében és lebonyolításában. Az orvosi fizikusok gyakran kulcsszerepet játszanak a páciensek és az orvosok sugárbiztonságára vonatkozó intézkedések és rendelkezések kialakításában, amelyek a radiológiai gyakorlatok klinikai auditjának fő területei közé tartoznak.

Ha az audit során konkrét méréseket vagy vizsgálatokat kell elvégezni, ezek elvégzéséről általában a fizikus gondoskodik. Ezen túlmenően a fizikusoknak általában gyakorlata van különböző matematikai és statisztikai eszközök használatában, amelyre nagy szükség lehet az ellenőrzési adatok rendszerezésében és elemzésében. Az audit csapatnak a felsorolt okok miatt rendelkeznie kell egy orvosi fizikussal is.

HIVATKOZÁSOK

[23.1] THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGISTS, Referral Guidelines: Making the Best Use of Clinical Radiology Services, 6th edn, MBUR6, Royal College of Radiologists, London (2007), https://www.clinicalradiologyonline.net/article/S0009-9260(07)00292-9/fulltext (hozzáférés: 2023. aug. 9.).

[23.2] EUROPEAN COMMISSION DIRECTORATE-GENERAL FOR THE ENVIRONMENT, Referral Guidelines for Imaging, Radiation Protection No. 118, EC, Luxembourg (2000), https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/ac475fa0-09b6-4430-a3a3-6edef21df2e6 (hozzáférés: 2023. aug. 9.)

[23.3] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Appropriateness Criteria (2013), http://www.acr.org/Quality-Safety/Appropriateness-Criteria

[23.4] EUROPEAN COMMISSION, Council Directive 97/43/Euratom of 30th June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing Radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466 Euratom, Off. J. Eur. Comm. Rep. L. 180 (1997) 22–27.

[23.5] EUROPEAN COMMISSION, European Commission Guideline on Clinical Audit for Medical Radiological Practices (Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy), Radiation Protection No. 159, EC, Luxembourg (2009), https://energy.ec.europa.eu/system/files/2014-11/159_1.pdf (hozzáférés: 2023. aug. 9.).

[23.6] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Comprehensive Clinical Audits of Diagnostic Radiology Practices: A Tool for Quality Improvement — Quality Assurance Audit for Diagnostic Radiology Improvement and Learning (QUAADRIL), IAEA Human Health Series No. 4, IAEA, Vienna (2010).
[23.7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Pregnancy and Medical Radiation, ICRP Publication 84, Elsevier (2000) 1–43.

IRODALOMJEGYZÉK

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, EC, Luxembourg (1996).

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, EUR 16261 EN, EC, Luxembourg (1996).

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 EN, EC, Luxembourg (1996).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.5, IAEA, Vienna (2002).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Managing Patient Dose in Digital Radiography, ICRP Publication 93, Elsevier (2004) 1–75.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Assessing Dose of the Representative Person for the Purpose of Radiation Protection of the Public and the Optimisation of Radiological Protection: Broadening the Process, ICRP Publication 101, Elsevier (2006) 1–114.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Elsevier (2008) 1–332.

24. fejezet

SUGÁRVÉDELEM

D. SUTTON
Ninewells Hospital,
Dundee, Egyesült Királyság

L. T. COLLINS
Westmead Hospital,
Sydney, Ausztrália

J. LE HERON
Nemzetközi Atomenergia
Ügynökség

Fordította: Kolozsi Zoltán

Lektorálta: Simon Mihály

24.1. BEVEZETÉS

A 21. fejezet a sugárbiológiai alapismeretek és a sugárhatások ismertetése során rámutat, hogy olyan sugárvédelmi rendszerre van szükség, amely lehetővé teszi a sugárzás számos hasznos felhasználásának megvalósítását, miközben biztosítja a káros sugárhatások megelőzését vagy minimalizálását. Ez a determinisztikus hatások előfordulásának megelőzésével és a sztochasztikus hatások valószínűségének elfogadható szintre való korlátozásának kettős célkitűzésével érhető el.

Egy radiológiai létesítményben figyelembe kell venni a pácienst, a radiológiai eljárások elvégzésében részt vevő személyzetet, a radiológiai létesítményben tartózkodó lakosságot és egyéb személyzetet, az eljárás alatt álló páciensek gondozóit és ápolóit, valamint azokat a személyeket, akik egy orvosbiológiai kutatási projekt részeként radiológiai eljáráson vesznek részt.

Ez a fejezet azt tárgyalja, hogy a fenti célkitűzések hogyan teljesülnek a sugárvédelmi rendszer segítségével, és hogyan kell egy ilyen rendszert a gyakorlatban alkalmazni egy radiológiai létesítményben.

24.2. AZ ICRP SUGÁRVÉDELMI RENDSZERE

A sugárvédelem fenti célkitűzéseinek elérését szolgáló eszközök olyannyira fejlődtek, hogy a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP, International Commission on Radiological Protection) égisze alatt konszenzus alakult ki a sugárvédelmi rendszerről. A rendszer részletes megfogalmazása és alapelvei az ICRP kiadványaiban találhatók, és nem lehet őket könnyen, a lényegük elvesztése nélkül

idézni. Ebben a szakaszban azonban egy rövid, bár egyszerűsített összefoglalót adunk, különösen a diagnosztikai radiológiára és a képvezérelt beavatkozási eljárásokra vonatkozóan.

24.2.1. Az expozíció helyzetei, típusai és kategóriái

Az ICRP rendszeréhez számos kifejezés kapcsolódik, amelyek közül néhányat az alábbiakban mutatunk be. A 103. kiadványban [24.1] az ICRP három típusba sorolja azokat a lehetséges helyzeteket, amelyekben sugárterhelés előfordulhat: i) tervezett expozíciós helyzetek, ii) veszélyhelyzeti expozíciós helyzetek és iii) fennálló expozíciós helyzetek. Szerencsére csak az elsővel kell foglalkoznunk. A sugárzások röntgendiagnosztikai alkalmazása tervezett expozíciós helyzetnek minősül, és hatósági ellenőrzés alatt kell állnia, a szabályozó hatóságtól megfelelő engedélyt kell kapni a működés megkezdése előtt. Meg kell jegyezni, hogy az ICRP korábban a „gyakorlat” (practice) kifejezést használta a tervezett expozíciós helyzetek, például egy radiológiai létesítmény üzemeltetésének leírására.

Egy radiológiai intézmény mindennapi működése során előfordulnak bizonyos, ésszerűen előre jelezhető nagyságú sugárterhelések, amelyeket normál sugárterhelésnek nevezünk. Ezen túlmenően szándékolatlan sugárterhelések vagy balesetek is okozhatnak úgynevezett potenciális sugárterhelést. Ezek a potenciális sugárterhelések a tervezett expozíciós helyzet részét képezik, mivel az engedély megadásakor figyelembe veszik lehetséges bekövetkezésüket.

Az ICRP [24.1] az egyének (normális és potenciális) sugárterhelését három kategóriába sorolja: foglalkozási sugárterhelés, lakossági sugárterhelés és orvosi sugárterhelés. A radiológiai létesítményben mindhárom expozíciós kategóriával számolni kell. Maga az orvosi expozíció három összetevőre oszlik: (i) a páciens sugárterhelése, (ii) orvosbiológiai kutatásból eredő sugárterhelés és (iii) gondozók és segítők sugárterhelése, amelyek mindegyike releváns e fejezet szempontjából. Egy adott személy a sugárterhelés egy vagy több kategóriájának is ki lehet téve, de sugárvédelmi célokból mindegyik kategóriával külön-külön foglalkozunk.

24.2.1.1. Foglalkozási sugárterhelés

Az ICRP meghatározása szerint a foglalkozási sugárterhelés magában foglal minden olyan sugárterhelést, amely a munkavállalókat a munkavégzése során éri olyan helyzetekben, amelyek ésszerűen az alkalmazó vagy üzemeltető engedélyes felelősségi körébe tartoznak.

24.2.1.2. Lakossági sugárterhelés

A lakossági sugárterhelés magába foglalja a foglalkozási vagy orvosi sugárterheléstől eltérő valamennyi sugárterhelést, és a források széles skáláját fedi le, amelyek közül messze a természetes források a legnagyobbak. Az embriók és a várandós munkavállalók magzatának expozíciója lakossági sugárterhelésnek minősül.

A radiológiai létesítményben a lakossági sugárterhelés magába foglalja azon személyek sugárterhelését, akik véletlenül a létesítmény közelében vagy azon belül tartózkodnak, és potenciálisan ki vannak téve a röntgenhelyiség falain áthatoló sugárzásnak.

24.2.1.3. Orvosi sugárterhelés

Az orvosi sugárterhelés a páciens javára történő, diagnosztikai vagy terápiás célú, szándékos besugárzás. Mint már említettük, az orvosi sugárterhelés három összetevőre osztható: (i) páciens sugárterhelés, (ii) orvosbiológiai kutatásból eredő sugárterhelés és (iii) gondozók és segítők sugárterhelése. Az alábbiakban mindhármat megvizsgáljuk.

Az orvosi sugárterhelések a sugárterhelések nagyon jelentős forrásai, méghozzá egyre növekvő mértékben. A fejlett országokban az Egyesült Nemzetek Tudományos Bizottsága az Atomsugárhatások Tanulmányozására (UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation) 2000-es [24.2] és 2008-as [24.3] jelentése között 58%-os növekedést mutattak ki. A diagnosztikai sugárterhelések közül messze a komputertomográfia (CT) jelentette a legnagyobb járulékot, amely a vizsgálatok 7,9%-át, de a dózis 47%-át tette ki. A világ teljes népességére vetíve az orvosi eredetű, egy főre jutó éves effektív dózis 0,62 mSv (Magyarországon 1,8 mSv/fő/év [24.22]), szemben a természetes forrásokból származó 2,4 mSv-vel.

Ez a gyors növekedés hangsúlyozza az indokoltság és az optimálás sugárvédelmi alapelveinek hatékonyabb végrehajtásának szükségét.

24.2.2. A sugárvédelem alapvető keretei

Az ICRP rendszere a sugárvédelem három alapelvét tartalmazza, nevezetesen:

(i) *Az indokolás elve*: Minden olyan döntés, amely megváltoztatja az expozíciós helyzetet, több haszonnal kell járjon, mint ártalommal.
(ii) *A védelem optimálásának elve*: Az expozíció valószínűségét, az expozíciónak kitett személyek számát és az egyéni dózisok nagyságát a gazdasági és társadalmi tényezők figyelembevételével a lehető legalacsonyabb szinten kell tartani.

(iii) *A dózisok korlátozásának elve*: A szabályozott forrásokból származó, tervezett expozíciós helyzetekben bármely személyt érő összes dózis, kivéve a páciensek orvosi expozíciója nem haladhatja meg az ICRP által ajánlott vonatkozó korlátokat (lásd 24.1. táblázat).

Egy radiológiai létesítményben a foglalkozási és a lakossági expozícióra mindhárom elv vonatkozik, míg az orvosi expozícióra csak az első kettő. Az ICRP sugárvédelmi rendszerének a radiológiai létesítményre vonatkozó alkalmazásával kapcsolatos további részletek e fejezet további részében találhatók.

24.1. TÁBLÁZAT. AJÁNLOTT DÓZISKORLÁTOK TERVEZETT EXPOZÍCIÓS HELYZETEKHEZ[a] [24.1]

Korlát típusa	Foglalkozási (mSv)	Lakossági (mSv)
Effektív dózis	20 mSv/év 5 éves átlagra vonatkoztatva[b]	1 mSv/év[c]
Éves dózis-egyenértékek:		
Szemlencse	20	15
Bőr[d,e]	500	50
Kezek és lábak	500	n. a.

[a] az effektív dóziskorlát a meghatározott időszakon belüli külső expozícióból származó releváns effektív dózisok és az ugyanebben az időszakban felvett radionuklidok effektív dózisainak összegére vonatkozik. Felnőtteknél a lekötött effektív dózist a felvételt követő 50 éves időtartamra, míg a gyermekeknél 70 éves korig számítják.

[b] Azzal a további követelménnyel, hogy az effektív dózis egyetlen évben sem haladhatja meg az 50 mSv-t. További korlátozások vonatkoznak a várandós nők foglalkozási expozíciójára. (megjegyzés: az EU tagállamaiban egységesen 20 mSv/év a korlát és külön hatósági engedélyhez kötött, hogy egy-egy dolgozó ennél nagyobb mértékű sugárterhelést elszenvedhessen indokolt esetben.

[c] Különleges körülmények között egyetlen évben nagyobb effektív dózis is megengedhető, feltéve, hogy az 5 év átlagában nem haladja meg az évi 1 mSv-t.

[d] Az effektív dózis korlátozása elégséges védelmet biztosít a bőr számára a sztochasztikus hatásokkal szemben.

[e] A bőr 1 cm^2-nyi felületére átlagolt érték, függetlenül a kitett területtől.

24.3. A SUGÁRVÉDELEM MEGVALÓSÍTÁSA A RADIOLÓGIAI LÉTESÍTMÉNYBEN

24.3.1. Bevezetés

Az IAEA által kiadott Safety Standards Series No. GSR Part 3, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards (BSS), 2011-ben jelent meg [24.4]. Az előírásai célja az ionizáló sugárterhelés elleni védelemre és az ilyen sugárterhelést eredményező sugárforrások biztonságára vonatkozó alapvető követelmények megállapítása. A BSS követelményei képezik a radiológiai létesítményben a sugárvédelem végrehajtásának alapját, kiegészítve az IAEA vonatkozó biztonsági útmutatóival és jelentéseivel. A röntgensugárzást felhasználó diagnosztikai radiológiai és intervenciós eljárások sugárvédelmi szabályainak alkalmazására specifikus útmutatás található a [24.5] hivatkozásban. Az IAEA valamennyi kiadványa letölthető az IAEA honlapjáról.

Az ICRP az orvosi sugárvédelemre és sugárbiztonságra vonatkozó speciális ajánlásokat is tett, kiemelten a 73. kiadványban [24.6], és azokat a 103. [24.1] és a 105. [24.7] kiadványban megerősítette. Az ICRP további, a radiológiai sugárvédelem sajátos szempontjaival foglalkozó kiadványai az irodalomjegyzékben találhatóak.

24.3.2. Felelősségek

A kórházban vagy egészségügyi intézményben a sugárvédelem megvalósításának illeszkednie kell az intézményben az orvosi ellátásra szolgáló rendszerekhez, és ki kell egészítenie azokat. A sugárvédelmet nem szabad „kívülről” ráerőltetett, az orvosi szolgáltatások nyújtásától és a betegellátás ügyétől elkülönített dolognak tekinteni.

A sugárvédelem magas színvonalának elérése érdekében nagyon fontos, hogy minden egyes egyénben kialakuljon a biztonságon alapuló hozzáállás, hogy a védelmet és a balesetmegelőzést a mindennapi feladatok természetes részének tekintsék. Ezt a célt elsősorban oktatással és képzéssel, valamint a kérdező és érdeklődő hozzáállás ösztönzésével, továbbá a nemzeti hatóságok és a munkáltatók pozitív és együttműködő hozzáállásának ösztönzésével lehet elérni, hogy a sugárvédelmet megfelelő erőforrásokkal támogassák, mind személyi elismerés, mind anyagi juttatás formájában. A felelősségérzetet csak akkor lehet elérni, ha az érintettek a szabályokat és előírásokat szükségesnek tartják, és azokat a mindennapi munkájuk támogatásának, nem pedig akadályának tekintik. Minden egyénnek ismernie kell a felelősségét a feladatok hivatalos kijelölése révén.

A hatékony sugárvédelem érdekében az ionizáló sugárzás orvosi felhasználásában részt vevő különböző személyzeti kategóriák erőfeszítéseit össze kell hangolni és integrálni, lehetőleg a csapatmunka elősegítésével, ahol minden egyes személy tisztában van felelősségével és feladataival.

24.3.3. Az engedélyes és a munkáltató felelőssége

A radiológiai létesítmény engedélyese a sugárvédelmet szabályozó hatóság által kiadott engedélyen keresztül elsődlegesen felelős a vonatkozó nemzeti előírások alkalmazásáért és az engedélyben foglalt feltételek teljesítéséért. Az engedélyes viseli a felelősséget a sugárvédelem és a sugárbiztonság biztosításához szükséges műszaki és szervezési intézkedések kialakításáért és végrehajtásáért. Az engedélyes más személyeket is kijelölhet az e felelősséggel kapcsolatos intézkedések és feladatok elvégzésére, de a teljes felelősség az engedélyesé marad. Különösen a radiológus orvosnak [1], az orvosi fizikusnak, a radiográfusnak[2] és a sugárvédelmi megbízottnak van kulcsfontosságú szerepe és felelőssége a sugárvédelem megvalósításában a radiológiai létesítményben, és ezeket az alábbiakban részletesebben tárgyaljuk.

Az engedélyesekre vonatkozó összes sugárvédelmi követelményről a BSS-ben kell tájékozódni. A munkáltatónak, aki gyakran nem feltétlenül az engedélyes, az engedélyessel együttműködve közös felelőssége van a foglalkozási sugárvédelemmel kapcsolatban.

Az orvosi sugárterhelés tekintetében az engedélyes legfontosabb feladatai közé tartozik annak biztosítása, hogy:

(a) A szükséges személyzet (radiológus orvosok, orvosi fizikusok és radiográfusok) alkalmazásáról, valamint arról, hogy a személyek rendelkeznek a kijelölt szerepük betöltéséhez és feladataik ellátásához szükséges oktatással, képzéssel és kompetenciával.
(b) Senki sem részesül orvosi sugárterhelésben, míg nem kap megfelelő beutalót, amely igazolja annak indokoltságát és a sugárvédelem optimálását.
(c) Minden megvalósítható intézkedést megtesznek a szándékolatlan vagy baleseti orvosi sugárterhelések valószínűségének minimalizálására, és minden ilyen expozíciót azonnal kivizsgálnak, a megfelelő helyesbítő intézkedések végrehajtása mellett.

[1] Az egészségügyi radiológiai kezelőorvos (radiological medical practitioner) a felülvizsgált BSS-ben használt gyűjtőfogalom, és olyan egészségügyi szakemberként definiálják, aki a sugárzás orvosi felhasználására vonatkozó oktatással és szakképesítéssel rendelkezik, és aki alkalmas arra, hogy egy adott szakterületen önállóan végezzen vagy felügyeljen orvosi sugárterheléssel járó eljárásokat. A radiológiai intézményben a radiológus a leggyakoribb radiológiai szakorvos, de sok más szakorvos is betöltheti ezt a szerepet, például intervenciós kardiológusok, urológusok, gasztroenterológusok, ortopéd sebészek és fogorvosok. E fordításban a radiológus orvos kifejezést alkalmazzuk.

[2] Az orvosi sugártechnológus (medical radiation technologist) a felülvizsgált BSS-ben használt gyűjtőfogalom, amely a világszerte használt különböző kifejezéseket takarja, mint például a radiográfus és a radiológiai technológus, radiológus asszisztens. E fordításban a radiográfus elnevezést alkalmazzuk.

A foglalkozási expozíció tekintetében a munkáltató és az engedélyes fő felelősségei közé tartozik annak biztosítása, hogy:

(a) A foglalkozási sugárvédelem és biztonság optimált, valamint a foglalkozási sugárterhelésre vonatkozó dóziskorlátokat nem lépik túl.
(b) Sugárvédelmi programot hoznak létre és tartanak fenn, beleértve helyi szabályokat és biztosítanak egyéni védőeszközöket.
(c) Intézkednek a foglalkozási sugárterhelések értékelésére személyi monitorozó program révén.
(d) A sugárvédelemmel és biztonsággal kapcsolatos megfelelő tájékoztatás, oktatás és képzés biztosított.

Az engedélyes felelős a lakosság sugárvédelméért is, ami magában foglalja annak biztosítását, hogy:

(a) A működő röntgenhelyiségekhez való illetéktelen hozzáférés megakadályozására korlátozásokat hoz.
(b) A lakossági expozíciós előírásokkal való összhang biztosítása és a megfelelő nyilvántartások vezetése érdekében területi ellenőrzést végez.

24.3.4. A többi fél felelőssége

Radiológus orvos: A páciens általános orvosi és egészségügyi ellátása a pácienst kezelő orvos feladata. Amikor azonban a páciens a radiológiai intézményben tartózkodik, a radiológus orvosnak különös felelőssége van a páciens általános sugárvédelméért. Ez azt jelenti, hogy a beutaló orvossal együtt felelősséget vállal a páciens számára az adott radiológiai eljárás indokoltságáért, valamint a vizsgálat elvégzése során a védelem optimálásának biztosításáért.

Orvosi fizikus: Az orvosi fizikus a páciens sugárvédelmével kapcsolatos szakértelmet nyújt. Az orvosi fizikus a diagnosztikai radiológiában felelős az orvosi sugárterhelések sugárvédelmének optimálásáért, beleértve a képalkotó berendezések kalibrálását, valamint a képminőség és a páciensdózis értékelésével kapcsolatos feladatokat, továbbá a minőségbiztosítási program fizikai vonatkozásait, beleértve az orvosi radiológiai berendezések átvételét és üzembe helyezését. Az orvosi fizikus az orvosi és egészségügyi személyzet sugárvédelmi képzésével kapcsolatos feladatokat is elláthatja. Az orvosi fizikus emellett a sugárvédelmi megbízott szerepét is betöltheti, és ebben a szerepkörében elsősorban a foglalkozási és lakossági sugárvédelemmel kapcsolatos feladatokat lát el (lásd alább).

Radiográfus: A radiográfusnak kulcsszerepe van, a készsége és gondossága a technikák és paraméterek kiválasztásában nagymértékben meghatározza egy adott

páciens sugárterhelése optimálásának gyakorlati megvalósulását számos modalitásnál.

Sugárvédelmi megbízott: A radiológiai létesítmény sugárvédelmi megbízottja felelős a sugárvédelmi ügyek felügyeletéért és végrehajtásáért a létesítményben, de megjegyezve (mint fentebb), hogy a páciensek sugárvédelmével kapcsolatos speciális felelősség az orvosi fizikusé. Természetesen a sugárvédelmi megbízott lehet orvosi fizikus is. A sugárvédelmi megbízott feladatai közé tartozik: annak biztosítása, hogy az összes vonatkozó előírást és engedélyben előírt feltételt betartják; támogatja a sugárvédelmi eljárások (helyi szabályok) elkészítését és karbantartását; támogatja a létesítmény árnyékolásainak méretezését; megfelelő (egyéni és munkahelyi) ellenőrzési eljárások megszervezése; valamint a személyzet sugárvédelmi oktatásának és képzésének felügyelete.

Az egész személyzet: Kötelesek betartani az alkalmazandó szabályokat és eljárásokat, használni a rendelkezésre álló védőfelszerelést és védőruházatot, együttműködni az egyéni monitorozásban, tartózkodni a nem biztonságos gyakorlatot eredményező szándékos cselekedetektől, és részt venni az előírt képzéseken.

24.3.5. Sugárvédelmi program

A BSS előírja, hogy az engedélyes (és adott esetben a munkáltató) a sugárvédelmi előírásoknak való megfelelés biztosítása érdekében a gyakorlat kockázatainak jellegével és mértékével arányos védelmi és biztonsági programot dolgozzon ki, hajtson végre és dokumentáljon. Az ilyen programot gyakran sugárvédelmi programnak nevezik, és minden radiológiai létesítménynek rendelkeznie kell ilyennel.

Egy radiológiai létesítmény sugárvédelmi programja meglehetősen összetett, mivel a dolgozók, a páciensek és a lakosság védelmének minden lényeges szempontjára ki kell terjednie. A [24.5] hivatkozás részletesebb információt nyújt a sugárvédelmi programokról.

Ahhoz, hogy a sugárvédelmi program hatékony legyen, az engedélyesnek gondoskodnia kell annak végrehajtásáról, beleértve a program betartásához szükséges erőforrásokat és az összes érintett fél közötti együttműködést elősegítő intézkedéseket. A radiológiai létesítményekben gyakran működik sugárvédelmi bizottság vagy hasonló, amely segít felügyelni a sugárvédelmi program betartását.

24.3.6. Oktatás és képzés

A sugárvédelmi oktatás és képzés a sugárvédelmi gyakorlat nagy részét megalapozza. Az ilyen oktatásnak és képzésnek azelőtt kell megtörténnie, hogy a személyek felvennék a radiológiai létesítményben betöltött szerepüket, és ezt követően rendszeres időközönként ismeretfrissítő képzésre van szükség. A radiológusok, radiográfusok és orvosi fizikusok általában szakmai képzésük részeként részesülnek ebben a sugárvédelmi oktatásban és képzésben. Vannak azonban más szakorvosok is, akik a radiológiai szakorvos szerepét töltik be, mint például az intervenciós kardiológusok, ortopéd sebészek stb. Ezeknek a személyeknek is rendelkezniük kell a megfelelő sugárvédelmi oktatással és képzéssel, és ezt általában a szakmai képzésükön kívül kell megszervezni. Ez gyakran a radiológiai intézményhez kapcsolódó orvosi fizikusi feladata. A képzésnek minden esetben gyakorlati képzést is tartalmaznia kell. Az ápolók is részt vehetnek radiológiai eljárásokban, és nekik is megfelelő sugárvédelmi oktatást és képzést kell biztosítani. A képzés megfelelő szintjeiről részletek a [24.5] hivatkozásban láthatóak.

24.4. ORVOSI SUGÁRTERHELÉS

24.4.1. Bevezetés

A BSS-ben megadott részletes követelmények a radiológiai intézményben történő orvosi expozícióra vonatkoznak. Ezen túlmenően az IAEA biztonsági útmutatója (Safety Guide on Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation) [24.8] leírja a szabályozási kereten kívüli szervezetek, például a szakmai testületek (pl. radiológusok, kardiológusok, orvosi fizikusok, radiográfusok) közreműködésének stratégiáit, amelyek együttműködése elengedhetetlen az orvosi sugárterhelésre vonatkozó BSS követelményeinek való megfelelés biztosításához. Példaként említhetjük a radiológiai berendezések átvételi vizsgálatainak folyamatait, valamint a minőségbiztosításra és a szándékolatlan orvosi sugárterhelés bejelentésére vonatkozó jelentéseket. A [24.5] hivatkozás további konkrét tanácsokat ad. Ez a szakasz a diagnosztikai radiológia és a képvezérelt intervenciós eljárások szempontjából legfontosabb kérdéseket foglalja össze.

A fentiek szerint a dóziskorlátokat nem alkalmazzák az orvosi sugárterhelésben részesülő páciensekre. Az orvosi és a foglalkozási vagy lakossági sugárterhelések közötti különbség oka az, hogy az orvosi sugárterheléseknek egyszerre van előnye és kára, míg a többi sugárterhelésnek csak kára van. A 24.2. szakaszban vázoltak szerint azonban az orvosi expozíciónak van egy olyan része, amely az orvosbiológiai kutatási programban részt vevő önkéntesekre, egy másik pedig a gondozókra és segítőkre vonatkozik. E csoportok esetében valamilyen megszorítást kell alkalmazni, mivel ők nem részesülnek közvetlen egészségügyi előnyökben az expozícióból. (A forrás vonatkozású dózismegszorítás fogalmát először az ICRP 60. kiadványában [24.9]

vezették be, és azt a dózist jelenti, amelyet egy adott forrásból nem szabad túllépni, és amely alatt meg kell valósítani a védelem optimálását.)

E kivétel ellenére az orvosi sugárterhelés kezelésének filozófiai alapja eltér a foglalkozási vagy lakossági expozíció kezelésétől, és a diagnosztikai radiológiában a szükségtelen expozíció elkerülésére irányul az indokolás és az optimálás elveinek alkalmazásával (további részletekért lásd 23. fejezet).

A kalibrálás és a klinikai dozimetria két olyan tevékenység, amely támogatja az optimálás végrehajtását. A radiológiai létesítmény engedélyesének biztosítania kell, hogy egy orvosi fizikus kalibrálja az orvosi sugárterheléshez használt összes sugárforrást, olyan dózismérők segítségével, amelyeknek a kalibrálása visszavezethető egy szabványos dozimetriai laboratóriuméra. Az orvosi fizikusnak továbbá el kell végeznie és dokumentálnia kell a létesítményben végzett eljárásokra jellemző tipikus páciensdózisok értékelését.

Mint korábban említettük, a dóziskorlátok nem vonatkoznak az orvosi expozícióra. Az optimálási folyamat nagyon fontos eszköze azonban a diagnosztikai irányadó szintek (DRL, diagnostic reference level) használata, amelyeket a következő szakaszban tárgyalunk.

24.4.2. DRL-ek

A DRL-ek sztenderd méretű páciensek csoportjára vagy szabványos fantomok tipikus vizsgálataira és sokféle modalitásra vonatkozó dózisszintek (lásd 22.6. szakasz). Ezek nem jelentenek korlátozást az egyes páciensek dózisára, hanem azt mutatják meg, hogy hol húzódik a jó vagy normális gyakorlat és a rossz vagy rendellenes gyakorlat közötti elmosódó határ. A DRL-ek értékét általában a páciensdózisok vagy a kapcsolódó mennyiségek eloszlásának küszöbértékei alapján határozzák meg. Ha nemzeti vagy nemzetközi szinten alkalmazzák, ez gyakran a pácienseket vagy fantomokat érő dózisok (vagy a dózis valamely mutatója, például az átvilágítás sugármeneti ideje) megfigyelt eloszlásának 75% percentilisét jelenti egy adott vizsgálat során. A 75% percentilis korántsem „kőbe vésett”, egyes szerzők például azt javasolják, hogy a helyi szinten meghatározott irányadó szinteket a dózisok helyileg mért eloszlásának átlagaként határozzák meg. A dózisok eloszlása alapján meghatározott irányadó szintek implicit módon felteszik, hogy az eloszlás minden eleme olyan expozícióból származik, amely olyan képminőséget eredményez, amely a helyes diagnózis felállítását eredményezi.

A radiológiai létesítményben a DRL-t a dózisaudit támogatására és a felülvizsgálat megindítására szolgáló eszközként használják. A létesítményben rendszeresen felmérik a gyakori eljárásokra jellemző páciensdózisokat (vagy a megfelelő helyettesítő mértékeket), és összehasonlítják azokat a DRL-ekkel. Felülvizsgálatot végeznek annak megállapítására, hogy a páciensek védelmének

optimálása megfelelő-e, vagy szükséges-e helyesbítő intézkedés, ha egy adott radiológiai eljárásra jellemző átlagos dózis:

(a) tartósan meghaladja a vonatkozó DRL-t; vagy
(b) jelentősen a releváns DRL alá esik, és az expozíciók vagy nem nyújtanak hasznos diagnosztikai információt, vagy nem hozzák meg a várt egészségügyi előnyt a páciensek számára.

Ha egy helyi dózisaudit azt mutatja, hogy a dózisok átlagosan nem haladják meg a nemzeti vagy nemzetközi szinten megállapított DRL-t, az nem jelenti azt, hogy az adott radiológiai eljárást optimálták; ez csak azt jelenti, hogy a gyakorlat a szint egyik oldalára esik. Lehetséges, hogy van lehetőség javítani, és a helyi vagy regionális adatokon alapuló saját DRL-ek megállapításával és meghatározásával a radiológiai létesítmények képesek lehetnek a helyi gyakorlat kiigazítására és a sugárterhelés hatékonyabb optimálására. A DRL-ek használatának operatív szempontjait a 22. fejezet részletezi.

24.4.3. Orvosi sugárterhelések minőségbiztosítása

A BSS megköveteli, hogy a radiológiai létesítmény engedélyese átfogó minőségbiztosítási programmal rendelkezzen az orvosi sugárterhelésekre. A programban az orvosi fizikusoknak, radiológusoknak és radiográfusoknak aktívan részt kell venniük, és figyelembe kell venniük a nemzetközi szervezetek, például az Egészségügyi Világszervezet (World Health Organization) és a Pánamerikai Egészségügyi Szervezet (Pan American Health Organization), valamint a releváns szakmai testületek által meghatározott elveket. A 19. fejezet további részleteket tartalmaz a minőségirányításról.

24.4.4. Várandós nők vizsgálata

Amint azt a 20. fejezetben tárgyaltuk, a születendő gyermek besugárzásával különböző biológiai hatások társulnak. Ezért különös figyelmet kell fordítani a várandós nőkre.

Alapszabályként ajánlott, hogy a valószínűsíthetően várandós nők esetében kerülni kell a radiológiai beavatkozásokat, kivéve, ha erre erős klinikai indokok vannak. A váróteremben, az öltözőfülkékben és egyéb, erre megfelelő helyeken táblákat kell elhelyezni, amelyek arra kérik a nőt, hogy értesítse a személyzetet, ha várandós, vagy ha úgy gondolja, hogy várandós lehet. Továbbá az olyan radiológiai eljárások esetében, amelyek jelentős dózist eredményezhetnek egy embrió vagy magzat számára, a várandós állapot megállapítására szolgáló rendszert kell bevezetni. A radiológiai eljárás indokolása magába foglalja a páciens várandósságának figyelembevételét. Ha a vizsgálati eljárást a beutaló orvos és a radiológus közötti

konzultáció alapján nem lehetséges alacsonyabb dózisú vagy ionizáló sugárzással nem járó eljárással helyettesíteni, vagy a vizsgálatot elhalasztani, akkor azt el kell végezni. Még ebben az esetben is figyelembe kell venni a védelem optimálásának folyamatában az embrió vagy magzat védelmét.

A radiológiai eljárásokból származó magzati dózisok rendkívül változatos mértékűek, de egyértelműen magasabbak, ha a vizsgálat a kismedencei régióra is kiterjed. Szélsőséges esetek, például a kismedencei régió rutinszerű diagnosztikai CT vizsgálatainál kontrasztanyag beadásával és anélkül körülbelül 50 mGy magzati elnyelt dózist eredményezhetnek. Az alacsony dózisú CT protokoll alkalmazása és a vizsgált terület minimálisra csökkentése csökkenti a magzati dózist.

Ha a magzati dózis gyaníthatóan magas (például >10 mGy), azt orvosi fizikusnak gondosan meg kell határoznia, és a várandós nőt tájékoztatni kell a lehetséges kockázatokról. Ugyanezt az eljárást kell alkalmazni véletlen sugárterhelés esetén is, amelyet egy olyan nő szenvedhetett el, akiről később derült ki, hogy az expozíció idején várandós volt, vagy életmentéskor.

Egy várandós páciens besugárzása olyan időpontban, amikor a várandós állapotról még nem volt tudomásunk, gyakran aggodalomra ad okot a magzatra gyakorolt lehetséges hatások miatt. Bár a magzatot érő elnyelt dózisok általában kicsik, a sugárzás okozta kockázatok miatti aggodalom a terhességmegszakítás kérdését is felvetheti. Általánosságban azonban úgy vélik, hogy 100 mGy-nél kisebb magzati dózis esetén, azaz a legtöbb diagnosztikai eljárás esetén, a terhességmegszakítás a sugárzás kockázata szempontjából nem indokolt (lásd 20.14. szakasz és [24.10, 24.11] hivatkozások).

24.4.5. A gyermekek vizsgálata

Különös figyelmet kell fordítani a gyermekek orvosi expozíciójának optimálási folyamatára, különösen a CT esetében. A CT protokollt a mAs és a kV csökkentésével kell optimálni anélkül, hogy a képek diagnosztikai minősége romlana. Gondosan meg kell választani a szeletvastagságot és a pitch-et, valamint a vizsgálat területét is. Fontos, hogy a gyermek testméretén alapuló, az orvosi fizikus és a felelős szakértő által meghatározott egyedi protokollokat alkalmazzanak.

24.4.6. Segítségnyújtás a páciensek gondozásában, támogatásában vagy ápolásában

Bizonyos páciensek, például gyermekek, idősek vagy gyengélkedők számára nehézséget jelenthet egy radiológiai eljárás. Esetenként előfordulhat, hogy az emberek tudatosan és önként (nem munkájuk vagy foglalkozásuk miatt) felajánlják segítségüket az ilyen páciensek gondozására, támogatják vagy segítik. Ilyen körülmények között a fenti személyekre (kivéve a gyermekeket és csecsemőket)

vonatkozó dózisokat úgy kell megszorítani, hogy a páciens diagnosztikai vizsgálatának időtartama alatt a sugárterhelés valószínűleg ne haladja meg az 5 mSv-t.

24.4.7. Orvosbiológiai kutatás

A diagnosztikai radiológiai eljárások részét képezhetik egy orvosbiológiai kutatási projektnek, jellemzően egy konkrét vizsgált paraméter változásainak számszerűsítésére vagy egy vizsgált kezelés hatékonyságának értékelésére szolgáló eszközként. Az orvosbiológiai kutatás részeként végzett sugárterhelés orvosi sugárterhelésnek minősül, ezért nem vonatkoznak rá dóziskorlátok. A BSS előírja a dóziskorlátok eseti alapon történő alkalmazását az orvosbiológiai kutatásból származó expozícióra történő optimálás során. Jellemzően az etikai bizottság a jóváhagyás megadásakor ilyen dóziskorlátokat határoz meg.

24.4.8. Szándékolatlan és baleseti orvosi sugárterhelések

Bármely radiológiai létesítményben mindig fennáll a szándékolatlan vagy baleseti orvosi sugárterhelés lehetősége. Ide értendő minden olyan diagnosztikai vagy képvezérelt intervenciós eljárás, amelynél a nem megfelelő pácienst vagy annak nem megfelelő szöveteit sugarazzák be; és minden olyan diagnosztikai célú vagy képvezérelt intervenciós eljárásból eredő sugárterhelés, mely a tervezettet lényegesen meghaladja; az embrió vagy magzat véletlen sugárterhelése radiológiai eljárás végrehajtása során; vagy minden olyan berendezés-, szoftver- vagy egyéb rendszerleállás, baleset, hiba vagy szerencsétlenség, amely a tervezettől lényegesen eltérő sugárterhelést okozhat a páciensnek.

Ha szándékolatlan vagy baleseti orvosi sugárterhelés történik, akkor az engedélyes köteles meghatározni a kapcsolódó páciensdózisokat, azonosítani a megismétlődés elkerüléséhez szükséges helyesbítő intézkedéseket, és bevezetni azokat. Előfordulhat, hogy követelmény az esemény jelentése a szabályozó hatóság felé.

24.5. FOGLALKOZÁSI SUGÁRTERHELÉS

A foglalkozási sugárterhelés elleni védelemre vonatkozó részletes előírásokat a BSS tartalmazza, és a követelmények teljesítésére vonatkozó ajánlásokat a [24.12, 24.13] hivatkozásokban találhatók. Mindkét IAEA biztonsági szabvány alkalmazható a radiológiai létesítményre, továbbá a [24.5] hivatkozás további konkrét tanácsokat ad. Ebben a fejezetben a radiológiai létesítmény szempontjából legfontosabb kérdések összefoglalása található.

24.5.1. A foglalkozási sugárterhelés ellenőrzése

A foglalkozási sugárterhelés felügyeletét mind műszaki, mind adminisztratív intézkedésekkel meg kell alapozni. A műszaki intézkedésre példa a helyiségek telepítés előtt méretezett árnyékolása, míg az adminisztratív intézkedések közé sorolható az ellenőrzött területek kialakítása és a helyi szabályok alkalmazása.

A munkáltató és az engedélyes közös felelőssége annak biztosítása, hogy valamennyi munkavállaló foglalkozási sugárterhelése korlátozott és optimált legyen, valamint, hogy a védelemhez megfelelő létesítmények, berendezések és szolgáltatások álljanak rendelkezésre. Ez azt jelenti, hogy megfelelő védőeszközöket és ellenőrző berendezéseket kell biztosítani, valamint előírásszerűen használni, és következésképpen a személyzet számára megfelelő képzést kell előírni. Maguk a dolgozók is felelősek azért, hogy a lehető legjobban használják a munkáltató vagy az engedélyes által rendelkezésre bocsátott felszereléseket és eljárásrendi ellenőrzéseket.

Általában ellenőrzött területeket kell kialakítani minden olyan helyen, ahol a kockázatértékelés szerint intézkedésekre van szükség a normál munkakörülmények között a sugárterhelések ellenőrzéséhez, vagy a potenciális sugárterhelések hatásainak korlátozásához. Az ellenőrzött területek kijelölése a tényleges és potenciális sugárterhelés nagyságától függ.

A gyakorlatban minden röntgenhelyiséget ellenőrzöttnek kell kijelölni, míg a mobil röntgenfelvételezés céljára létrehozott ellenőrzött terület kiterjedése a kockázatértékelés tárgyát képezi. Az ellenőrzött területek bejáratánál figyelmeztető táblákat kell elhelyezni, és ahol csak lehetséges, a területre való bejutást fizikai akadályon, például ajtón keresztül kell szabályozni, bár ez a mobil röntgenfelvételezés esetén nem biztos, hogy lehetséges. Minden ellenőrzött területre helyi szabályokat kell kialakítani. A szabályoknak meg kell határozniuk a belépés feltételeit, és alapvető munkautasításokban kell részletezniük a munka biztonságos elvégzésének módját, beleértve a személyi dózismérők használatára vonatkozó utasításokat is. A helyi szabályoknak arra is kell utasításokat tartalmazniuk, hogy mit kell tenni a szándékolatlan és baleseti sugárterhelések esetén. Ebben az összefüggésben a helyi szabályoknak meg kell határozniuk azt a foglalkozási dózist is, amely felett vizsgálatot indítanak (kivizsgálási szint).

24.5.2. A környezeti és személyi ellenőrzésben használt operatív mennyiségek

Ahhoz, hogy a megfigyelési program egyszerű és hatékony legyen, a személyi és sugárvédelmi dózismérőket olyan mennyiségre kell kalibrálni, amely közelíti az effektív vagy az egyenértékdózist (lásd 22.3. szakasz). Az effektív dózis azt az egyenletes eloszlású egésztest dózist jelenti, amely ugyanazt a sugárzási kockázatot eredményezné, mint a nem egyenletes eloszlású egyenértékdózis, amely a röntgensugarak esetében matematikailag egyenértékű az elnyelt dózissal. Koncepcióját tekintve legalábbis közvetlenül kapcsolódik a sugárzás sztochasztikus

kockázatához, és könnyen érthető kapcsolatot biztosít a besugárzási dózisok és az ezzel társuló károsodás között. Ez azonban egy absztrakt mennyiség, amelyet nehéz értékelni, és lehetetlen közvetlenül mérni. Az effektív dózissal és egyenértékdózissal kapcsolatba hozható, könnyen mérhető mennyiségek iránti igény vezetett a külső sugárterhelések értékelésére szolgáló operatív mennyiségek kifejlesztéséhez. A Sugárzási Egységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága (ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements) által meghatározott operatív mennyiségek az effektív vagy egyenértékdózis olyan közelítését biztosítják, amely a gyakorlatban előforduló legtöbb sugárveszélyes szakmában elkerüli mind az alul-, mind a túlzott felülbecslést.

Az operatív mennyiségeket mind a területi, mind a személyi ellenőrzés gyakorlati méréseihez meghatározták. A sugárvédelemben a sugárzást gyakran jellemzik gyengén vagy erősen áthatolóként, attól függően, hogy melyik dózisegyenérték áll közelebb a határértékhez. A gyakorlatban a „gyengén áthatoló” sugárzás kifejezés általában a 15 keV alatti fotonokra és a β-sugárzásra vonatkozik.

Területi monitorozásnál a sugárterhelés mérésére két operatív mennyiség szolgál: a környezeti dózisegyenérték és az irány szerinti dózisegyenérték. Mindkettő mértékegysége a sievert (Sv). A területi monitorozás céljára $H^*(d)$ a környezeti dózisegyenértéket, és a $H'(d,\Omega)$ irány szerinti dózisegyenértéket definiálták. Ezek a külső sugármezőt az ICRU gömbfantom d mélységében, egy meghatározott Ω irányú sugár mentén lévő effektív dózissal egyenértékű mennyiséghez viszonyítják. Erősen áthatoló sugárzás esetén a d mélység 10 mm; tehát a környezeti dózisegyenérték $H^*(10)$, az irány szerinti dózisegyenérték pedig $H'(10,\Omega)$. Gyengén áthatoló sugárzás esetén a környezeti és az irány szerinti dózisegyenérték a bőr $d = 0{,}07$ mm-es mélységére vonatkoztatható, de ilyen a radiológiai létesítményekben valószínűleg nem fordul elő.

A személyi monitorozáshoz használatos mennyiség a $H_p(d)$ személyi dózisegyenérték, a test lágyszöveteinek d milliméternyi mélységében mérve. A személyi dózisegyenérték egysége a sievert. A $H_p(10)$ operatív mennyiség használata az effektív dózis közelítő értékét adja. A $H_p(0{,}07)$ a bőr egyenértékdózisának közelítő értékét adja meg, míg a $H_p(3)$ a szemlencse egyenértékdózis meghatározására szolgál. Mivel a $H_p(d)$ a testben megadott érték, ezért nem lehet közvetlenül mérni, valamint személyenként különbözik, és változik a mérés helyétől függően a testben. Gyakorlatilag azonban a személyi dózisegyenérték meghatározható egy megfelelő vastagságú szövetekvivalens anyaggal borított, a testen viselt detektor segítségével.

24.5.3. A foglalkozási sugárterhelés monitorozása

A monitorozási program fő célja annak felmérése, hogy a személyzet dózisa meghaladja-e a dóziskorlátokat, valamint rendszeres felülvizsgálat révén az optimálásra alkalmazott stratégiák hatékonyságának értékelése. Mindig hangsúlyozni

kell, hogy a program nem a dózisok csökkentésére szolgál; a program eredményeként hozott intézkedések eredményei csökkentik a foglalkozási sugárterhelést.

Az ellenőrzött területeken normál körülmények között sugárzásnak kitett munkavállalók esetében egyéni ellenőrzést kell végezni. A röntgenosztályon ez a radiológusokra, az orvosi fizikusokra, a radiográfusokra és az ápolókra vonatkozik. A személyzet más csoportjai, például a kardiológusok és más, képvezérelt intervenciós eljárásokat végző szakemberek szintén részesei az egyéni monitorozásnak.

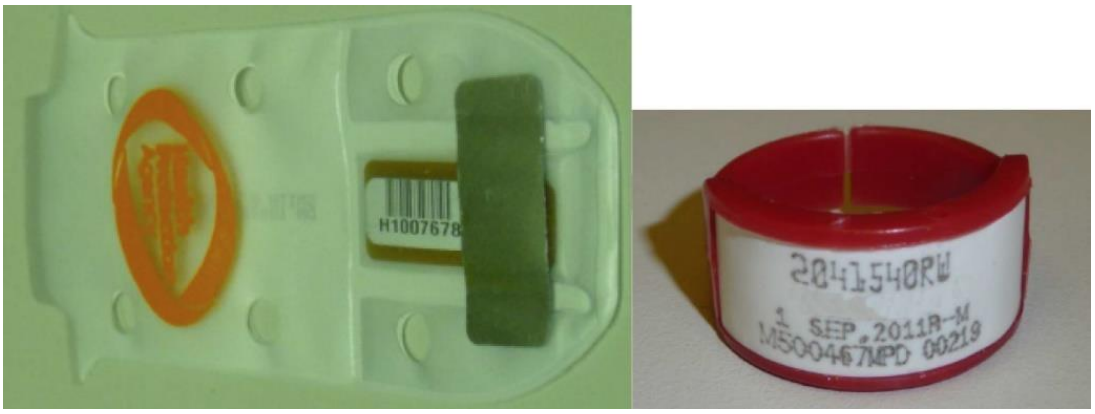
Az egyéni mérőeszközöket (dózismérőket) úgy tervezik, hogy vagy az effektív dózist, vagy egy szerv, például az ujjak egyenértékdózisát becsüljék meg. A személyi dózismérőknek számos típusa létezik; különböző technológiájúak: a termolumineszcens dózismérők, az optikailag stimulált lumineszcens dózismérők, a film és a különböző elektronikus eszközök (lásd 21. fejezet).

Az egésztest dózismérők Hp(10) (és általában Hp(0,07)) értéket mérnek, és azokat a vállak és a derék között, valamint ha ilyet használnak, akkor a védőfelszerelés (pl. ólomkötény) alatt kell viselni. Ha úgy gondolják, hogy a dózisok magasak lehetnek, mint például az intervenciós radiológiában, két dózismérőre lehet szükség: egy a kötény alatt a derék magasságában és egy a kötény felett, a gallérnál.

Számos algoritmust fejlesztettek ki az egy vagy több dózismérőből származó dozimetriai eredményből az E effektív dózis becsléséhez. Az egyik általánosan használt algoritmus az $E = 0{,}5H_W + 0{,}025H_N$, ahol H_W a derékmagasságban mért dózis a védőkötény alatt, H_N pedig a kötényen kívül, nyakmagasságban mért dózis. Minden esetben fontos, hogy ismert legyen a viselés helye, a védőruházat megléte vagy hiánya, valamint a dózismérő által mért dózismennyiség. A gallérnál viselt dózismérők a pajzsmirigyre és a szemlencsére jutó dózist is jelezhetik, de az utóbbi esetén meg kell jegyezni, hogy ez valóban csak tájékoztató jellegű, és nem szabad az adott szervre jutó pontos dózisként feljegyezni.

A végtagok dózisainak mérésére szolgáló személyi dózismérők általában gyűrűk vagy gyűszűk formájában készülnek, amelyek az ujj végére csúsztathatóak (24.1. ábra). Ezeknek az eszközöknek a szokásos kalibrációs mértékegysége Hp(0,07). A két típus a dózist a kéz különböző helyein méri, és körültekintőnek kell lenni, amikor eldöntjük, hogy melyik típust használjuk. Nagyon fontos, hogy kiválasszuk a megfigyelni kívánt ujjperceket és kezet; nem biztos, hogy a domináns kéz az, amelyik a legnagyobb expozíciót kapja. Például egy jobbkezes radiológus a bal kezét közelebb helyezheti a páciensheZ, amikor az intervenciós eljárást végzi.

Minden esetben, függetlenül attól, hogy az egésztestet vagy a végtagokat monitorozzák, az ellenőrzési időszak ideális esetben egy hónap, de nem haladhatja meg a három hónapot. A pontos időtartamot kockázatértékeléssel kell meghatározni.



24.1. ÁBRA. Gyűszű- és gyűrűdózismérő, mindkettő a végtagok mérésére szolgál.

Annak érdekében, hogy a monitorozási program végrehajtása a lehető leghatékonyabban történjen, a személyi dózismérő viselésének utolsó napja és a dozimetriai jegyzőkönyvek (hatóság által jóváhagyott) dozimetriai szolgáltatótól való kézhezvétele közötti időt a lehető legkisebbre kell csökkenteni. Ugyanezen okból kifolyólag elengedhetetlen, hogy a dózismérőket a munkavállalók időben visszaszolgáltassák. A monitorozási program eredményeit meg kell osztani a személyzettel, és a dóziscsökkentési stratégiák végrehajtásának és felülvizsgálatának alapjául kell használni.

Ha a dozimetriai jegyzőkönyv kézhezvételekor egy munkavállalónál a helyi szabályokban meghatározott kivizsgálási szintet meghaladó összesített vagy egyszeri dózis jelenik meg, kivizsgálást kell indítani a rendellenes expozíció okának megállapítására és annak biztosítására, hogy az eset ne ismétlődjön meg. A kivizsgálati szintet a hatósági dóziskorlátnál lényegesen alacsonyabb szinten kell megállapítani, és meg kell ragadni a lehetőséget a gyakorlat megváltoztatására annak biztosítása érdekében, hogy a dózisok a lehető legalacsonyabbak legyenek. Abban a valószínűtlen esetben, ha a hatósági dóziskorlátot túllépik, a szabályozó hatóságokat a helyileg előírt módon tájékoztatni kell.

24.5.4. Foglalkozási dóziskorlátok

Az ICRP által a tervezett expozíciós helyzetekre ajánlott foglalkozási dóziskorlátokat a 24.1. táblázat tartalmazza. Az IAEA az ICRP által ajánlott dóziskorlátokat beépíti biztonsági előírásaiba. A BSS a 16-18 éves gyakornokok és diákok esetében a foglalkozási dózisokra vonatkozó szigorúbb korlátozásokat is megállapít, azaz a dóziskorlát 6 mSv effektív dózis egy év alatt, 20 mSv egyenértékdózis a szemlencsére egy év alatt, és 150 mSv egyenértékdózis a végtagokra vagy a bőrre egy év alatt. Ezek a szigorúbb dóziskorlátok például bármely 16-18 éves radiográfus hallgatóra vonatkoznának.

24.5.5. Várandós munkavállalók

A BSS előírja a női munkavállalók számára, hogy amint tudomást szereznek várandós állapotukról, azonnal értesítsék a munkáltatójukat, hogy szükség esetén az módosítsa a munkakörülményeit. A várandósság bejelentése nem tekinthető oknak arra, hogy a női munkavállalót kizárják a munkavégzésből; azonban a várandós állapotáról értesítést adó női munkavállaló munkáltatójának a foglalkozási expozíció tekintetében úgy kell módosítania a munkafeltételeket, hogy az embrió vagy magzat ugyanolyan széleskörű védelemben részesüljön, mint a lakosság tagjai számára biztosítandó védelem. Más szóval, az embriót vagy magzatot érő dózis általában nem haladhatja meg az 1 mSv-t a várandósság teljes időtartama alatt.

A várandósság bejelentése után meg kell vizsgálni, hogy az embriót vagy a magzatot érő dózis megközelítheti-e az 1 mSv-t. Általánosságban a diagnosztikai radiológiában biztonsággal feltételezhető, hogy amennyiben a munkavállaló hasát érő dózis kevesebb, mint 2 mSv, akkor a magzatot érő dózisok 1 mSv-nél alacsonyabbak lesznek. Az osztályvezetőnek a sugárvédelmi megbízottal együtt kell döntenie arról is, hogy elfogadható-e a személyzet feladatainak átcsoportosítása vagy további védőintézkedések alkalmazása is szükséges.

A kockázatértékelés eredményétől függően, amely figyelembe veszi a várandós munkavállaló által végzett munka jellegét, hasznosnak bizonyulhat a személyzet tagjának elektronikus személyi dózismérőt adni, hogy a sugárterhelések trendjei valós időben azonosíthatók legyenek.

24.5.6. Baleseti és szándékolatlan sugárterhelés

A berendezés meghibásodása, súlyos baleset vagy hiba esetén, amely az éves dóziskorlátot meghaladó dózist okoz vagy okozhat, a lehető leghamarabb vizsgálatot kell indítani. A vizsgálat célja lesz:

(a) Annak megállapítása, hogyan és miért történt az esemény;
(b) Annak elemzése, hogy milyen dózisokat szenvedtek el;
(c) A helyesbítő intézkedések meghatározása;
(d) Ajánlások megfogalmazása a jövőbeni szándékolatlan vagy baleseti sugárterhelések előfordulásának minimalizálásához szükséges intézkedésekre.

24.5.7. Nyilvántartások

A BSS megköveteli, hogy a munkáltatók és az engedélyesek minden egyes munkavállalóra vonatkozóan megőrizzék az expozícióik nyilvántartását. A sugárterhelések nyilvántartásának tartalmaznia kell:

(a) A foglalkozási sugárterheléssel járó munka általános jellegére vonatkozó információkat;

(b) A feljegyzési szinteken vagy azok felett lévő dózisokra vonatkozó információk és a dózisértékelések alapjául szolgáló adatokat;
(c) Az egyes munkáltatóknál való foglalkoztatás időpontjára és az egyes munkakörökben kapott dózisokra vonatkozó információkat;
(d) A veszélyhelyzeti expozíciós helyzetek vagy balesetek miatt kapott dózisok részleteit, amelyeket meg kell különböztetni a normál munkavégzés során kapott dózisoktól;
(e) Az elvégzett vizsgálatok részleteit.

A munkáltatóknak és az engedélyeseknek hozzáférést kell biztosítaniuk a munkavállalók számára a saját sugárterheléseik nyilvántartásához.

24.5.8. A foglalkozási sugárterhelés csökkentésének módszerei

A személyzet és a lakosság dózisának csökkentése az idő, a távolság és az árnyékolás alapelveit követi, amelyek:

(a) A lehető legrövidebb mértékűre kell korlátozni a sugárzásnak való kitettség idejét. Minél hosszabb az expozíció, annál nagyobb az összesített dózis.
(b) Biztosítani kell, hogy a személy és a röntgenforrás közötti távolság a gyakorlatban megvalósítható legnagyobb legyen. A pontforrásból származó sugárzás a reciproknégyzetes törvényt követi, azaz a fluens fordítottan arányos a forrástól való távolság négyzetével. A távolság megduplázása a dózis negyedét, de a távolság felezése a dózis négyszeresét jelenti. Nagyobb kiterjedésű források esetén, mint például a páciensről történő szórás, a reciproknégyzetes törvény kis távolságon nem lesz pontos, és kettőnél kisebb kitevőre lesz szükség. Viszont közelítésként, és általában a védelmi célokra használt távolságoknál a reciproknégyzetes törvény alkalmazható.
(c) Megfelelő intézkedésekkel árnyékolni kell a személyt a sugárforrás elől. A létesítmények árnyékolásainál általában nagy rendszámú és sűrűségű anyagokat, például ólmot vagy acélt használnak.

Nem mindig szükséges mindhárom alapelvet alkalmazni. Előfordulnak olyan esetek, amikor csak az egyiket vagy kettőt lehet megfontolni, de ugyanígy lesznek olyan esetek is, amikor az „ésszerűen elérhető legalacsonyabb szint” elvének alkalmazása mindhárom elv alkalmazását megköveteli.

A radiológiai eljárásokkal kapcsolatos foglalkozási sugárterhelés szintje igen változó, az egyszerű mellkasi röntgenfelvételeknél tapasztalt potenciálisan elhanyagolhatótól a komplex intervenciós eljárásoknál tapasztalható, számottevő mértékűig terjed.

Foglalkozási szempontból a sugárterhelésnek két „forrása” van. Egyértelmű, hogy a röntgencső a valódi sugárforrás, de a gyakorlatban a röntgencső megfelelő

árnyékolásával nagyon kevés olyan helyzet adódhat, amikor a személyzet közvetlenül az elsődleges nyalábnak van kitéve.

Így marad a másik forrás, a páciens. Az elsődleges röntgennyaláb és a páciens leképezendő testrészének kölcsönhatása szórt sugárzást eredményez, azaz olyan sugárzást, amely a páciensből minden irányba kisugárzik. Így a foglalkozási sugárterhelés fő forrása a legtöbb esetben a személyzet pácienshez való közelsége az expozíció során. A szórás mértékét továbbá nagymértékben meghatározza a páciens dózisa, ami azt jelenti, hogy a páciens dózisának a kívánt orvosi eredmény eléréséhez szükséges minimumra csökkentése a potenciális foglalkozási sugárterhelés csökkenését is eredményezi. Általános és hasznos vezérfonal, hogy a páciensre való gondos odafigyeléssel a személyzet a saját foglalkozási sugárterhelésére is odafigyel.

24.5.8.1. A pácienstől bizonyos távolságra való munkavégzés

Számos helyzetben, mint például a röntgenfelvételezésnél, a mammográfiánál és az általános CT-nél, normál esetben nincs szükség arra, hogy a személyzet fizikailag közel legyen a pácienshez. Ez lehetővé teszi a megfelelő munkahelyi sugárvédelem megvalósítását a páciens és a személyzet közötti távolság maximalizálásával és az építészeti árnyékolások alkalmazásával.

A sugárvédelmi megbízott által meghatározott árnyékolással ellátott helyiség megfelelő kialakítása (lásd 24.3.4. szakasz) biztosítja, hogy ezeknél a röntgenképalkotóknál a foglalkozási sugárterhelés lényegében nulla legyen.

24.5.8.2. A pácienstől bizonyos távolságra való munkavégzés

Vannak olyan helyzetek, jellemzően az átvilágító eljárások és a képvezérelt intervenciós eljárások, amikor a sugárzás alkalmazása során szoros fizikai kapcsolatot kell fenntartani a pácienssel. A távolság és az építészeti árnyékolás alkalmazása itt már nem lehetséges.

A szórt sugárzás csökkenthető a személyzet által viselt védőruházat, például kötény, szemüveg és pajzsmirigyvédő, valamint a páciens és a személyzet között elhelyezett védőeszközök, például mennyezetre függesztett védőernyők (védőlemezek), asztalra szerelt védőfüggönyök vagy gördíthető védőpajzsok segítségével. Az ólomegyenértéküktől (általában 0,3-0,5 mm-es ólom) és a röntgensugárzás energiájától függően a kötény a beeső szórt sugárzás 90%-át vagy annál is többet elnyeli. A védőkötények különböző vastagságúak és formájúak, az egyszerű, csak elöl védő köténytől a körkörös köpenyig, az előbbi csak akkor hatékony, ha viselője mindig a szórt sugárzás forrása felé néz. A védőruházatot évente ellenőrizni kell az árnyékolás egyenletessége (nem az ólomegyenértéke) miatt. A védőruházat használatától függően ez történhet vizuálisan vagy röntgensugaras (átvilágító) ellenőrzéssel.

A szemlencse rendkívül érzékeny a sugárzásra. A páciens közelében dolgozó személyek esetében a szemet érő dózisok elfogadhatatlanul magasak lehetnek. A védőszemüveg viselése, különösen az oldalvédelemmel ellátott szemüvegeké, akár 80-90%-kal is csökkentheti a szórásból származó szemlencse dózist, de a maximális hatékonyság elérése érdekében alaposan meg kell fontolni például a monitorállvány elhelyezését annak érdekében, hogy a szemüveg felfogja a páciensről érkező szórást. A szem ólomtakarásának dóziscsökkentési lehetőségeit korlátozó tényező a páciens fejéről történő visszaszóródás [24.14]. A szemlencse védelmét szolgáló intézkedésekre egyre nagyobb figyelmet fordítanak, mivel a szemlencsére vonatkozó éves dóziskorlát 150 mSv-ről 20 mSv-re csökkent [24.15].

A mennyezetre függesztett védőernyők jelentős védelmet nyújthatnak, de hatékonyságuk a helyes elhelyezésükön múlik. Csak a test egy részét - jellemzően a felsőtestet, a fejet és a szemet - védik, és használatuk a védőruházat viselése mellett történik. Használatuk azonban kiküszöbölheti a különálló védőszemüvegek viselésének szükségességét. Néha klinikai okokból nem lehet védőernyőt alkalmazni. Az asztalra szerelt védőfüggönyök szintén további árnyékolást biztosítanak, jellemzően az alsótest és a lábak számára.

Vannak olyan helyzetek, amelyek jellemzően a képvezérelt intervenciós eljárásokhoz kapcsolódnak, amikor a kezelő keze véletlenül az elsődleges röntgennyalábba kerülhet. A védőkesztyű viselése indokoltnak tűnhet, de az ilyen kesztyű viselése kontraproduktívnak is bizonyulhat, mivel az elsődleges nyalábban való jelenlétük a sugárzás dózisteljesítményének automatikus növekedéséhez vezet, ami ellensúlyoz minden védőértéket, és gátolhatja a kezelő „érzékelését", ami veszélyes lehet. A kesztyűk lelassíthatják az eljárást és a biztonság hamis érzetét is keltik; ezért jobb, ha a kezeket az elsődleges nyalábtól távol tartják. Az nyújtja a legjobb védelmet, ha a röntgencsövet az asztal alatt tartjuk, amikor a kezeknek a röntgensugármező közelében kell lenniük, mivel az elsődleges sugárnyalábot a páciens teste már csillapítja.

Mivel a különböző szakterületek munkaterhelése nagyon eltérő lehet, a szükséges védőeszközöket a sugárvédelmi megbízottnak kell meghatározni. Például egy nagy munkaterhelésű személynek egy szívkatéteres laboratóriumban az összes leírt védőeszközt használnia kell; másrészt egy ortopédiai osztályon dolgozó személynek csak egy egyszerű, csak elöl védő kötény viselése is elégséges lehet.

A foglalkozási sugárterhelés szempontjából közvetlen jelentőséggel bíró további tényező a röntgencső és a képreceptor helyzete. A közel függőleges tájolás, ha a röntgencső az asztal alatt van, a foglalkozási expozíció alacsonyabb szintjeihez vezet, mivel a kezelőt elsősorban a páciens kilépő térfogatából származó szórásnak teszik ki, ahol a szórás a legkisebb. Hasonlóképpen, a közel laterális beállítás a páciens röntgencsővel átellenes oldalán állva ugyanezen okból szintén alacsonyabb foglalkozási expozíciót eredményez. Alapvető fontosságú, hogy az ilyen eljárásokat végző személyzet hatékony sugárvédelmi képzésben részesüljön, hogy megértse az

összes érintett tényező következményeit. Végül, mivel az ilyen eljárásokból származó lehetséges foglalkozási sugárterhelés nagymértékben változhat, az egyéni monitorozás folyamatos és helyes elvégzése is alapvető fontosságú.

Az átvilágításokkal kapcsolatos további információ a 9. fejezetben található.

24.6. LAKOSSÁGI SUGÁRTERHELÉS A RADIOLÓGIAI GYAKORLATBAN

24.6.1. A belépés ellenőrzése

Meg kell tiltani a lakosság illetéktelen belépését az üzemelő röntgenhelyiségekbe. A látogatókat bármely ellenőrzött területen olyan személynek kell kísérnie, aki ismeri az adott területre vonatkozó védelmi és biztonsági intézkedéseket (pl. a radiológia személyzetének egy tagja), és a látogatókat megfelelő tájékoztatással és utasításokkal kell ellátni, mielőtt belépnének az ellenőrzött területre, hogy biztosítsák a saját és más személyek megfelelő védelmét, akiket a tevékenységük érinthet.

24.6.2. A lakossági sugárterhelés monitorozása

A radiológia okozta lakossági sugárterhelés nyomon követésére irányuló programnak magába kell foglalnia a radiológiai létesítményeket körülvevő, a lakosság számára hozzáférhető területek dózisfelmérését. Adott esetben a dózismegszorításokat a tervezési szakaszban lehet alkalmazni (lásd alább). A radiológiai létesítmény üzemeltetése során alkalmazott dózismegszorítás kiváltó tényezőként használható a megszorítás túllépése okainak vizsgálatára, és annak megállapítására, hogy szükség van-e javító intézkedésekre.

Az ellenőrzés könnyen megvalósítható passzív eszközök, például termolumineszcens dózismérők használatával, amelyeket rövid időre (pl. két hétre) helyeznek el a kritikus pontokon évente vagy az indokolt gyakorisággal. Alternatív megoldásként az árnyékolás kialakításának és integritásának ellenőrzésére a dózisteljesítmény vagy az integrált dózis a röntgenhelyiség külső részén végzett tipikus expozícióra vonatkozó aktív megfigyelése is alkalmazható (lásd 24.7.7. szakasz). A monitorozás különösen akkor indokolt és hasznos, ha új berendezéseket telepítenek egy meglévő röntgenhelyiségbe, vagy ha a röntgendiagnosztikai eljárást jelentősen megváltoztatják.

24.6.3. Dóziskorlátok

Előfordulhat, hogy egyes szabályozó hatóságok, egyes engedélyesek vagy bejegyzett vállalkozás esetleg forrás vonatkozású dózismegszorítást kívánnak alkalmazni. Ez a lakossági dóziskorlátra alkalmazott tényező formájában valósul meg (lásd a 24.1. táblázatot) és általában 0,3-szoros értéket használnak. A megszorítás célja, hogy ésszerű keretek között biztosítsa, hogy a lakosság több sugárforrásnak is ki lehessen téve anélkül, hogy a dóziskorlátot túllépje.

Az árnyékolás méretezéséhez a vonatkozó éves korlátot gyakran heti korlátként fejezik ki, az egyszerűség kedvéért az éves korlátot elosztva 50-nel.

24.7. ÁRNYÉKOLÁS

A diagnosztikai helyiségek sugárvédelmének tervezése többféleképpen is megközelíthető. Nemzetközi szinten azonban két általános megközelítés fordul elő: az egyik a 147 számú NCRP (National Council Radiation Protection and Measurements) jelentésen [24.16], a másik pedig a BIR (British Institute of Radiology) Radiation Shielding for Diagnostic Radiology [24.14] című jelentésén alapul. Ezeket röviden tárgyaljuk, hogy az olvasó képet kapjon a különböző módszerekről, és példákat mutatunk az egyes megközelítések alkalmazására. Az olvasónak azonban ajánlott az eredeti forrásokhoz fordulnia, ha bármelyik módszert használni kívánja, mivel a szükséges táblázatos adatok itt nem szerepelnek.

24.7.1. Dózis és árnyékolás

A dóziskorlátokat és a kapcsolódó megszorításokat effektív dózisban vagy egyenértékdózisban fejezik ki. A legtöbb röntgen-sugárzáskibocsátási és -transzmissziós (áteresztési) adatot levegőkermában mérik ionizációs kamrák segítségével. Ennek eredményeképpen a megkövetelt árnyékolás méretezésekor nem praktikus és nem életszerű az effektív dózis (vagy a hozzá kapcsolódó operatív mennyiségek) használata. Az effektív dózis és a levegőkerma közötti kapcsolat összetett, függ a röntgensugárzás spektrumától, valamint az effektív dózis esetében a fotonfluens eloszlásától és a besugárzott személy testtartásától. Mindazonáltal a diagnosztikai radiológiában használt energiatartományban a levegőkerma az effektív dózis túlbecslését jelenti. Így a levegőkerma és az effektív dózis egyenértékűségének feltételezése konzervatív árnyékolási modellt eredményez.

Meg kell jegyezni, hogy mivel a $H_p(10)$ és a $H^*(10)$ túlbecsüli az effektív dózist diagnosztikai energiatartományban [24.17], ezért óvatosan kell eljárni, ha a műszerek kalibrálása a fentiekre történik, és például a szórt sugárzás szintjének meghatározására egy helyiségben, az árnyékolás értékelésének részeként használják.

24.7.2. Elsődleges és másodlagos sugárzások

Az elsődleges sugárnyaláb a röntgencső által kibocsátott sugárzás spektrumának felel meg, mielőtt bármilyen kölcsönhatásba lépne a pácienssel, ráccsal, asztallal, képerősítővel stb. Az elsődleges sugárzás fluense több nagyságrenddel nagyobb, mint a másodlagos sugárzásé. A legtöbb röntgenfelvétel során az elsődleges sugárnyalábot úgy kollimálják, hogy a teljes sugárnyaláb kölcsönhatásba lépjen a pácienssel. Kivételt képeznek a végtagok röntgenfelvételei, egyes mellkas- és a koponya röntgenfelvételek.

A másodlagos sugárzásnak két összetevője van, a szórt és a szivárgó:

(i) A diagnosztikus radiológiában a szórt sugárzás a koherens és inkoherens szórási folyamatok közvetlen eredménye (lásd 3. fejezet). A keletkező szórt mennyiség a besugárzott páciens méretétől, az elsődleges nyaláb spektrumától és az alkalmazott mezőmérettől függ. A szórt sugárzás fluense és minősége is szögfüggő.

(ii) A röntgencső szivárgó sugárzása azért keletkezik, mert a röntgensugarakat az anód minden irányba kibocsátja, nem csak az elsődleges nyaláb irányában. A cső burkolata ólommal van kibélelve, de némi szivárgó sugárzást mégis átereszt. Ez a komponens lényegesen keményebb (azaz nagyobb felezőréteg-vastagságú) lesz, mint az elsődleges nyaláb, de az elsődleges nyalábhoz képest nagyon alacsony intenzitású.

Az árnyékolást (védelmet) gyakran elsődleges vagy másodlagos jellegűnek tekintik, attól függően, hogy mely sugárzás éri őket. Van olyan eset, hogy mindkettő éri az árnyékolást.

24.7.3. Távolság az árnyékolásoktól

Mindig célszerű a forrástól a számítási pontig a valószínűsíthető legrövidebb távolságot választani. Az NCRP 147 jelentése [24.16] azt ajánlja, hogy a védelem túlsó oldalától legalább 0,3 m-re lévő pontig kell tekinteni a dózist és e távolsággal számolni. A személyzet által használt térrész felett elhelyezkedő források esetén feltételezhető, hogy az alatta lévő személy érzékeny szervei legfeljebb 1,7 m-re vannak a padló felett. A forrás feletti használatos területek esetében a távolságot a padlótól 0,5 m-re lévő pontig lehet mérni.

24.7.4. Árnyékolás terminológiája

A BIR és az NCRP módszertana a következő tényezőket használja a számítások során, amelyek mindegyike befolyásolja az árnyékolandó személyt érő sugárdózist:

(a) *P* a tervezési vagy céldózis, egy adott számítási pontra, heti vagy éves értékként kifejezve;
(b) *W* a munkaterhelés (lásd 24.7.6. szakasz);
(c) *T* a tartózkodási faktor (lásd 24.7.8. szakasz);
(d) *d* a távolság, az elsődleges vagy másodlagos forrástól a számítási pontig.

Ezenkívül az NCRP-módszer az *U* tényezőt alkalmazza, amelyet irányfaktornak neveznek. Ez az idő azon hányadát jelenti, amikor az elsődleges nyaláb egy adott, elsődleges árnyékolás felé irányul. Az átvilágítás és a mammográfia esetén (ahol a képreceptor az elsődleges védelem) 0-tól, egyes röntgenfelvételi helyiségek esetében 1-ig terjedhet az irányfaktor értéke.

24.7.5. Árnyékolás alapegyenlete

A fenti információk alapján kiszámítható a szükséges *B* árnyékoló áteresztése az elsődleges és másodlagos védelmek esetében. Ez az érték később felhasználható a védelem vastagságának meghatározásához. Az áteresztés alapvető számítása a következő:

$$B = (P/T) \cdot (1/K) \qquad (24.1)$$

ahol *B* az elsődleges vagy másodlagos védelem áteresztőképessége, amely ahhoz szükséges, hogy a levegőkerma a használatban lévő területen *P*/*T* értékre csökkenjen, ami a használatban lévő terület módosított tervezési dózisa. *K* az egy páciensre jutó átlagos levegőkerma az ellenőrzött terület számítási pontján. *K*-t a *W* munkaterhelésből határozzák meg. Az itt leírt két módszer közötti fő különbség a *K* meghatározásának módja.

24.7.6. Munkaterhelés

A szükséges árnyékolás mértékének meghatározásához meg kell határozni az árnyékolandó védelemre beeső (elsődleges és másodlagos) sugárzás mennyiségét. A két módszer különböző, bár alapvetően egymáshoz kapcsolódó módszereket alkalmaz ezen adatok levezetésére. Mindkettő a cső sugárzáskibocsátásának mértékét használja, de különböző mérőszámokkal jellemzi azt.

A CT árnyékolásán kívül az NCRP jelentés az expozíciós idő és a csőáram milliamperpercben mért szorzatainak összegében kifejezett teljes expozíciót javasolja a munkaterhelés mértékeként. A munkaterhelés lineárisan változik a milliamperperccel. A munkaterhelés eloszlását a kV függvényében munkaterhelés-eloszlásnak nevezzük. Az NCRP jelentés táblázatba foglal néhány olyan munkaterhelés-eloszlást, amely reprezentatív az Amerikai Egyesült Államokban (USA) alkalmazott gyakorlatra (a kiadáskor).

A BIR jelentés a páciens belépőoldali levegőkermát (K_e) és a kerma-terület szorzatot (KAP, P_{KA}) használja a munkaterhelés mutatószámaként, ahol a K_e az elsődleges sugárzás mutatójaként, a KAP pedig a szórt sugárzás mennyiségének származtatására szolgál. Ha nem kerül sor helyi dózis auditra, a K_e és a KAP értékei könnyen elérhetők a szakirodalomban számos vizsgálatra. A BIR jelentés a KAP-nak a K_e-re való átváltási tényezőjét adja meg asztal feletti csöves vizsgálatokhoz. Sok ország rendelkezik DRL-ekkel, amelyek számítási alapként használhatók, ha más adatok nem állnak rendelkezésre, ezek konzervatív árnyékolási modelleket eredményeznek. E módszer potenciális hátránya, hogy sok létesítményben nem áll rendelkezésre KAP-mérő. A BIR módszer nem az előre meghatározott munkaterhelés-eloszlás koncepcióját alkalmazza.

A CT árnyékolása esetében az NCRP jelentés a dózis-hossz szorzatot (DLP, P_{KL}) vagy a komputertomográfiás dózisindexet (CTDI) javasolja a munkaterhelés mértékeként, míg a BIR jelentés csak a DLP-t.

24.7.7. Tervezési kritériumok és dózismegszorítások

Az árnyékolás méretezésekor figyelembe kell venni a foglalkozásból eredően sugárzásnak kitett munkavállalókat, és a lakosság tagjait, ideértve a röntgenhelyiségek munkájában közvetlenül nem érintett munkavállalókat is. A méretezési módszertannak mindkét csoport sugárvédelmi követelményeinek meg kell felelnie.

A lakosság tagjaira a BIR megközelítés a dózismegszorítás koncepcióját alkalmazza, azzal az indoklással, hogy a lakosságot egyetlen forrásból sem érheti a maximálisan megengedett dózis 30%-át meghaladó mennyiségű sugárzás. Így a lakosságot érintő bármely árnyékolási méretezésekor a sugárdózis felső határa 0,3 mSv/év. A helyi szabályozási körülményektől függően a munkavállalókra más megszorítást is lehet alkalmazni, de konzervatív lenne, ha mindkét csoportra ugyanazt a dózismegszorítást használnánk tervezési határértékként.

Az NCRP jelentés nem támogatja a dózismegszorítás alkalmazását a lakosságot óvó árnyékolás méretezésekor. A tervezési cél ezért 1 mSv/év ezekre az „ellenőrizetlen területekre” (NCRP kifejezés). Az NCRP megközelítése 5 mSv/év tervezési korlátot alkalmaz a munkavállalók védelmének méretezéséhez. Azokat a területeket, ahol ezt a tervezési korlátot alkalmazzák, az NCRP megközelítésében „ellenőrzött területeknek” nevezik, és úgy tekintik, hogy ellenőrzött belépés alá tartoznak. Az ellenőrzött területeken tartózkodó személyeknek rendelkezniük kell bizonyos sugárvédelmi képzéssel, és ellenőrizni kell a sugárterhelésüket. Ez a nevezéktan az USA jogszabályi kereteiben érvényes, és nem tükrözi a BSS megközelítését.

24.7.8. Tartózkodás

Fontos, hogy a környező területeken való tartózkodást figyelembe vegyük. A tartózkodási faktor a 8 órás munkanap (2000 munkaórás év vagy más releváns időszak, amelyik a legmegfelelőbb) azon töredéke, amely alatt egy adott területet az az egy személy elfoglal, aki a leghosszabb ideig ott tartózkodik. A tartózkodás meghatározásának legjobb módja, ha annak a létesítménynek az adatait használjuk, ahova az árnyékolás méretezendő, figyelemmel arra, hogy a szomszédos helyiségek használatában a jövőben változások történhetnek. Ez nem mindig lehetséges, ezért mind a BIR, mind az NCRP jelentés javasol számszerű adatokat a tartózkodási szintekre. A BIR jelentésből származó, a tartózkodási faktorokra vonatkozó javasolt értékeket a 24.2. táblázat tartalmazza. Az NCRP jelentése az irodák és a röntgen-vezérlőhelyiségek esetében vett 1-től, az olyan kültéri helyek, mint a parkolók vagy olyan belső terek, mint a lépcsőházak és a takarítószertárak 1/40-ig terjedő tartományában javasol tartózkodási faktorokat. Egy különleges helyzetet érdemes megemlíteni: a röntgenhelyiséggel szomszédos folyosón a javasolt tartózkodás 1/5, míg a helyiségből a folyosóra nyíló ajtó esetében az érték 1/8, az ajtónak a fal hosszához viszonyított kis méreteire alapozva.

24.2. TÁBLÁZAT. AJÁNLOTT TARTÓZKODÁSI FAKTOROK (BIR) *(A [24.17] hivatkozás alapján, a BIR engedélyével)*

Kritérium	Javasolt tartomány
Állandó tartózkodás:	100%
Vezérlőhelyiségek	
Recepció területe, nővérszobák	
Irodák, boltok, szállások, beltéri gyermek játszóterek, lakott terek a szomszédos épületeknél	
Részleges tartózkodás:	20–50%
Személyzeti tartózkodók	
Szomszédos kórtermek, klinikai szobák	
Leletező helyiségek	
Alkalmi tartózkodás:	5–12,5%
Folyosók	
Raktárak, lépcsőházak	
Öltözők, felügyelet nélküli parkolók	
Felügyelet nélküli várótermek	
Mosdók, fürdők	

A tervezési megszorítás és a tartózkodási faktor reciprokának szorzata nem haladhatja meg az ellenőrzött terület meghatározásához használt dóziskorlátot. Példa erre az a helyzet, amikor egy ellenőrizetlen területre 2,5%-os tartózkodási faktort alkalmaztak. A vonatkozó jogszabály előírta, hogy a 6 mSv-nél nagyobb éves dózisú területeket ellenőrzött területként kell kijelölni. A tényleges dózis az árnyékoláson túl, a tartózkodási faktort figyelmen kívül hagyva, évi 12 mSv [0,3 mSv (lakossági korlátozás) szorozva 40-nel (1 osztva a tartózkodási faktorral)], és következésképpen a területet ellenőrzött területként kell kijelölni. Feltehetően nem ez lett volna a tervező szándéka.

24.7.9. Az árnyékolás méretezési módszerei

24.7.9.1. BIR módszer: Hagyományos röntgenfelvételezés és átvilágítás

A BIR megközelítése talán empirikusabb, mint az NCRP jelentésben javasolt megközelítés, mivel az árnyékolás tervezőjének a tényleges munkaterhelésből származó módszerekkel kell értékelnie a védelemre eső kermát, majd meg kell határoznia a megengedhető legnagyobb áteresztést, hogy azt a szükséges tervezési határértékre csökkentse. Az alapelvek azonban mindkét módszer esetében ugyanazok.

Elsődleges sugárzás

Az átvilágítás, a mammográfia és a CT vizsgálók esetén az elsődleges sugárnyalábot teljes egészében egy csillapító közeg fogja fel, és nem ér közvetlenül semmilyen védelmet, így az árnyékolási számításoknál nem kell figyelembe venni. Az egyszerű röntgenfelvételezésnél azonban ez nem így van.

Az ajánlott módszer feltételezi, hogy az elsődleges sugárnyaláb a védelmet éri anélkül, hogy az útjában bármilyen csillapító közeg lenne. E feltételekkel az elsődleges levegőkerma (K_b) a védelemnél az összes expozíció (n_i) belépőoldali levegőkerma (K_e) összegéből számítható ki. Alkalmazható a reciproknégyzetes törvény szerinti korrekció (a fókusz-bőr távolság (FSD) valamint a fókusz-árnyékolás távolság (FBD) felhasználásával) a kerma meghatározására az árnyékolásnál vagy a számítási pontnál:

$$K_\mathrm{B} = \sum_\mathrm{i} (n_\mathrm{i} \times K_\mathrm{e,i}) \times (\mathrm{FSD}/\mathrm{FSB})^2 \qquad (24.2)$$

A K_e értékeket el kell osztani a visszaszórási tényezővel, hogy a beeső levegőkerma értékét (K_i) kapjuk. Az 1,4-es visszaszórási tényező megfelelő nagyobb mezőméretek és 80 kV vagy nagyobb csőfeszültségek esetén. Ha feltételezhető, hogy a (szórtsugárzás-szűrő) rács szerkezete mindig a nyaláb útjába esik, akkor figyelembe lehet venni a szerkezet által adódó csillapítást. Ezt úgy lehet megtenni, hogy a szerkezet ólomegyenértékét levonjuk a kiszámított teljes ólomegyenértékből a

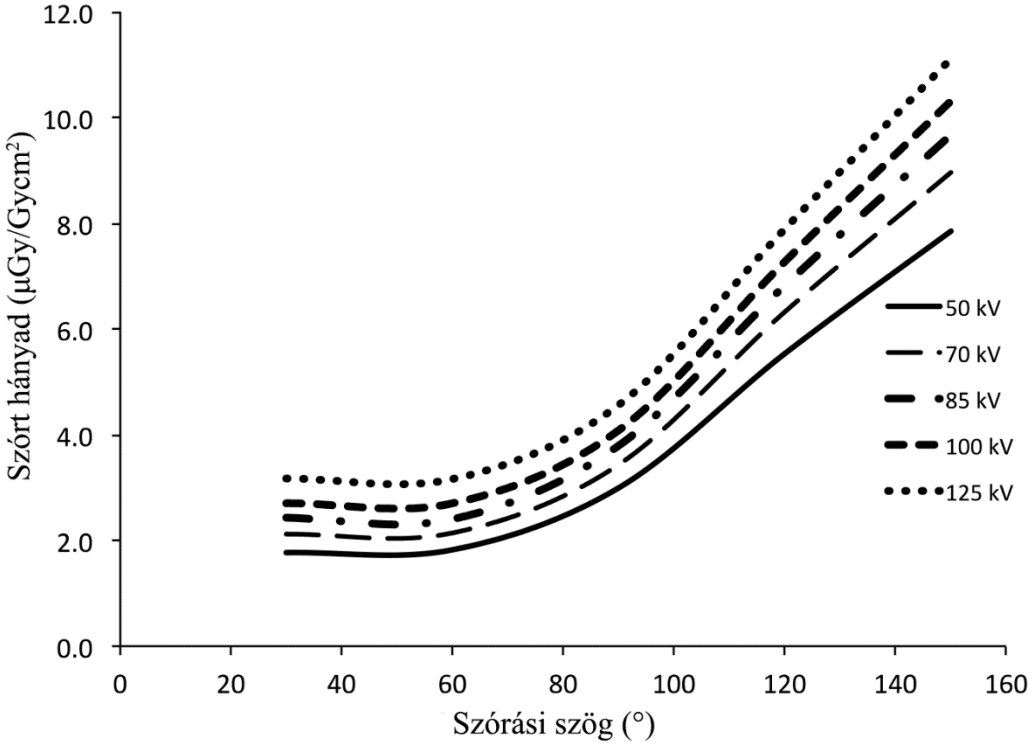
csillapítatlan nyaláb esetében. További lehetőség, hogy a sugárnyalábot a detektor teljes mértékben felfogja. A detektoron való áthaladás a sugárzás energiájától, a képérzékelőtől és a gyártótól függ, általában 10-20%-os nagyságrendű. E feltételekkel a képalkotó eszköz ólomegyenértékét hozzá lehet adni a rácsszerkezet ólomegyenértékéhez az árnyékolás meghatározásakor. A fenti helyzet mindig fennáll az asztali röntgenfelvételezéskor, de mellkasfelvételezésnél nem biztos, hogy így van.

Másodlagos sugárzás

(1) *Szóródás*: A szórt sugárzás BIR általi kezelése azon a tényen alapul, hogy a szórt kerma arányos a KAP-pal (P_{KA}), és a következőkkel írható le:

$$K_{\mathrm{scat}} = S \times P_{\mathrm{KA}}/d^2 \qquad (24.3)$$

ahol K_{scat} a szórt kerma d távolságban, S pedig a szög- és energiafüggő szórt hányad, amelyet az 1 m-nyire adódó szórt levegőkerma származtatására használnak. Kísérleti mérések és Monte Carlo szimulációk bizonyították, hogy S a 24.2. ábrán látható alakot követi.



24.2. ÁBRA. A szórt hányad a szórási szög függvényében. A BIR engedélyével [24.17]. Lásd [24.16].

A maximális szórt kerma egy páciensnél 115° és 120° közötti szórási szögeknél jelentkezik. E szórt hányad minden árnyékolási számításban felhasználható, a következőképpen határozható meg:

$$S_{\max} = (0{,}031\ \text{kV} + 2{,}5)\ \mu\text{Gy}\ (\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)^{-1} \qquad (24.4)$$

a K_{scat} meghatározásához a (24.3) egyenletben.

A KAP használata a szórt kerma előrejelzésére számos előnnyel jár a munkaterhelés (milliamperperc) meghatározásával szemben, úgy mint:

(i) A mező méretére vonatkozóan nincs szükség feltételezésekre.
(ii) A KAP-mérők egyre elterjedtebbek a modern átvilágítókban és röntgenberendezéseken, és jelentős mennyiségű publikált adat áll rendelkezésre.
(iii) A KAP értékét a szűrés után mérik.

Ha a röntgennyaláb szűrésére kiegészítő szűrésként rezet használnak, mint például egy intervenciós vagy szívkatéteres laboratóriumban, az $S_{\max}$ meghaladja a (24.4) egyenlet előrejelzéseit. Ha azonban feltételezzük, hogy a csőfeszültség soha nem haladja meg a 85 kV-ot, akkor a szórt kerma 1 m-en 8 μGy $(\text{Gy}\cdot\text{cm}^2)^{-1}$-nek vehető.

(2) *A sugárzás szivárgási összetevője*: A szivárgást általában a röntgencső maximális üzemi feszültségénél és a névleges folyamatos csőáramánál (általában 150 kV és 3,3 mA) határozzák meg. 100 kV-nál kisebb gyorsítófeszültségeknél a másodlagos sugárzás szivárgási komponense legalább egy nagyságrenddel kisebb, mint a szórt sugárzásé. A kV csökkenésével ez az arány 10^8-szorosára nő. A sugárzás szivárgási komponense azonban lényegesen keményebb, mint az elsődleges nyalábé, mivel az legalább 2 mm ólmon haladt át. A röntgenvizsgálatok többségét 100 kV-nál kisebb feszültségen végzik, következésképpen feltételezhető, hogy a szivárgó sugárzás mennyisége lényegesen kisebb, mint a szórt sugárzásé és elhanyagolható. Azonban 100 kV-on vagy annál nagyobb feszültségnél a szivárgó sugárzás figyelembevételével készült áteresztési görbéket kell használni.

(3) *Munkaterhelés*: A munkaterhelés becslésére a legmegfelelőbb információforrás a helyi dózis audit. Ha ez az információ nem áll rendelkezésre, akkor nemzeti felmérés vagy közlemények adatai használhatók. Alternatív megoldásként a belépőoldali levegőkerma vagy KAP kiszámítható az árnyékolandó helyiségben használni kívánt berendezés típusára kapott sugárzáskibocsátási adatok alapján.

Nem mindig könnyű meghatározni egy létesítmény potenciális munkaterhelését, de gyakran lehet néhány egyszerűsített feltételezést tenni. Például, legalábbis az Egyesült Királyságban (UK), a munkaterhelés nagy részét (dózisban

kifejezve) a hasi, mellkasi és gerincvizsgálatok teszik ki. Mivel a fali Bucky-n végzett vizsgálatok többsége a mellkast vizsgálja, csak ezeket a vizsgálatokat kell figyelembe venni a fal elsődleges sugárzás elleni védelmének meghatározásakor. Ezenkívül az asztali röntgenfelvételezés esetében a has, a medence, a csípő és a gerinc vizsgálatai a teljes KAP több, mint 80%-át adják (az EK-ban), és az átlagos belépőoldali levegőkerma/KAP arány e vizsgálatok esetében a vizsgálati gyakorisággal súlyozva 2,6 mGy $(\mathrm{Gy \cdot cm^2})^{-1}$. Ez az arány alkalmazható a teljes KAP-munkaterhelésre, hogy az árnyékolás méretezéshez felhasználható, közelítő belépőoldali levegőkerma munkaterhelést kapjunk. Így az árnyékolás méretezéséhez szükséges adatok megbecsülhetőek a mellkasi vizsgálatok tervezett számából és az asztali vizsgálatokból várható teljes KAP-munkaterhelésből.

24.7.9.2. NCRP módszer: Hagyományos röntgenfelvételezés és átvilágítás

Az NCRP módszer legegyszerűbben úgy használható, ha a jelentésben található, a munkaterhelés-eloszlásra vonatkozó táblázatos adatokat használjuk. A berendezések, amelyekhez adatok állnak rendelkezésre, a mammográfiától az általános röntgenfelvételezésen és átvilágításon át az intervenciós angiográfiáig terjednek. A jelentésben található táblázatok megadják a *K* árnyékolatlan levegőkerma értékeit a d_{FID} fókusz és a képfelvevő közötti névleges távolság, az *F* névleges mezőméret és névleges *W* értékek mellett. Ezeket aztán fel lehet használni, az alábbiakban (24.7.10. szakasz) leírt áteresztési egyenletekkel együtt a szükséges árnyékolás meghatározásához. Vannak olyan táblázatok és áteresztési görbék is, amelyek bővítik a felsoroltak körét, speciális röntgenhelyiségek áteresztési követelményeinek leírásával, például felvételi és átvilágító röntgenberendezésekre és önálló mellkasfelvételi helyiségekre.

Az árnyékolatlan kerma (*K*) táblázatai és a kiterjesztett adatok az USA-ban végzett felméréseken alapulnak, és nem biztos, hogy reprezentatívak más országok gyakorlatára nézve, vagy tükrözik a technológia vagy a gyakorlat későbbi fejlődéséből eredő változásokat. A felhasználó azonban a *K* értékét a saját *W*, *F* és d_{FID} egyedi értékeihez szabhatja akár manuálisan, akár szoftver segítségével, melyet az NCRP jelentés szerzőitől szerezhet be, hogy felhasználói munkaterhelés-elosztást készítsen.

Meg kell jegyezni, hogy a nyaláb kiegészítő szűrése, például réz használata, csökkenti a páciens belépő dózisát és a szórást, de a mA növekedését is eredményezi. Ebben az esetben a milliamperpercek használata a munkaterhelés mértékeként félrevezető lehet.

24.7.9.3. CT

A BIR és az NCRP jelentése egyaránt javaslatot tesz a DLP és a mGy-ben kifejezett szórt kerma közötti egyszerű kapcsolatra (az NCRP jelentése a CTDI és a szórt kerma közötti kapcsolatot is leírja). Ez egyértelművé teszi a védelemre jutó szórt

sugárzás meghatározását. Az árnyékolást méretező személynek meg kell határoznia az egy év alatt elvégzett összes test- és fej vizsgálati eljárásából származó teljes DLP-t, majd meg kell határoznia a szórt kerma értékét az egyes eljárásokhoz rendelt különböző arányossági állandók segítségével. A két jelentés által ajánlott konstansok között kicsik a különbségek. Az NCRP ajánlása 0,09 μGy $(mGy \cdot cm)^{-1}$ a fej és 0,36 μGy $(mGy \cdot cm)^{-1}$ a test vizsgálataira; a BIR ajánlása 0,14 μGy $(mGy \cdot cm)^{-1}$ a fej, és 0,3–0,36 μGy $(mGy \cdot cm)^{-1}$ tartományt ad meg a test vizsgálataira.

Ha a létesítményre vonatkozóan nem állnak rendelkezésre DLP-adatok, akkor a nemzeti DRL-ek vagy más megfelelő közleményes adatok használhatók. Az NCRP jelentés szerzői rámutatnak, hogy a vizsgálatok jelentős részét kontrasztanyaggal, de ugyanazon vizsgálat azonosító használatával ismétlik meg. Ha a kontrasztanyaggal végzett vizsgálatok száma nem azonosítható, akkor azt javasolják, hogy minden DLP adat esetében 1,4-es szorzót alkalmazzanak. Az árnyékolási követelmények kiszámítása ezután a (24.1) egyenlet és az alább ismertetett áteresztési egyenlet segítségével végezhető el.

24.7.9.4. A sugárzások szóródása az árnyékolásokon

A BIR jelentés módszereket mutat be a védelmen szóródó sugárzás mennyiségének becslésére is (ún. harmadlagos szórás). Ezt a kérdést itt nem tárgyaljuk, de további részletek a [24.18] hivatkozásban láthatóak.

24.7.9.5. Intraorális röntgenfelvételezés

A BIR megközelítés azt az egyszerű feltételezést teszi, hogy a szórt és a gyengített sugárzás összege a páciensről 1 m-re 0,5 μGy. Feltételezi továbbá, hogy a teljes sugárnyaláb a páciensre esik. Ez egyszerűvé teszi az árnyékolás vastagságának kiszámítását [24.19].

24.7.9.6. Mammográfia

A két jelentés ugyanazt a megközelítést használja, és feltételezi, hogy konzervatív, ha minden szórási szög és minden anód-szűrő kombináció esetén állandó szórt hányadot feltételezünk. Az NCRP jelentés 36 μGy-t javasol páciensenként (négy kép) az izocentrumtól 1 m-re, míg a BIR ajánlása 7,6 μGy képenként az izocentrumtól 1 m-re.

24.7.10. Áteresztési egyenletek és árnyékolás méretezés

A röntgensugarak anyagon keresztüli áteresztésének meghatározása nem egyszerű feladat, mivel széles nyalábú geometriával történik, és a röntgensugárzás spektruma polienergiás. Az úgynevezett Archer-egyenlet írja le a szélesnyalábú röntgensugarak anyagon keresztüli áteresztését [24.20]:

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha}\right)\exp(\alpha\gamma x) - \frac{\beta}{\alpha}\right]^{-\frac{1}{\gamma}} \tag{24.5}$$

ahol:

B a széles nyaláb áteresztési tényezője;
x a szükséges árnyékolóanyag vastagsága mm-ben;

és α, β, γ empirikusan meghatározott illesztési paraméterek. Az α és β paraméterek mm^{-1}-es mértékegységűek, míg γ dimenzió nélküli.

Az egyenlet megfordítható, így kiszámítható a kívánt áteresztés eléréséhez szükséges anyagmennyiség:

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma}\ln\left[\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}}\right] \tag{24.5}$$

Feltéve, hogy az α, β és γ paraméterek ismertek, bármelyik egyenletet egyszerűen be lehet építeni egy elektronikus munkafüzetbe, és levezetni vagy a meghatározott anyagon keresztül történő áteresztés mértékét, vagy a kívánt áteresztéshez szükséges anyagvastagságot. Az α, β és γ értékeit a BIR és az NCRP jelentésekben számos gyakori anyagra vonatkozóan táblázatba foglalták. Megjegyzendő, hogy a táblázatban szereplő értékek 2350 kg/m^3 sűrűségű betonra vonatkoznak. Az eltérő sűrűségű betonokhoz szükséges vastagság (± kb. 20%) a sűrűségarány-korrekció segítségével határozható meg.

Az elsődleges védelem esetében a teljes számított árnyékolás magába fogja foglalni a képreceptor és az asztal által biztosított „előárnyékolást” (ha a nyaláb útjába esik az asztal). Az NCRP és a BIR jelentések az előárnyékolásra javasolt értékeket adnak meg, amelyeket ki lehet vonni a (24.6) egyenlet eredményéből, hogy megkapjuk a szükséges árnyékolás vastagságát.

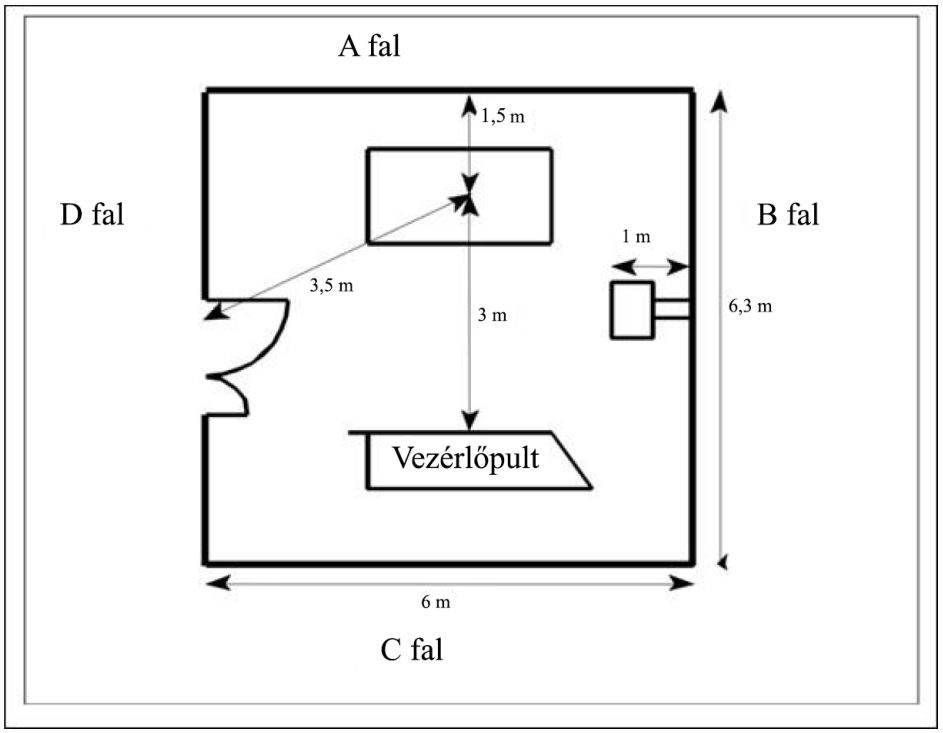
24.7.11. Kidolgozott példák

A következő példák azt mutatják be, hogy az NCRP és a BIR módszer hogyan használható különböző helyzetekben. Ezek csak szemléltető jellegűek; a terjedelem nem teszi lehetővé az egyes esetek részletes tárgyalását. Minden belső falról feltételezzük, hogy újonnan épült, és meglévő árnyékolás nélküli.

Bár a példák azt mutatják, hogyan lehet a folyamatot különböző falakra alkalmazni, a végső specifikációnak pragmatikusnak kell lennie. Elfogadott gyakorlat, hogy az összes falat ugyanazon specifikáció szerint árnyékolják le, hogy elkerüljék a hibákat az építési folyamat során, és hogy lehetővé tegyék a helyiség elrendezésének jövőbeli változásait (ezt egyenszilárdságú védelemnek nevezik). A kiválasztott specifikáció a legnagyobb árnyékolást igénylő fal specifikációja lesz.

24.7.11.1. Röntgenfelvételi helyiség

A 24.3. ábra egy egyszerű röntgenfelvételi helyiség elrendezését mutatja, és a BIR módszer és az NCRP módszer árnyékolási számításainak bemutatására szolgál. A példában az A és B falak árnyékolási követelményeit határozzuk meg. Az egyszerűség kedvéért feltételezzük, hogy az A fal irányában nem végeznek asztali röntgenfelvételezést. Az olvasónak javasoljuk, hogy az elsődleges és másodlagos nyalábokkal kapcsolatos számítások elvégzésének részleteit az eredeti forrásokban vizsgálják meg.



24.3. ÁBRA. Egyszerű röntgenfelvételi helyiség.

A munkaterhelés kiszámításához feltételezzük, hogy:

(a) Ebben a helyiségben hetente 200 pácienst vizsgálnak meg.
(b) Páciensenként átlagosan 1,5 kép (vagy röntgenfelvétel) készül.
(c) 150 mellkasfelvétel és 150 asztal feletti csöves felvétel van.
(d) A mellkasfelvételeket rutinszerűen 125 kV-on készítik.

Az árnyékolások méretezése szempontjából a munkaterhelés nem tartalmazza a végtagvizsgálatokat. Az A fal egy olyan irodával szomszédos, amelynél feltételezhetően 100%-os a tartózkodás. Az éves dóziskorlát az ott tartózkodókra vonatkozóan 1 mSv. A B fal egy páciens kezelőhelyiség mellett van, és 50%-os tartózkodást rendelnek hozzá. Az éves dóziskorlát az ott tartózkodók számára ismét 1 mSv lesz. A BIR-módszerre vonatkozó feltételezések a következők:

(a) A has és a gerinc-medence vizsgálatainak KAP-ját páciensenként 2 Gy·cm^2 értékben lehet meghatározni. A gyorsító potenciál 85 kV (UK adat).
(b) A mellkasi expozícióra jutó átlagos KAP 0,11 Gy·cm^2 (UK adat).
(c) K_ea mellkasi röntgenfelvételnél 0,15 mGy (brit adat).

Az NCRP számításai az NCRP 147 jelentésében szereplő feltételezéseket használják; ezeket adott esetben megmagyarázzuk.

Számítási példák az A falra

Ez a fal csak másodlagos sugárzásnak van kitéve. A számítás lépései a következők:

BIR módszer

A táblázatos expozíciókból származó teljes heti KAP 2 (Gy·cm^2 vizsgálatonként) × 150 (vizsgálatok száma) = 300 Gy·cm^2 és a mellkasi expozícióból származó heti KAP teljes összege 16,5 Gy·cm^2. Az éves szórt kerma 1 m-en a táblázatból (a (24.4) egyenletből számított *S* értékkel) a következő:

$$K_{\text{scat}} = 50 \text{ hét} \times 300 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{hét} \times (0{,}031 \times 85 + 2{,}5) = 77\,000 \text{ µGy}$$

Hasonlóképpen, az éves szórt kerma a falnál, 1 m-re a fali Bucky-tól:

$$K_{\text{scat}} = 50 \text{ hét} \times 16{,}5 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{hét} \times (0{,}031 \times 85 + 2{,}5) \approx 5\,250 \text{ µGy}$$

Mivel a fali Bucky 5,5 m-re van a számítási ponttól és az asztal csak 1,8 m-re, a fali Bucky szórási járuléka figyelmen kívül hagyható, ezért árnyékolási célokra az éves szórt kerma a számítási ponton a következő:

$$K_{\mathrm{scat}} = \left(\frac{77\,000}{1{,}8^2}\right)\mu\mathrm{Gy} = 24\,000\ \mu\mathrm{Gy} = 24\ \mathrm{mGy}$$

A megengedhető legnagyobb áteresztés a tervezés során alkalmazott dózismegszorítástól függ:

(a) Ha 1 mSv dózismegszorítást alkalmazunk, akkor a megengedhető legnagyobb áteresztés:
B = 1/24 = 4,2 × 10^{-2}.
(b) Ha 0,3 mSv dózismegszorítást alkalmazunk, akkor B = 0,3/24 = 1,25 × 10^{-2}.

A BIR jelentés a 90 kV-os paraméterek használatát javasolja a (24.6) egyenletben. Az ólom esetében ezek α = 3,504 mm^{-1}, β = 20,37 mm^{-1} és γ = 0,755. A (24.6) egyenletből adódó, a szükséges árnyékolásnak megfelelő megoldások a következők:

(a) Évi 1 mSv dózismegszorítás esetén 0,34 mm-es ólomárnyékolás.
(b) Évi 0,3 mSv dózismegszorítás esetén 0,6 mm-es ólomárnyékolás.

NCRP módszer

Az NCRP-módszer a helyiségben vizsgált páciensek számát, azaz 200-at veszi alapul a számításhoz. Az A fal másodlagos védelem, ezért az irányfaktor (U) nulla. Az NCRP jelentés 4.7. táblázata szerint az ebben az esetben alkalmazandó másodlagos levegőkerma tényező (szivárgás plusz oldalra szórás) 3,4 × 10^{-2} mGy páciensenként, 1 m-re. Heti 200 páciens munkaterhelés esetén a teljes éves másodlagos kerma a számítási ponton:

$$K_{\mathrm{sec}} = 3{,}4 \times 10^{-2}\mathrm{mGy/páciens} \times 50\ \mathrm{hét} \times 200\ \mathrm{páciens/hét}/1{,}8^2 = 104{,}9\ \mathrm{mGy}.$$

A megengedhető legnagyobb áteresztés ismét a tervezés során alkalmazott dózismegszorítástól függ. Ha 1 mSv megszorítást alkalmaznak, akkor B = 9,53 × 10^{-3} lesz, ha pedig 0,3 mSv megszorítást alkalmaznak, akkor B = 2,86 × 10^{-3} lesz. Az NCRP jelentés azt javasolja, hogy az áteresztési egyenlet megoldásához a munkaterhelésre specifikus paramétereket (munkaterhelés-eloszlást) használjuk. Egy röntgenfelvételi helyiség esetében ezek a következők (ólomra): α = 2,298 mm^{-1}, β = 17,3 mm^{-1} és γ = 0,619. Az így kapott megoldások a következők:

(a) Évi 1 mSv dózismegszorítás esetén 0,77 mm-es ólomárnyékolás.
(b) Évi 0,3 mSv dózismegszorítás esetén 1,17 mm-es ólomárnyékolás.

Számítási példák a B falra

BIR módszer

A mellkasfelvételi szerkezet mögötti falon keresztül történő elsődleges áteresztés árnyékolására van szükség. Légrést használnak, a fókusz-film távolság 3 m, így a fókusz és a számítási pont távolsága 4,3 m, mivel a Bucky 1 m-re nyúlik a faltól, és a számítási pont a B fal mögött 0,3 m-re adott (24.7.3. szakasz). A páciens belépőoldala és a film közötti távolságot 0,5 m-re becsüljük; így a fókusz-bőr távolság 2,5 m.

Mivel nem mindig lehetünk biztosak abban, hogy a páciensen mindig áthalad a röntgennyaláb, K_e-t használjuk a levegőkerma meghatározására a számítási ponton. Az 1,4-es visszaszórási tényezőt figyelembe véve a reciproknégyzetes törvény szerint az elsődleges levegőkerma:

$150\ \mu\text{Gy} \times [(2{,}5/4{,}3)^2]/1{,}4 = 36\ \mu\text{Gy}$ mellkasi röntgenfelvételenként.

Az éves elsődleges kerma a számítási ponton a védelem hiányában tehát:

$36\ \mu\text{Gy} \times 150\ \text{röntgenfelvétel/hét} \times 50\ \text{hét} = 27 \times 10^4 \mu\text{Gy} = 270\ \text{mGy}.$

A megengedhető legnagyobb áteresztés a tervezés során alkalmazott dózismegszorítástól függ:

(a) Ha 1 mSv dózismegszorítást alkalmazunk, a megengedhető legnagyobb áteresztés:
$B = 1/270 = 3{,}7 \times 10^{-3}$.
(b) Ha 0,3 mSv dózismegszorítást alkalmazunk, akkor $B = 0{,}3/270 = 1{,}1 \times 10^{-3}$.

125 kV-on az ólom áteresztési együtthatói: α = 3,504 mm^{-1}, β = 20,37 mm^{-1} és γ = 0,755. A kapott megoldások a következők:

(a) Évi 1 mSv dózismegszorítás esetén 1,4 mm-es ólomárnyékolás.
(b) Évi 0,3 mSv dózismegszorítás esetén 1,8 mm-es ólomárnyékolás.

NCRP módszer

Az NCRP módszer itt is az adott helyiségben vizsgált páciensek összes számát veszi alapul a számításhoz. Ebben az esetben ez a szám *nem* 100, hanem 200, azaz a

kizárólag mellkasvizsgálaton áteső páciensek száma. Ez ellentmondásosnak tűnhet, de ez használandó, mivel a jelentésben megadott munkaterhelés-eloszlásban figyelembe veszik a mellkasfelvételi szerkezeten vizsgált páciensek arányát. Az érdeklődő olvasónak további részletekért az eredeti jelentést kell tanulmányoznia.

Az NCRP jelentés 4.5. táblázata szerint egy röntgenhelyiségben lévő mellkasfelvételi szerkezet esetében az árnyékolatlan elsődleges levegőkerma páciensenként 1 m távolságban 2,3 mGy:

$$2{,}3\ \text{mGy} \times 50\ \text{hét} \times 200\ \text{páciens/hét}/4{,}3^2 = 1244\ \text{mGy}.$$

Az 1 mSv megszorításhoz szükséges B áteresztés $2/1244 = 1{,}6 \times 10^{-3}$, 0,3 mSv megszorítás esetén pedig $0{,}6/1244 = 4{,}82 \times 10^{-4}$. Az NCRP 147 jelentésében a röntgenhelyiségben lévő mellkasfelvételi szerkezet munkaterhelés-specifikus illesztési paraméterei a következők: $\alpha = 2{,}264\ \text{mm}^{-1}$, $\beta = 13{,}08\ \text{mm}^{-1}$ és $\gamma = 0{,}56$. Az így kapott megoldások:

(a) Évi 1 mSv dózismegszorítás esetén 1,45 mm-es ólomárnyékolás.
(b) Évi 0,3 mSv dózismegszorítás esetén 1,93 mm-es ólomárnyékolás.

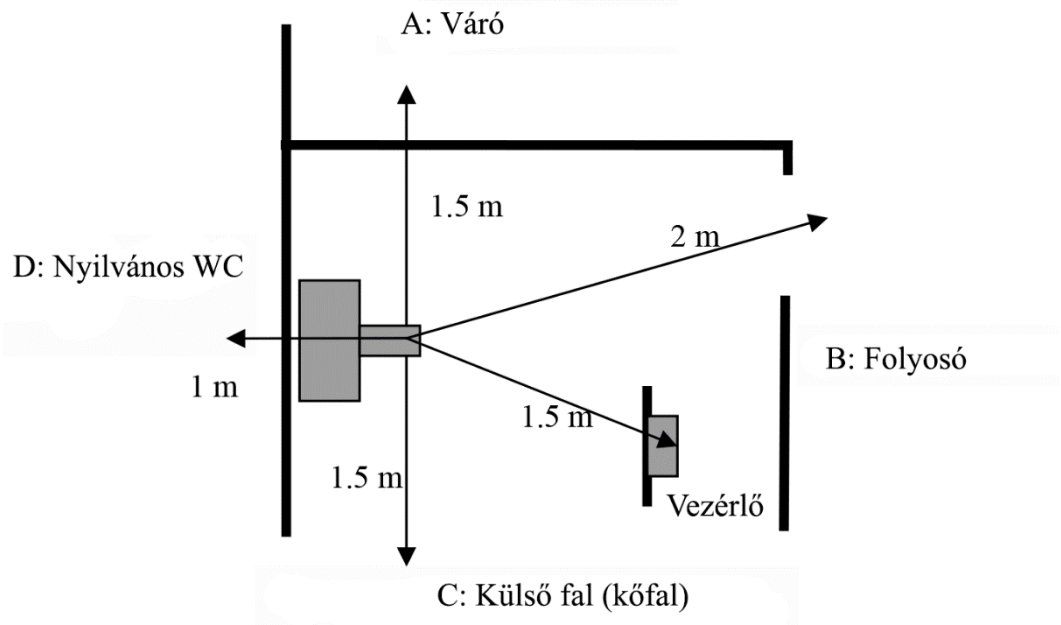
Megjegyzések a B falra vonatkozó végleges előíráshoz

A falra szerelt képfelvevő által biztosított előszűrés (a rács, a kazetta és a képfelvevő tartószerkezetei általi gyengítés) 0,85 mm ólomegyenértékű. Ha biztos, hogy a nyaláb mindig áthalad a detektoron, akkor ezt figyelembe lehet venni, így a teljes falra az elsődleges nyaláb specifikációja alkalmazható.

Ha ezt nem lehet figyelembe venni, akkor nem szükséges a B fal teljes egészét az elsődleges nyalábéval azonos mértékben árnyékolni. Ilyen esetekben a BIR jelentés azt javasolja, hogy a teljes falat árnyékolják a másodlagos sugárzás ellen, és az elsődleges nyalábhoz további árnyékolást biztosítsanak. Az asztali röntgenfelvételezésből származó szórt kerma a B fal mögötti számítási ponton, az asztalon fekvő pácienstől kb. 5,2 m-re 2,8 mGy, a mellkasfelvételezésből származó szórt kerma pedig 1,6 mGy. Ezt az EK-ban a kereskedelemben kapható legvékonyabb, 1,32 mm-es (3. kód) ólom több mint megfelelően csillapítja, így ez lenne a fal tervezési specifikációja. A mellkasfelvételi szerkezet mögötti falra egy további, 3. kódú ólomlemezt kell rögzíteni, amely az állvány közepétől mindkét oldalon 50 cm-re húzódik, és magassága nem haladja meg a 2 métert. A különböző országokban eltérőek az ólomra vonatkozó előírások, és a tervezőnek figyelembe kell vennie a helyi feltételeket (lásd 24.7.12. szakasz).

24.7.11.2. Mammográfia

A mammográfiás rendszerek sokkal egyszerűbbek, és a két jelentés hasonló módon kezeli őket. Tekintsük a következő helyiségkialakítást egy szűrő létesítményben:



24.4. ÁBRA. Példa egy mammográfiás létesítmény tervére.

Az alábbiakban vázlatosan bemutatjuk, hogy a BIR jelentésben szereplő módszertan alapján hogyan kell elvégezni a helyiség árnyékolásának méretezését:

Feltételezések:

(a) A mammográfiás szűréshez használt készülék 30 kV-on működik.
(b) Minden emlőről két felvétel készül, és naponta 80 páciens képeit veszik fel.
(c) A detektor minden elsődleges sugárzást felfog.

Számítások:

(a) A napi szórt kerma a falnál:
μGy/nézet × 4 nézet/páciens × 80 páciens/1,52 = 1080 μGy ≈ 1,1 mGy
(b) Az éves szórt kerma a falnál:
5 nap/hét × 50 hét × 1,1 mSv/hét = 275 mGy
(c) 0,3 mSv dózismegszorítás esetén és 50%-os tartózkodást feltételezve a megengedhető legnagyobb áteresztés $0{,}3/(0{,}5 \times 275) = 2{,}2 \times 10^{-3}$.
(d) Az áteresztési tényezők 30 kV-on gipszkarton esetében $\alpha = 0{,}1198\ \text{mm}^{-1}$, $\beta = 0{,}7137\ \text{mm}^{-1}$ és $\gamma = 0{,}379$. Így $2{,}2 \times 10^{-3}$ áteresztőképesség érhető el 18 mm-es gipszkartonnal, ami kevesebb, mint a szabványos szerkezetes válaszfalaknál használt mennyiség.

Egy hasonló számítás azt mutatja, hogy a D fal (1 m távolság, 10%-os tartózkodás) nem igényel nagyobb árnyékolást, mint az A fal, és a B fal sem. A szabványos 0,25 mm-es ólomegyenértékű áttekintő ablak megfelelő védelmet nyújt a kezelő számára. Az ajtók árnyékolása problémát jelenthet a mammográfiás létesítményeknél. Ebben a példában nyilvánvalóan 8 cm vastag faajtóra lenne szükség. A tömör faajtók nem feltétlenül könnyen beszerezhetőek és nem is olcsók. Az ólom nagyon hatékony, de az ólomajtók nehezek, és a mammográfiás vizsgálókban a páciensek átmenő forgalma nagy lehet. Az egyik megoldás a berendezésnek a 24.4. ábrán látható módon történő elhelyezése, ahol a berendezés az ajtóval szemben lévő falra van szerelve, amely így a páciens által árnyékolva van. Ha lehetséges, az ajtót tömör fából kell készíteni, de erősen ajánlott, hogy az ajtó és általában bármely árnyékolás védelmének a megfelelőségét telepítés után ellenőrizzék.

Az NCRP megközelítése nagyon hasonló a fentiekben vázoltakhoz, de minden bemutatott görbe az 1 mSv megszorítást veszi alapul.

24.7.11.3. Szívkatéteres laboratórium

Mind az NCRP, mind a BIR jelentés tartalmaz indikatív számításokat, amelyek bemutatják, hogy az adott módszerek hogyan használhatók egy katéteres laboratóriumban. Az alábbi példában a számítást megismételjük annak bemutatására, hogy az egyes módszereket (i) 0,3 dózismegszorítással (0,3 mSv-re tervezve) és (ii) dózismegszorítás nélkül (1,0 mSv-re tervezve) is alkalmazzuk. A választott geometria egy 100%-os tartózkodású, az izocentrumtól 4 m távolságban lévő nyilvános terület, amint azt az NCRP 147 jelentés ismerteti.

Az alkalmazott munkaterhelés az NCRP jelentésben részletezett munkaterhelés, heti 25 pácienssel, akiknél szív angiográfiát végeznek. Az NCRP módszer 1 m távolságban páciensenként 3,8 mGy teljes másodlagos levegőkermát jelez előre. A BIR jelentésben a páciensenként azonosított legmagasabb átlagos KAP 40 Gy·cm^2, ami 1 m távolságban páciensenként 224 μGy maximális szórt kermát eredményez. A szórt kerma két értéke között nyilvánvaló eltérés van. Ha feltételezzük, hogy minden esetben réz szűrést alkalmaznak, akkor a BIR jelentés által előre jelzett szórt kerma 1 m-en 320 μGy-ra emelkedik páciensenként.

Az árnyékolási követelményt a 100 kV-os másodlagos áteresztési paraméterek (α = 2,507 mm^{-1}, β = 15,33 mm^{-1}, γ = 0,912) felhasználásával számították ki a BIR réz szűrés nélküli példájában; 85 kV-ra (α = 3,504 mm^{-1}, β = 20,37 mm^{-1}, γ = 0,755) a kiegészítő réz szűréses példánál, valamint a koszorúér-angiográfiára jellemző paraméterekre (α = 2,354 mm^{-1}, β = 14,94 mm^{-1}, γ = 0,748) az NCRP példája esetén. A számítások eredményeit a 24.3. táblázat tartalmazza.

24.3. TÁBLÁZAT. ÁRNYÉKOLÁSOK SZÜKSÉGES VASTAGSÁGA (mm ÓLOM) AZONOS FOKÚ VÉDELEM ELÉRÉSÉHEZ A BIR ÉS NCRP JELENTÉSEK ADATAIN ALAPULÓ SZÁMÍTÁSOK SZERINT

Tervezési dózis	Módszer		
	NCRP	BIR	BIR (réz szűrés)
0,3 mSv	1,80 mm	0,8 mm	0,6 mm
1,0 mSv	1,3 mm	0,45 mm	0,35 mm

Látható, hogy a BIR módszer számításai szerint sokkal kevesebb árnyékolásra van szükség, mint az NCRP megközelítése szerint. Az eltérés főként a pácienstől 1 m-re lévő szórás becsléséből adódik; 3,8 mGy az NCRP módszer esetében és 0,224 mGy vagy 0,32 mGy (réz szűrés nélkül és réz szűréssel) a BIR módszer esetében. A BIR jelentésben használt 40 $Gy \cdot cm^2$ páciensenkénti KAP-érték összhangban van számos európai központ által közzétett dózisfelméréssel. Az NCRP milliamperpercben mért munkaterhelési adatai ebben az esetben nem állnak összhangban az európai munkaterhelésekkel, és óvatosan kell eljárni, ha az NCRP módszert használják az ilyen típusú számításokban.

24.7.11.4. Intraorális röntgenfelvételezés

A BIR jelentés azt feltételezi, hogy a páciens mindig az elsődleges nyaláb útjában van. Feltéve, hogy ez így van, a súlyozott átlagos elsődleges plusz a szórt dózis 1 m távolságban 0,5 µGy/felvétel nagyságrendű. Évente 0,3 mSv dózismegszorítást alkalmazva nincs szükség árnyékolásra, ha a röntgenberendezés legalább 2 m-re van a védelemtől. Még ha ez nem is lenne így, a 10 mm-es gipszkartonnal ellátott válaszfalak a helyzetek többségében megfelelő védelmet nyújtanak.

24.7.11.5. CT

A CT berendezés árnyékolásánál a következő tényezőket kell figyelembe venni:

(a) A páciens és a detektor mindig a röntgennyaláb útjában van, így csak a szórt sugárzást kell figyelembe venni.
(b) A röntgencső üzemi feszültsége magas, 80 és 140 kV között mozog.
(c) A röntgensugár erősen szűrt (nagy felezőréteg-vastagság).
(d) A teljes munkaterhelés nagyon magas, több ezer mAs/hétben mérve.
(e) A szórt sugárzás nem izotróp (és inkább „homokóra-szerű” az eloszlása).

A munkaterhelés mértékei

Mindkét jelentés a DLP-t használja a munkaterhelés mértékeként. A felhasználónak csupán a DLP értékekre és az egyes eljárások heti átlagos számára van szüksége. Ezt az információt ideális esetben a helyi gyakorlat auditálásából lehet beszerezni. Ha azonban a helyi DLP adatok nem állnak rendelkezésre, akkor a DRL vagy más, a szakirodalomból származó érték is használható. Az NCRP jelentés tipikus USA-beli adatokat közöl a DLP-re. A BIR jelentés az EK létesítményeire vonatkozóan nyújt hasonló információkat.

Számítás

A jelentések által javasolt számítási módszerek csak kis mértékben térnek el egymástól. Az érthetőség kedvéért az itt ismertetett számítás az NCRP jelentésben használt módszert követi.

Miután a védelemre jutó szórt kermát meghatározták, az árnyékolás követelményei meghatározhatók a 120 kV-os (α = 2,246 mm^{-1}, β = 5,73 mm^{-1}, γ = 0,547) vagy 140 kV-os (α = 2,009 mm^{-1}, β = 3,99 mm^{-1}, γ = 0,342) ólomra vonatkozó, másodlagos CT áteresztési paraméterek segítségével. A betonra vonatkozó paraméterek 120 kV-ra (α = 0,0383 mm^{-1}, β = 0,0142 mm^{-1}, γ = 0,658) vagy 140 kV-ra (α = 0,0336 mm^{-1}, β = 0,0122 mm^{-1}, γ = 0,519). Abban a (gyakori) esetben, amikor klinikailag 120 és 140 kV-ot is használnak, célszerű lenne a 140 kV-ra vonatkozó áteresztési adatokat használni. Ez a megközelítés a szórt sugárzás izotrópiáját feltételezi, de az a konzervatív becslés felé téved.

A szórt kerma megfelelő csökkentése érdekében fontos, hogy minden árnyékolás a lehető legközelebb legyen a plafonhoz (a födém alsó részéhez), ne csak a padló feletti szokványos 2.100 mm-ig.

Szórásbecslés

Az NCRP jelentés becslése szerint a szórt hányad centiméterenként 1 m-re egy test- (body) vagy fejfantomtól (head) a következő:

$$k_{head} = 9 \times 10^{-5}\ cm^{-1}$$

$$k_{body} = 3 \times 10^{-4}\ cm^{-1}$$

A szórásból és szivárgásból származó teljes kerma 1 m-en így becsülhető:

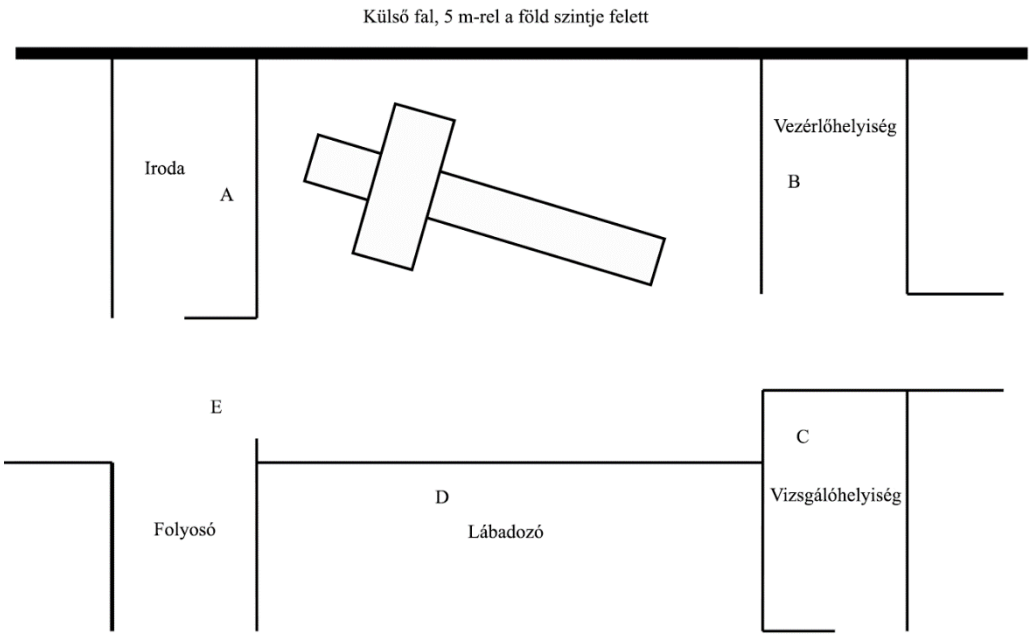
$$K_{sec}(\text{head}) = k_{fej} \times DLP \times 1{,}4 \qquad (24.7(a))$$

$$K_{sec}(\text{body}) = 1{,}2 \times k_{test} \times DLP \times 1{,}4 \qquad (24.7(b))$$

ahol az 1,4-es tényező korrigálja a kontrasztanyagokkal történő ismételt vizsgálatot (lásd 24.7.9. szakasz). A (24.7(b)) egyenletben szereplő 1,2 tényező az NCRP jelentés szerzőinek feltételezéseiből adódik.

Példa CT árnyékolás számítására

Tekintsük a 24.5. ábrán látható CT helyiség kialakítását.



24.5. ÁBRA. CT helyiség elrendezése.

Tegyük fel, hogy:

(a) Hetente 30 fej- és 45 testvizsgálatot végeznek (tényleges átlag).
(b) A fejvizsgálatok átlagos DLP értéke 1300 mGy·cm.
(c) A testvizsgálatok átlagos DLP értéke 1250 mGy·cm.
(d) A szkennelési sík és a számítási pontok távolsága (i) A = 2,5 m, (ii) B = 4,5 m, (iii) C = 6,5 m, (iv) D = 4 m és (v) E = 3,5 m.

A szórásból és a szivárgásból származó teljes kerma minden egyes ponton kiszámítható a (24.7(a)), (24.7(b)) egyenletekből, a megfelelő távolsággal korrigálva. Vegyük például a B pontot (vezérlőhelyiség). A heti teljes szórás (1-es tartózkodási faktorral):

K_{sec} (head) = 9×10^{-5} cm^{-1} × 1300 mGy·cm × 30 vizsgálat/hét × 1,4 × ($1^2/4{,}5^2$)

= 0,24 mGy/hét.

K_{sec} (body) =$1{,}2 \times 3 \times 10^{-4}$ cm^{-1} × 1250 mGy·cm × 45 vizsgálat/hét × 1,4 × ($1^2/4{,}5^2$)

= 1,4 mGy/hét.

A teljes szórás így 1,64 mGy/hét.

Az 1 mSv éves dózismegszorításnál 1 mm-nyi ólomra lenne szükség, míg a 0,3 mSv éves dózismegszorításnál 1,5 mm-nyi ólomra. Az áttekintő ablaknak minden esetben legalább ugyanolyan ólomegyenértékkel kell rendelkeznie, mint a falnak.

Más helyiségek esetében a céldózis az árnyékolás méretezésnél a lakosság tagjaira alkalmazott dózismegszorítástól függ. Ebben a példában az iroda, a kórterem és a vizsgálóhelyiség esetében 1-es tartózkodási faktort, míg a folyosó esetében 1/8-os tartózkodási faktort feltételezünk, az NCRP jelentésben javasoltak szerint. A dózismegszorítás 1 mSv/év. Ezután kiszámítható a szükséges árnyékolás:

- Iroda – 1,5 mm ólom;
- Vezérlő helyiség – 0,6 mm ólom;
- Vizsgálati helyiség – 0,8 mm ólom;
- Kórterem – 1,2 mm ólom;
- Bejárati ajtó – 0,6 mm ólom.

A gyakorlatban nem lenne szokatlan, ha minden falat 1,5 mm-es ólmozásúnak adnánk meg, hogy elkerüljük a hibákat a kivitelezés során, és lehetővé tegyük az elrendezés későbbi megváltoztatását. Az árnyékolás fő költségei inkább az építésben és a kivitelezésben jelentkeznek, mint magának az ólomnak a költségeiben.

24.7.12. Kivitelezési alapelvek

A számítási módszertantól függetlenül az árnyékoló falak kivitelezése lényegében azonos.

24.7.12.1. Árnyékoló anyagok

Bár az ólom kézenfekvő választás árnyékolásra, vannak más anyagok is, például beton, acél és gipszkarton (normál és nagy sűrűségű). Falazott tégla is használható, de a felhasználónak tisztában kell lennie a buktatókkal. A legnyilvánvalóbb probléma a tégla- vagy zsalukőben található üregek. Ezeket habarccsal, homokkal vagy cementtel kell kitölteni. A tényleges gyengítés még ekkor is a felépített falazat összetételétől függ.

Az ólom egy hordozóhoz, például gipszkartonhoz vagy cementlaphoz ragasztott lemez formájában érkezik. Az ólomlemez önmagában soha nem használható, mivel képlékeny természetű, és idővel deformálódik és megereszkedik.

A hengerelt ólmot vagy ólomlemezt meghatározott szabványok szerint gyártják, és a gyártó gyakran felületi sűrűségben (kg/m^2 vagy lb/in^2) adja meg. Ez az a termék, amellyel árnyékolni lehet és 10, 15, 20, 25 és 30 kg/m^2 sűrűségben kapható. Az egyenértékű ólomvastagságot milliméterben úgy határozzuk meg, hogy elosztjuk 11,34-gyel (az ólom sűrűsége: 11 340 kg/m^3). Egyes szabványok a hengerelt ólomhoz kódokat rendelnek a rendelkezésre álló vastagságokkal; így az Egyesült Királyságban a BSEN 12588 szerinti 3. kódú ólom sűrűsége 15 kg/m^2 és vastagsága 1,32 mm.

24.7.12.2. Belső falak

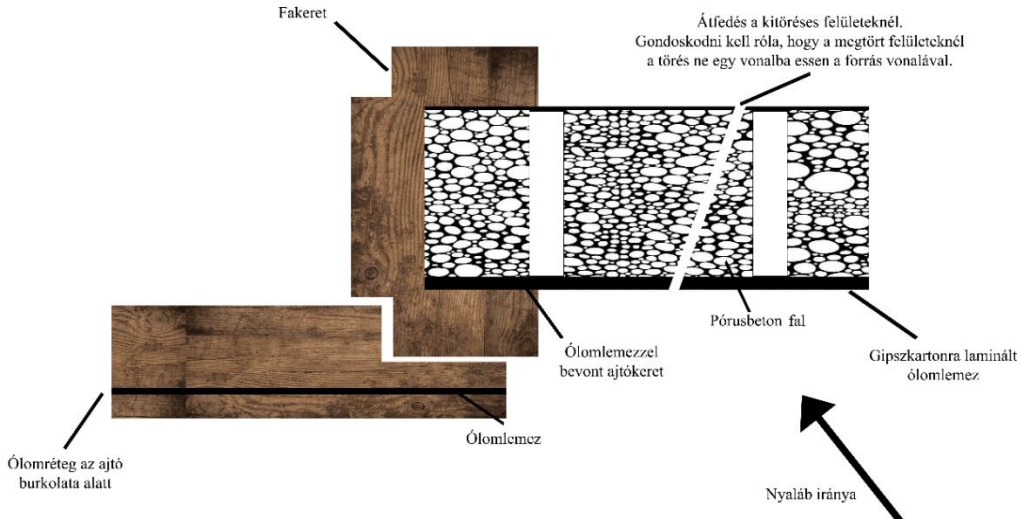
A belső falakat könnyen meg lehet építeni „lemezelt vázszerkezet” segítségével. Ólomlemez kereskedelmi forgalomban kapható.

A gipszkarton a mammográfia és a fogászati radiográfia kivételével a legkevésbé alkalmas árnyékolásra, mivel a tipikus röntgenenergiák mellett csekély elnyelést biztosít. A gipsz kis üregeket is tartalmazhat, és egyenetlen elnyelésű lehet. Egyes országokban nagy sűrűségű falazólapok állnak rendelkezésre (általában báriummal dúsított vakolattal). Egy-egy lap körülbelül 1 mm ólomnak felelhet meg a jellemző csőfeszültségeknél.

A lemezek közötti illesztéseknek legalább 10 mm átfedéssel kell rendelkezniük az árnyékolásban. Az árnyékoló lemezeket normál kötőelemekkel lehet felhelyezni. A védelmen belüli hézagokat viszont, mint például a fali aljzatok, csak másodlagos árnyékolóban szabad kialakítani, és még akkor is nagyobb felületű árnyékolt hátlappal kell ellátni, mint a kivágás (a ferde nyalábok érdekében). Általánosságban az áttörések (vagy átvezetések) ideális esetben vagy a padló közelében, vagy >2.100 mm-rel a padló felett helyezkednek el, ami gyakran az árnyékoló anyag felett van.

24.7.12.3. Ajtók

Ólommal bélelt ajtók kaphatók. Az építőnek tisztában kell lennie azzal, hogy az árnyékolásban megszakítások lehetnek az ajtófélfánál és különösen az ajtókeretnél. Ezt úgy lehet áthidalni, hogy a keretet megfelelő vastagságú, a kerethez ragasztott ólomlemezzel készítjük, mint ahogy a 24.6. ábrán látható.



24.6. ÁBRA. Példa az árnyékolás folytonosságára a faltól az ajtóig (nem méretarányos).

24.7.12.4. Padlók és mennyezetek

A padlók gyakori építőanyaga a beton. Vagy állandó vastagságú (eltekintve a teherhordó gerendáktól) födémlemezekkel, vagy acél trapézlemezzel és zsaluzattal alakítják ki. A födémlemezek változó vastagságúak, és a födémlemez vastagságát figyelembe kell venni, ha árnyékoló védelemként kívánják kihasználni. A zsaluzatoknak kicsi lehet a legkisebb vastagsága, ennek ismerete elengedhetetlen. Az árnyékolás méretezésekor mindössze a minimális vastagság használható fel. Diagnosztikai röntgenek árnyékoláshoz a legtöbb lemezfödém elégséges csillapítást biztosít, de a védelem áteresztését mindig ki kell számítani.

Az árnyékolás tervezőjének azzal is tisztában kell lennie, hogy a zsaluzott betonon belül - ha nem öntenek megfelelően - üregek képződhetnek. Egyes esetekben a födém lehet faszerkezet, ami néha további árnyékolás beépítését teszi szükségessé. Egy másik tényező, amelyet meg kell határozni, az a padlózatok közötti távolság, vagy a padlók szintkülönbsége, mivel ez hatással van a dózisokra mindkét épületszinten.

24.7.12.5. Ablakok

Az áttekintő ablakoknak legalább ugyanolyan sugárgyengítést kell biztosítaniuk, mint a környező falnak vagy ajtónak. A normál ablaküveg nem

elegendő (kivéve, ha a szükséges elnyelés nagyon alacsony, mint például a mammográfiában), és olyan anyagokat kell használni, mint az ólomüveg vagy az ólomakril (fontos a fényáteresztésük). Az ólomakril puhább, mint az üveg, és könnyen karcolódhat.

Ha az ólomüveg ablakokat az árnyékolt falba vagy ajtóba építik be, az építőnek legalább 10 mm átfedést kell ráhagyni a fal és ajtó árnyékolása, valamint az ablak között. Bizonyos esetekben ennek nagyobbnak kell lennie, például, ha az árnyékoló anyagok között vízszintes rés van.

24.7.12.5. Árnyékolás magassága

Általános szabályként az árnyékolásnak csak a kész padlószint fölött 2.100 mm-ig kell terjednie, de mint már említettük, ez nem minden létesítmény esetében lesz így. A legjelentősebb kivétel a CT, ahol az adott árnyékolásnak a mennyezeti födémig kell terjednie.

24.7.13. Helyiség felmérése

A védelem felépítése után a helyiséget meg kell vizsgálni, hogy megbizonyosodjunk az árnyékolási előírásoknak megfelelő kivitelezéséről.

24.7.13.1. Szemlézés

Az árnyékolások terv szerinti kivitelezésének ellenőrzésére a legegyszerűbb módszer az építés során végzett szemlézés. Például, ha az árnyékolást egy fa- vagy acélváz egyik oldalán ólomfalazatból kell kialakítani, mint ahogyan az általában történik, az árnyékolást a másik oldal lefedése előtt lehet ellenőrizni. Ez gyors, és lehetővé teszi a problémák kezelését az építés során. Az átvezetések feletti kiegészítő árnyékolás is látható ekkor, és az ólomlemez vastagsága is mérhető. Érdemes fényképeket készíteni a későbbi tájékozódás céljából.

A helyek, ahol leggyakrabban probléma fordul elő:

(a) Átvezetések (áttörések);
(b) Ajtókeretek;
(c) Átfedés a fali árnyékolás és az ablakok között;
(d) Sarkok;
(e) Átfedés a fali árnyékoló lemezek között.

Ez a módszer, bár a legjobb, jó együttműködést és időzítést igényel az építő és a szemlét végző személy között. Minden árnyékolást telepíteni kell, de nem szabad, hogy más, nem árnyékoló építőanyagok takarják.

24.7.13.2. Áteresztés mérése

Ha a szemlézés nem végezhető el az építkezés befejeztéig, akkor a sugárzás áteresztésére méréseket kell végezni. Az áteresztés mérésével nehéz minden árnyékolást minden ponton ellenőrizni. A vizsgálatot végzőnek először a kritikus helyeket kell kiválasztania vizsgálatra, és szükség szerint továbbiakat kitűznie.

Az áteresztés mérése a következőkre használható:

(a) Az árnyékolási hibák kimutatása (kvalitatív) radioaktív izotóp vagy röntgenberendezés mint forrás használatával;
(b) A sugárzás áteresztésének (kvantitatív) mérése radioaktív izotóp vagy röntgenberendezés mint forrás használatával.

Az árnyékolási hibák felderítése Geiger-Müller számlálóval vagy szcintillációs detektorral történhet, amely a sugárzás szintjét hangjelzés segítségével jelzi. A legmegfelelőbb sugárforrás egy olyan radioizotóp, amelynek energiája hasonló a nagy csőfeszültségű diagnosztikai nyaláb átlagos energiájához. Az amerícium-241 (60 keV) használható erre a célra, de ez az izotóp nem mindig áll rendelkezésre, és a szállítása problémákat vethet fel. Más, nagyobb energiájú izotópokat is felhasználtak már, többek között a ^{99m}Tc-ot (140 keV) és a ^{137}Cs-ot (662 keV). Ha radioaktív forrást használnak, a vizsgálatot végzőnek tisztában kell lennie a biztonsági kérdésekkel, és olyan aktivitást kell választania, amely elég magas az áteresztés kimutatásához, de nem veszélyes szintű. A távvezérelt források előnyösek.

A röntgenberendezés, mint forrás használata nehézségekbe ütközhet. Bármilyen típusú röntgenfelvételi készülék esetében az expozíciós idők olyan rövidek, hogy az alapos felmérés szinte lehetetlen, hacsak nem végeznek sok expozíciót. Különbséget kell tenni az elsődleges és a másodlagos árnyékolások felmérése között is. Ha a helyiségben csak egy átvilágító egység található, akkor maga a berendezés, a sugárnyalábba helyezett szövetekvivalens szóróközeggel hasznos sugárforrás lehet. Mindkét esetben meglehetősen magas kV és mAs vagy mA értéket kell alkalmazni, hogy növeljük az árnyékolásban lévő hibák felderítésének esélyét. A röntgenfilm használata előnyös lehet, ha az árnyékoló anyagról feltételezhető, hogy nem egyenletes (mint például a beton zsaluzóelemek).

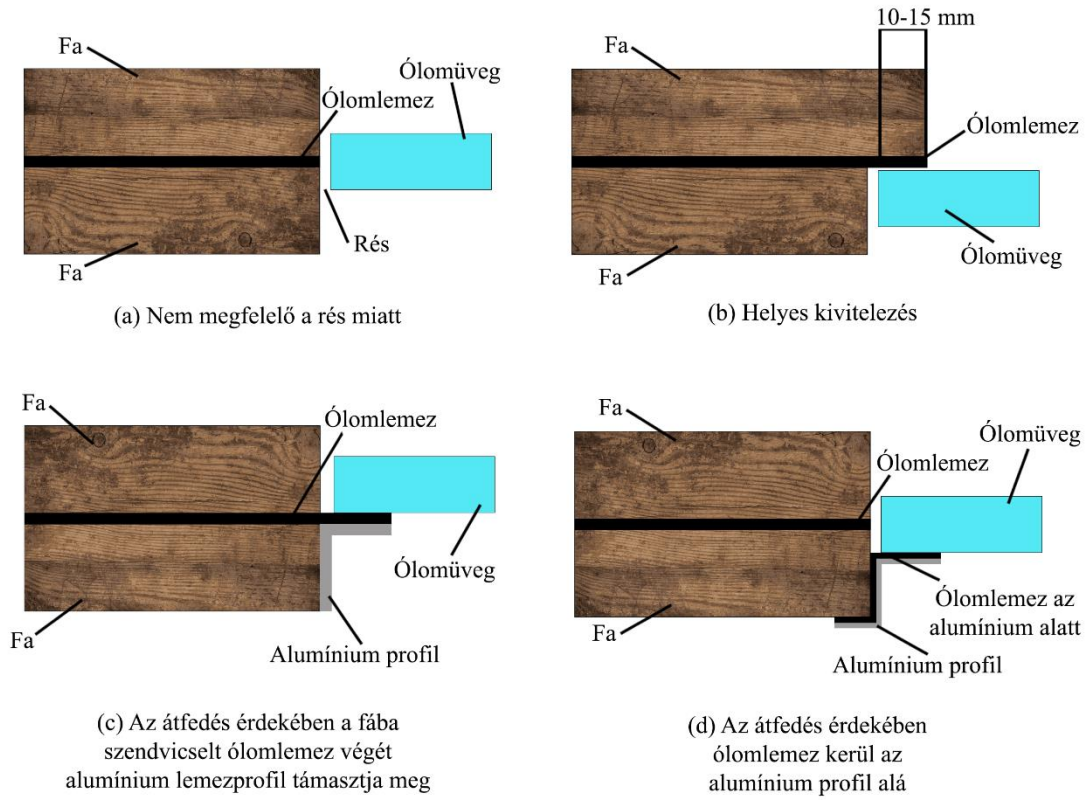
A kvantitatív áteresztés-vizsgálati módszerek a beeső és az áteresztett sugárzás intenzitásának mérését igénylik (adott esetben a reciproknégyzetes törvény korrekciójával), hogy lehetővé tegyék a védelem elnyelésének kiszámítását. A monoenergiás sugárzás esetében, mint például a ^{241}Am-é, az ólom vagy az ólomegyenérték jó becslését a közzétett transzmissziós adatok vagy a házon belüli kalibrációk segítségével lehet elvégezni. A ^{99m}Tc szintén használható az ólom vastagságának meghatározására. Ha azonban ólomegyenérték meghatározására használják, a felhasználónak tisztában kell lennie a 140 keV energiájú nuklid használatának buktatóival, mivel az ólom K-abszorpciós éle 88 keV-nál van.

Ezen túlmenően, és ugyanezen okból kifolyólag, mivel kizárólag 37 keV és körülbelül 80 keV közé esik az a fotonenergia-tartomány, amelyben a báriumnak nagyobb a gyengítése, mint az ólomnak, a ^{99m}Tc forrás nem számszerűsíti a báriumos vakolat által biztosított röntgensugár-árnyékolást. A falakon keresztüli áteresztés röntgenberendezéssel mérhető, általában 100 kV-on. Bár ez potenciálisan több időt vesz igénybe, mint a radioaktív forrással végzett módszer, az elemzés egyszerűbb lehet, ha a fal összetétele nem ismert. A méréseket mobil röntgenberendezéssel vagy – ha van – mennyezetre szerelt röntgencsővel lehet elvégezni.

Átfogó információ a [24.16, 24.17, 24.21] hivatkozásokban található.

24.7.13.3. Árnyékolási hibák javítása

Az árnyékolásban észlelt hibákat ki kell javítani. A legkönnyebben javítható hibák a hézagok. A 24.7. ábra példákat mutat be arra, hogy ezek hogyan fordulhatnak elő, és hogyan lehet őket kijavítani. További információ a [24.21] hivatkozásban.



24.7. ÁBRA. Példa az árnyékolás folytonosságára a faltól az ajtóig.

HIVATKOZÁSOK

[24.1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Elsevier (2008).

[24.2] UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, Report 2000, Vol. 1: Sources, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2000).

[24.3] UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, Report 2008, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2010).

[24.4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, Interim Edition, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3, IAEA, Vienna (2011).

[24.5] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X Rays, Safety Reports Series No. 39, IAEA, Vienna (2006).

[24.6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Publication 73, Pergamon Press, Oxford and New York (1996).

[24.7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection in Medicine, ICRP Publication 105, Elsevier (2008).

[24.8] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS- G-1.5, IAEA, Vienna (2002).

[24.9] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).

[24.10] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Pregnancy and Medical Radiation, ICRP Publication 84, Elsevier (2000).

[24.11] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiation and Your Patient: A Guide for Medical Practitioners, ICRP Supporting Guidance 2, Elsevier (2001).

[24.12] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Occupational Radiation Protection, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.1, IAEA, Vienna (1999).

[24.13] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.3, IAEA, Vienna (1999).

[24.14] McVEY, S., SANDISON, A., SUTTON, D.G., An assessment of lead eyewear in interventional radiology, J. Radiol. Prot. 33 (3) (2013) 647–659.

[24.15] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Stage Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs: Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context, ICRP Publication 118, Elsevier (2012).

[24.16] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities, NCRP Report 147, NCRP, Bethesda, MD (2004).

[24.17] SUTTON, D.G., MARTIN, C.J, WILLIAMS, J.R., PEET, D. J., Radiation Shielding for Diagnostic Radiology, 2nd edn, British Institute of Radiology, London (2012).
All materials are reproduced with permission of the British Institute of Radiology.
Minden felhasznált anyag a Brit Radiológiai Intézet engedélyével kerül közlésre.
https://bir.org.uk/

[24.18] MARTIN, C.J., et al., Derivation of factors for estimating the scatter of diagnostic X-rays from walls and ceiling slabs, J. Radiol. Prot. 32 (4) (2012) 373–396.
[24.19] WORRALL, M., McVEY, S., SUTTON, D.G., Proposals for revised factors in intra-oral radiography shielding calculations, J. Radiol. Prot. 32 (3) (2012) 243–249.
[24.20] ARCHER, B.R., THORNBY, J.I., BUSHONG, S.C., Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation, Health Phys. 44 (5) (1983) 507–517.
[24.21] OFFICE OF ENVIRONMENT AND HERITAGE, Radiation Guideline 7: Radiation Shielding Design, Assessment and Verification Requirements, State of NSW and Department of Evironment, Climate Change and Water, Sydney (2009), http://www.epa.nsw.gov.au/resources/radiation/09763ShieldingGuideline.pdf (accessed on 30 May 2014).
[24.22] DIRECTORATE GENERAL FOR ENERGY, Medical Radiation Exposure of the European Population Design, Part 1/2, Luxembourg (2014), https://energy.ec.europa.eu/system/files/2015-01/RP180_0.pdf (accessed on 30 May 2014).

Függelék

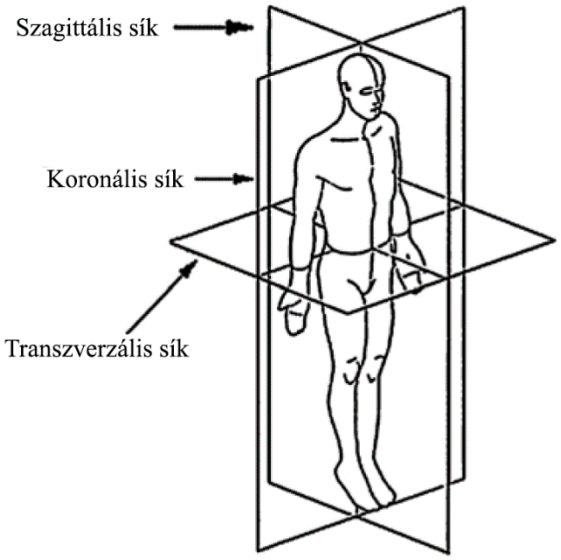
ANATÓMIAI NEVEZÉKTAN

A radiológiai vizsgálatokat hagyományosan a vetítés szerint írjuk le, a páciens pozíciója és a röntgennyaláb centrálása valamint iránya alapján a következő nevezéktan segítségével.

A.1. Anatómiai irányok és a test síkjai

A páciens posterior helyzete akkor látható, ha hátulról tekintünk rá, míg az anterior helyzete szemből figyelhető meg, illetve a laterális az oldalirányból megfigyelhető helyzete.

Három sík metszi a testet, mindegyik derékszögű a másik kettőre (A.1. ábra). A pácienst jobb és bal felekre osztja középen a mediánszagittális sík. A koronális sík derékszöget zár be a mediánszagittális síkkal és a testet elülső (anterior) és hátsó (posterior) részekre osztja.



A.1. ÁBRA. Anatómiai síkok

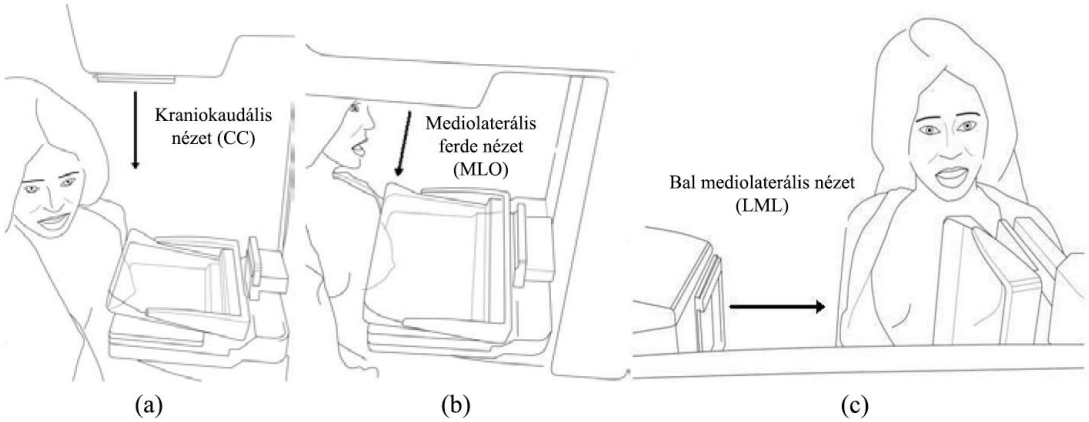
A.2. Radiográfiai vetítések nevezéktana

A radiográfiai vetítésekre a szabványos nevezéktannal hivatkoznak. Ezeket a központi sugárnyaláb irányultsága írja le a test anatómiai síkjainak viszonylatában az A.1. ábra szerint.

Például mellkas felvételezésekor a pácienst általában függőleges testhelyzetben (lehet álló vagy ülő) vizsgálják, a detektor felől anterior irányban. A központi nyaláb a test hátsó

oldalán lép be és az elülső oldalán lép ki (posterior-anterior kép). Ha a központi nyaláb a test egyik oldala felől lép be és a másik felé ki, akkor laterális vetítésnek nevezik. A mellkas jobb-laterális felvételezésekor a központi nyaláb a páciens bal oldala felől lép be és a jobb felén lép ki. Hasonlóan, a bal-laterális vetítéskor a röntgennyaláb a páciens jobb felén lép be és a bal felén lép ki.

A mammográfiás szűrés során az emlőt jellemzően felső nézetből (kraniokaudális irány) és rézsútosan vagy dőlt szögből felvételezik (oldalirányú mediolaterális), amint azt az A.2(a) és (b) ábrák bemutatják. Ehhez a vizsgálathoz további kiegészítő nézetekre lehet szükség, az adott kérdés szerint. E nézetek készülhetnek az egyes oldalak felől (lateromediális: az oldal felől a mellkas közepe felé, és mediolaterális: a mellkas közepétől oldalirányba), amint az A.2(c) ábra bemutatja.



A.2. ÁBRA. Mammográfiai nézetek: (a) kraniokaudális nézet, (b) dőlt vagy ferde mediolaterális nézet és (c) bal mediolaterális nézet

A további irányok leírásait az egyes specifikus alkalmazásokhoz az olvasó a hivatkozott irodalomban érheti el.

IRODALOMJEGYZÉK

STEWART WHITLEY, A., SLOANE, C., HOADLEY, G., MOORE, A.D., ALSOP, C.W., Clarke's Positioning in Radiography, 12th edn, Hodder Arnold, London (2005).

RÖVIDÍTÉSEK

aBMD	vetületi csontásvány-sűrűség (areal bone mineral density)
AC	váltakozó áram (alternating current)
ACR	Amerikai Radiológiai Kollégium (American College of Radiology)
AEC	automatikus expozíciószabályozás (automatic exposure control), vagy automatikus expozíciószabályozó
AFC	kötelező választásos (alternative forced choice)
AFROC	alternatív szabadválaszú vevő működési karakterisztika (alternative free response receiver operating characteristic)
AP	anterior-posterior
a-Se	amorf szelén
AUC	vevő működési jelleggörbe alatti terület (area under the receiver operating characteristic curve)
BEIR	Ionizáló Sugárzások Biológiai Hatásai (Biological Effects of Ionizing Radiation)
BIR	Brit Radiológiai Intézet (British Institute of Radiology)
BSS	Alapvető Biztonsági Szabványok (Basic Safety Standards)
CAD	számítógép-támogatású detektálás (computer aided detection)
CBCT	kúpsugaras komputertomográfia (cone beam computer tomography)
CCD	töltéscsatolt eszköz (charge coupled device)
CD	kompaktlemez; kumulatív dózis (compact disc; cumulative dose)
CDF	kontrasztcsökkenési tényező (contrast degradation factor)
CDRH	Radiológiai Eszköz- és Egészségfelügyeleti Központ (Center for Devices and Radiological Health)
CHESS	kémiailag szelektív szaturáció (chemically specific saturation)
CIF	kontrasztjavítási tényező (contrast improvement factor)
CNR	kontraszt-zaj arány (contrast to noise ratio)
CPE	töltöttrészecske-egyensúly(charged particle equilibrium)
CR	foszforlemezes radiográfia (computed radiography)
CSF	cerebrospinális folyadék (cerebrospinal fluid)
CT	komputertomográfia (computed tomography)
CTDI	komputertomográfiás dózisindex (computed tomography dose index)
CW	folytonos hullámú (continuous wave)
1D	egydimenziós (one dimensional)
2D	kétdimenziós (two dimensional)

3D	háromdimenziós (three dimensional)
DC	egyenáram (direct current)
DDREF	dózis és dózisteljesítmény hatásfok tényező (dose and dose rate effectiveness factor)
del	detektorelem (detector element)
DICOM	Digitális Képalkotás és Kommunikáció a Gyógyászatban (Digital Imaging and Communications in Medicine)
DICOS	Digitális Képalkotás és Kommunikáció a Biztonságtechnikában (Digital Imaging and Communications in Security)
DICONDE	Digitális Képalkotás és Kommunikáció a Roncsolásmentes Vizsgálatokban (Digital Imaging and Communications in Non-Destructive Evaluation)
DLP	dózis-hossz szorzat (dose-length product)
DNA	dezoxiribonukleinsav (deoxyribonucleic acid)
DQE	egyenértékű kvantumhatásfok (detective quantum efficiency)
DR	digitális radiográfia (digital radiography)
DRL	diagnosztikai irányadó szint (diagnostic reference level)
DSA	digitális szubtrakciós angiográfia (digital subtraction angiography)
DSB	kettős lánctörés (double strand break)
DXA	kettős energiájú röntgen csontsűrűségmérés (dual energy X ray absorptiometry)
EAR	többlet abszolút kockázat (excess absolute risk)
ECG	elektrokardiogram (electrocardiogram)
EHP	elektron-lyuk pár (electron-hole pair)
EM	várható érték minimalizálás (expectation minimization)
EPI	echó-planár képalkotás (echo planar imaging)
ERR	többlet relatív kockázat (excess relative risk)
ESD	belépőoldali bőrdózis; belépőfelszíni dózis (entrance surface dose)
ESF	élszórás függvény (edge spread function)
EU	Európai Unió (European Union)
FID	fókusz-kép távolság (focus to image distance); szabad indukciós lecsengés (free induction decay)
FLASH	kisszögű, gyorsfelvétel (fast low angle shot)
FN	fals negatív (false negative)
FNF	fals negatív hányad (false negative fraction)
FOV	látómező (field of view)

FP	fals pozitív (false positive)
FPF	fals pozitív hányad (false positive fraction)
FROC	szabadválaszú vevő működési karakterisztika (free response receiver operating characteristic)
FSD	fókusz-bőr távolság (focus to skin distance)
FT	Fourier-transzformált (Fourier transform)
FWHM	félértékszélesség (full width at half maximum)
GSDF	Szabványos szürkeskála-megjelenítési függvény (Greyscale Standard Display Function, DICOM)
GSF	Országos Környezet- és Egészségkutató Központ - Németország (National Research Centre for Environment and Health - Germany)
H&D	Hurter-Driffield (görbe) (Hurter and Driffield, curve)
HL7	Egészségszint 7 (Health Level 7)
HPA	Egészségvédelmi Ügynökség (Health Protection Agency)
HU	hőegység vagy Hounsfield-egység (heat unit or Hounsfield unit)
HVL	felezőréteg-vastagság (half value layer)
IAK	beeső levegőkerma (incident air kerma)
IAKR	beeső levegőkerma-teljesítmény (incident air kerma rate)
ICNIRP	Nemzetközi Nem-ionizáló Sugárvédelmi Bizottság (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection)
ICRP	Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (International Commission on Radiological Protection)
ICRU	Radiológiai Egységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága (International Commission on Radiation Units and Measurements)
IEC	Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság (International Electrotechnical Commission)
IHE	Egészségügyi Intézményi Integráció (Integrating the Healthcare Enterprise)
IOD	információs objektum leíró (information object definition)
IRP	intervenciós referencia pont (reference point)
ISL	reciproknégyzetes törvény (inverse square law)
ISO	Nemzetközi Szabványügyi Szervezet (International Standards Organisation)
JND	éppen érzékelhető különbség (just noticeable difference)
JPEG	Egyesült Fotográfus-szakértői Csoport (Joint Photographic Experts Group)

KAP	kerma-terület szorzat (kerma-area product)
kerma	anyagban felszabadított mozgási energia (kinetic energy released in matter)
KLP	kerma-hossz szorzat (kerma-length product)
LROC	lokalizációs vevő működési karakterisztika (location receiver operating characteristic)
LSF	vonalszórás függvény (line spread function)
LSI	linearitás és eltolási (idő) invariancia (linearity and shift invariance)
MDCT	többdetektorsoros CT (multidetector row computed tomography)
MGD	átlagos mirigydózis (mean glandular dose)
MI	mechanikai index (mechanical index)
MOSFET	fémoxid-félvezető térvezérlésű tranzisztor (metal oxide semiconductor field effect transistor)
MPEG	Mozgókép-szakértői Csoport (Moving Picture Experts Group)
MR	mágneses rezonancia (magnetic resonance)
MRI	mágneses rezonancia képalkotás (magnetic resonance imaging)
MSH	üzenet fejléc-szegmens (message header segment, HL7)
MTF	modulációs átviteli függvény (modulation transfer function)
NEQ	zajegyenértékű kvantum (noise equivalent quanta)
NHEJ	nem-homológ végegyesítés (non-homologous end joining)
NMR	magmágneses rezonancia (nuclear magnetic resonance)
NPS	zaj teljesítményspektrum (noise power spectrum)
NPV	negatív prediktív érték (negative predictive value)
NRPB	Nemzeti Sugárvédelmi Tanács (National Radiological Protection Board)
NTSC	Nemzeti Televízió-rendszer Bizottság (National Television System Committee)
OD	optikai denzitás (optical density), feketedés
OID	tárgy-kép távolság (object to image distance)
OPG	ortopantomográfia vagy (fogászati) panoráma (röntgen)felvételezés (orthopantomograph)
OSL	optikailag stimulált lumineszcencia (optically stimulated luminescence)
PA	posterior-anterior (vetület)
PACS	Képarchiváló és Kommunikációs Rendszer (Picture Archiving and Communications Systems)
PC	helyes válaszok aránya (proportion of correct answers)
PDI	Hordozható Képalkotási Adatok (Portable Data for Imaging, IHE)

PET	pozitronemissziós tomográfia (positron emission tomography)
PHS	impulzus-amplitúdó spektrum (pulse height spectrum)
PL	fotolumineszcencia (photoluminescence)
PMMA	polimetil-metakrilát (polymethylmethacrylate)
p-p	plán-parallel (parallel plate)
ppm	rész per millió (parts per million)
PPV	pozitív prediktív érték (positive predictive value)
PRF	impulzus ismétlődési frekvencia (pulse repetition frequency)
PSD	csúcs bőrdózis (peak skin dose)
PSDL	elsődleges etalon dozimetriai laboratórium (primary standards dosimetry laboratory)
PSF	pontszórás függvény (point spread function)
PSL	melléklebeny csúcsszint (peak side lobe level)
PZT	ólom-cirkonát-titanát ferroelektromos kerámia (ferroelectric ceramic lead zirconate titanate)
QA	minőségbiztosítás (quality assurance)
QC	minőségellenőrzés (quality control)
QDE	kvantumhatásfok vagy kvantumdetektálási hatásfok (quantum detection efficiency)
QMS	minőségirányítási rendszer (quality management system)
RF	rádiófrekvencia (radiofrequency)
ROC	vevő működési karakterisztika (receiver operating characteristic)
ROI	tárgyérdekű terület (region of interest)
RPO	sugárvédelmi megbízott (radiation protection officer)
RPP	sugárvédelmi program (radiation protection programme)
RR	relatív kockázat (relative risk)
SDNR	jelkülönbség-zaj arány (signal difference to noise ratio)
SF	szórt hányad (scatter fraction)
SKE	pontosan ismert jel (signal known exactly)
SNR	jel-zaj arány, jel-zaj viszony (signal to noise ratio)
SOP	szolgáltatás-objektum pár (service-object pair)
SPR	előnézeti röntgenfelvétel (scan projection radiograph); szórt-elsődleges hányad (scatter to primary ratio)
SSDL	másodlagos etalon dozimetriai laboratórium (secondary standards dosimetry laboratory)
STEAM	gerjesztett echó adatgyűjtő mód (stimulated echo acquisition mode)

STUK	Sugárvédelmi és Nukleáris Biztonsági Hatóság - Finnország (Radiation and Nuclear Safety Authority, Finland)
TE	echó idő (echo time)
TGC	időfüggő erősítés
TI	inverziós idő (inversion time); termikus index (thermal index)
TL	termolumineszcens (thermoluminescent)
TLD	termolumineszcens doziméter/dozimetria (thermoluminescent dosimeter/dosimetry)
TN	valós negatív (true negative)
TP	valós pozitív (true positive)
TPF	valós pozitív hányad (true positive fraction)
TR	ismétlési idő (repetition time)
UNSCEAR	Egyesült Nemzetek Tudományos Bizottsága az Atomsugárhatások Tanulmányozására (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation)
USB	univerzális soros busz (universal serial bus)
UV	ultraibolya (ultraviolet)
XRII	röntgenképerősítő (X ray image intensifier)

JELÖLÉSEK

Latin betűjel

a	terület
A	amper (az áramerősség SI egysége)
A	kor; apertúra függvény; atom tömegszáma;
A_Q	kvantumdetektálási hatásfok
A_r	atomtömeg
A_S	Swank-tényező
B	visszaszórási tényező; árnyékolás áteresztőképessége; széles nyalábú áteresztési tényező; térerősség; kép fényessége
$\boldsymbol{B}$	mágneses mező
c	dóziskonverziós tényező; elektromágneses hullámok sebessége – fénysebesség; hangsebesség
C	coulomb (a töltés SI egysége)
C	kontraszt; kontúr
$\langle C \rangle$	átlagos költség
$C_{a,100}$	CT kerma index
C_W	súlyozott CT kerma index
d	távolság, szélesség
d'	érzékelhetőség
d_{FID}	fókusz-képreceptor távolság
D	elnyelt dózis; denzitás; víz diffúziós együtthatója
D_{max}	maximális optikai denzitás
$D_{\mathbf{v}}$	egy függvény irány szerinti deriváltja **v** irányban
e	elektron töltése (= $1{,}602 \times 10^{-19}$ C)
E	effektív dózis; energia; energiafluens; retina megvilágítottsága
E_K	K-abszorpciós él
E_S	elektronhéj kötési energiája
f	frekvencia; függvény; rendszer bemenete
f_D	Doppler-frekvencia
f_N	Nyquist-frekvencia
F	koherens formatényező
g	töltött részecskéknek átadott energia azon átlagos hányada, amelyet fotonok visznek el, mikor a töltött részecskék ugyanazon közegben lassulnak le, mint amelyben felszabadultak; rendszer kimenete; erősítés; grádiens
g_I	sebességfüggvény
G	Gauss-szűrő; gradiens amplitúdó
h	Planck-állandó
$\hbar$	redukált Planck-állandó ($h/2\pi$)
H	átviteli függvény, rendszer válaszfüggvénye

$H^*(d)$	környezeti dózisegyenérték
$H^*(d,\Omega)$	irány szerinti dózisegyenérték
$H_p(d)$	személyi dózisegyenérték
I	áramerősség; intenzitás; átlagos gerjesztési energia
$\mathbf{I}$	magspin
J	Joule (energia SI egysége)
k	Boltzmann-állandó; Coulomb-törvényből származó arányossági tényező; jel-zaj arány
k	hullámszám
K	kerma
K_i	beeső levegőkerma
$\dot{K}_i$	beeső levegőkerma-teljesítmény
K_{scat}	szórt levegőkerma
K_{sec}	másodlagos kerma
kVp	csúcsfeszültség
l	mellékkvantumszám
L	apertúrahossz; fénysűrűség
L_Δ	lineális energiaátadás
m	mágneses kvantumszám; nagyítás; tömeg; zaj
m_0	nyugalmi tömeg
M	atomtömeg; kicsinyítés; nyomaték
n	bitmélység; (darab)szám; főkvantumszám; törésmutató
$\mathbf{n}$	zaj
n_i	kiindulási főkvantumszám
n_f	végső főkvantumszám
N	neutronok száma az atomban; szám
$\vec{N}$	C kontúr egységnyi normálvektora
N_A	Avogadro-szám
N_a	kölcsönhatási centrumok (atomok) száma egységnyi térfogatban
N_{am}	atomok száma egységnyi tömegben
N_K	dózismérő kalibrációs tényezője
N_0	röntgenkvantumok száma
p	projekció; fényáram-foton konverziós tényező
$\boldsymbol{p}$	lendület
P	teljesítmény; névleges teljesítmény; nyomás; céldózis; hullámamplitúdó
P_{It}	áramerősség-expozíciós idő szorzat
P_{KA}	levegőkerma-terület szorzat
P_{KL}	levegőkerma-hossz szorzat
Q	töltésmennyiség; hőkapacitás; minőség; mennyiség
r	rácsarány
r_0	klasszikus elektronsugár
R	sugárzási energia; reflexiós tényező; relaxációs sebesség; feszültség-hullámosság

R_S	lágyszövet aránya
s	jel; spinkvantumszám
S	inkoherens szórásfüggvény; szórási tényező; érzékenység; jel; fékezőképesség; túlélés
S_{ion}	ionizációs fajlagos fékezőképesség
Sv	Sievert (az egyenértékdózis és az effektív dózis egysége)
t	idő; expozíciós idő; vastagság
t_e	expozíciós idő
T	tesla (a mágneses fluxussűrűség SI egysége)
T	mozgási energia; modulációs átviteli függvény; tartózkodás; hőmérséklet; vastagság; küszöb(érték); idő; áteresztés; áteresztési tényező
$<T>$	a másodlagos elektronokká alakított energia várható értéke
$T_{½}$	felezési idő
T_1	spin-rács relaxációs időállandó
u	térbeli frekvencia
U	csőfeszültség; életlenség; mező; használati tényező
U_A	az anódba csapódó elektronok mozgási energiája
$\|v\|$	visszaverő sebessége
v	sebesség
V	térfogat
w	súlytényező
w_i	i-edik elem tömeg szerinti hányada
W	munkaterhelés
$\bar{W}_{air}$	egy ionpár keltésére fordítandó átlagos energia száraz levegőben
x	lendületátadás, vastagság
X	expozíció
X_F	fókuszméret
Z	akusztikus impedancia; rendszám; magtöltés

Görög betűjel

α	(alsó indexben) a szomszédos elektronhéjak közötti átmenetből adódó sugárzás jelölésére szolgál; frekvenciafüggő amplitúdógyengítési együttható
$A(\xi)$	apertúrafüggvény
β	(alsó indexben) a nem szomszédos elektronhéjak közötti átmenetből adódó sugárzás jelölésére szolgál;
γ	film gamma; giromágneses arány
Γ	szürkeskála-karakterisztika
δ	sűrűségkorrekciós kifejezés
Δ	energia
ε_{tr}	átadott energia
$\bar{\varepsilon}_T$	szövetnek átadott energia
η	ortogonális dimenzió; kvantumdetektálási hatásfok
θ	szög; azimut-szög; vetítési szög
θ_D	Doppler-szög
θ_E	Ernst-szög
Θ	szög
λ	döntési változó; hullámhossz
κ	kompresszibilitás; C kontúr görbülete
μ	lineáris sugárgyengítési együttható ($N_a\sigma$); egyezményes atomi tömegegység
$\boldsymbol{\mu}$	mágneses momentumot
μ_0	elektron nyugalmi tömege
ν	frekvencia; foton frekvenciája
ξ	felületi sűrűség; oldalirányú dimenzió az apertúrasíkban
ρ	sűrűség
ρ_0	közeg nyugalmi sűrűsége

σ	hatáskeresztmetszet; szórás
σ_{Th}	Thomson-szórás hatáskeresztmetszete
σ^2	variancia
τ	foton kölcsönhatásának hatáskeresztmetszete
Φ	fotonok száma; fluens
Φ_0	neuronzaj
Φ_{ph}	fotonzaj
Ψ	energiafluens
ω	fluoreszcens hozam; frekvencia; szögsebesség; rezonancia frekvencia
$\|\omega\|$	rámpaszűrő
ω_o	Larmor-frekvencia
Ω	térszög

A VÁZLAT ELKÉSZÍTÉSÉHEZ HOZZÁJÁRULTAK

Contributors to the original, IAEA Edition

Alm Carlsson, G.	Linköpings University, Sweden
Båth, M.	Sahlgrenska University Hospital, Sweden
Bradley, D.	University of Surrey, United Kingdom
Castellano, I.	The Royal Marsden Hospital, United Kingdom
Christofides, S.	New Nicosia General Hospital, Cyprus
Clunie, D.	CoreLab Partners, United States of America
Collins, L.T.	Westmead Hospital, Australia
Cunningham, J.R.	Camrose, Canada
Dance, D.R.	Royal Surrey County Hospital, United Kingdom
Dawson, P.	International Society of Radiology, United Kingdom
Delis, H.	International Atomic Energy Agency
Faulkner, K.	North East Strategic Health Authority, United Kingdom
Geleijns, J.	Leiden University Medical Centre, Netherlands
Gray, J.E.	Chicago, United States of America
Hendry, J.H.	Arlington, United Kingdom
Hiles, P.A	Glan Clwyd Hospital, United Kingdom
Hourdakis, J.C.	Greek Atomic Energy Commission, Greece
Järvinen, H.	Radiation and Nuclear Safety Authority, Finland
Kesner, A.	International Atomic Energy Agency
Kremkau, F.W.	Wake Forest University, United States of America
Kyle Jones, K.A.	University of Texas MD Anderson Cancer Center, United States of America
Lacefield, J.C.	University of Western Ontario, Canada

Le Heron, J.	International Atomic Energy Agency
Leach, M.O.	The Institute of Cancer Research and The Royal Marsden Hospital, United Kingdom
Maidment, A.D.A.	University of Pennsylvania, United States of America
McLean, I.D.	International Atomic Energy Agency
Neitzel, U.	Philips Healthcare, Germany
Ng, K.-H.	University of Malaya, Malaysia
Nowotny, R.	Medical University of Vienna, Austria
Plewes, D.	University of Toronto, Canada
Poletti, J.L.	UNITEC Institute of Technology, New Zealand
Reiser, I.	University of Chicago, United States of America
Rowlands, J.A.	Thunder Bay Regional Research Institute, Canada
Sandborg, M.	Linköping University, Sweden
Shepherd, J.A.	University of California at San Francisco, United States of America
Soong, H.K.	Hospital of The University of Pennsylvania, United States of America
Sutton, D.	Ninewells Hospital, United Kingdom
Wondergem, J.	International Atomic Energy Agency
Yaffe, M.J.	University of Toronto, Canada
Yoshimura, E.M.	Universidade de São Paulo, Brazil
Yushkevich, P.A.	University of Pennsylvania, United States of America

UTÓSZÓ A MAGYAR KIADÁSHOZ

A röntgencsövek működése, illetve az ezekkel keltett sugárzások, dozimetriájuk fizikai alapjai lényegében nem változtak az elmúlt évtizedek során, azonban az ezekkel végzett vizsgálatok révén lehetővé vált az emberi anatómia még pontosabb ábrázolása és az élettani folyamatok megítélése a lehető legkényelmesebb módon. Ez köszönhető a digitális technika gyors térnyerésének, a képalkotás és képtárolás leegyszerűsítésének, valamint az újabb képalkotó modalitások szélesebb körű elterjedésének. Ugrásszerűen fejlődtek a tomográfiás képalkotók (CT, MRI), illetve jelentős lépések történtek a szabványosításban. Szinte minden egészségügyi intézményben találni „röntgent", használatuk általánossá vált, de ezekkel egyidejűleg komplexebbé váltak az orvosi képalkotó eszközeink a színfalak mögött.

A gyógyászatban e komplexitásnak azonban ára van, mind financiális, mind társadalmi és szociális értelemben. Amint ismeretes, az ionizáló sugárzások alkalmazása kockázatokkal jár. A kényelmes hozzáférhetőség és az egyszerű munkafolyamatok miatt a népességi átlag tekintetében évről-évre növekszik az egy főre eső sugárterhelés, világszinten is és hazánkban. A komplexitás másik hozadéka, hogy egy-egy képalkotó berendezés, néha póriasan csak „nagyberendezés", meglehetősen nagy áron kerül kereskedelmi forgalomba. A társadalom, az egészségügyi szolgáltató és a páciens érdeke egyaránt, hogy ezeket az eszközöket a lehető legjobban használják ki. Ez magában foglalja, hogy csak indokolt esetben és csak az ésszerűen elérhető legalacsonyabb sugárterhelés árán szerezzék meg a segítségükkel a szükségesnek ítélt diagnosztikai információkat.

Mára bebizonyosodott, hogy a sugárterápián és a nukleáris medicinán túlmenően a diagnosztikai radiológia szakterületén is elengedhetetlen, hogy felkészült és naprakész ismeretekkel rendelkező orvosi fizikusok működjenek közre a radiológiákon napi szinten. Ez az Európai Unió tagállamai által egy egyértelműen azonosított és az irányelvi követelményekben is világosan megjelenő követelmény. Kizárólag az orvosi fizikusok azok, akik a fentebb ismertetett célok elérésében közreműködhetnek. Bár jogszabályi követelmény létezik erre, de Magyarországon nincs hagyománya annak, hogy orvosi fizikust foglalkoztassanak a radiológiai osztályokon („*Mit keres a fizikus a kórházban, ha nem beteg?*"). Ezt a helyzetet megoldhatná regionális orvosi fizikus csoportok, team-ek létrehozása.

E kézikönyv fordítását többféle szándékkal kezdeményeztük az imént említett anomália felszámolása érdekében. Egyfelől szükség volt egy, a korszerű ismereteket magába foglaló kézikönyvre, amelyet rokon szakterületeken haszonnal forgathatnak azok az orvosi fizikusok, akik megismerkednének a diagnosztikai radiológia

sajátságaival. Másfelől az e könyv megírásakor és a magyar nyelvű változat kiadásakor is egyedülálló orvosi fizikus mesterképzés hallgatói, de később egyéb egyetemek hallgatói is elsajátíthatják mindazokat az ismereteket, amelyekkel elősegíthetik későbbi pályájuk során a radiológiai eszközök jobb, ésszerűbb kihasználását, támogathatják a személyzetet a sugárvédelem magasabb színvonalú megvalósítása iránti törekvéseikben és elősegíthetik, hogy a páciensek és maga a személyzet is valóban csak a legszükségesebb mértékű sugárterhelést szenvedje el. Így fejlődhet a tudatosság és a biztonsági kultúra, melyek nélkülözhetetlen kellékei a modern egészségügyi ellátásnak. Az orvosi fizikus szerepe itt nem áll meg, ugyanis a tudás átadása, a folytonos oktatás és továbbképzés, az élethosszig tartó tanulás kiemelt jelentőségű annak érdekében, hogy a valaha megszerzett korszerű ismeretek azok is maradjanak és ne csak öncélúan rendelkezzenek azokkal birtoklói.

A kézikönyv másik célkitűzése még kissé homályos volt a fordítási munka megkezdésekor, de az előzetes várakozásokat meghaladó vállalásnak bizonyult. Ez nem más, mint az egységes magyar nyelvű műszaki és fizikai szakkifejezések alkalmazása és olykor újabbak bevezetése volt, ami – az eddig szétforgácsolt, egymástól független tanműhelyekben dolgozók saját szokásai és gyakorlata, szóhasználata és ismeretei miatt – olykor nehézkesnek bizonyult. A kézikönyv ezzel is hozzájárulhat ahhoz, hogy az országban működő orvosi fizikusok gyakrabban, egyszerűbben kezdeményezhessenek együttműködést és közös nevezőt alakíthassanak ki. Bár e kézikönyv eredetije is tízéves, a könyvben közölt alapelvek és a szemlélet miatt még a mai napig is nemzetközileg elfogadott (a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség leggyakrabban letöltött kiadványa), így ajánlható hazánkban is a szakmai ismereteket megalapozó szakkönyvként.

Mindezeken kívül természetesen annak a jelenleg maroknyi szakembernek is hasznos e szakkönyv, akik már a klinikai rutinban, a diagnosztikai radiológia területén, mint gyakorló orvosi fizikusok veszik elő és néznek utána egy-egy szakkérdésnek vagy éppen csak kedvtelésből, ismereteik frissítésére forgatják.

Köszönet illeti a Nemzetközi Atomenergia Ügynökséget e munka támogatásáért, mivel a HUN6004 műszaki együttműködési projekt keretében támogatta és segített tető alá hozni e kiadvány magyar nyelvű fordítását.

Elek Richárd
szerkesztő

E kézikönyv nem jöhetett volna létre a fordítók és lektorok fáradhatatlan munkája és közreműködése nélkül.

Dr. Balkay László	Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar, Orvosi Képalkotó Intézet, Nukleáris Medicina Tanszék
Elek Richárd	Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ
Hegyesi Szilvia	Országos Onkológiai Intézet
Kiss János	Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar, Orvosi Képalkotó Intézet, Radiológia Tanszék
Kolozsi Zoltán	Békés Vármegyei Központi Kórház
Dr. Major Tibor	Országos Onkológiai Intézet
Mihályi Dávid	Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ
Dr. Persa Eszter	Magyar Honvédség Egészségügyi Központ, Járványügyi és Tudományos Kutató Intézet, Sugárbiológiai Labor
Dr. Porubszky Tamás	Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ
Simon Mihály	Debreceni Egyetem, Klinikai Központ, Onkoradiológiai Klinika
Dr. Trón Lajos	Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar, Orvosi Képalkotó Intézet, Nukleáris Medicina Tanszék

E kiadvány áttekintést nyújt a diagnosztikai radiológia fizikájával kapcsolatos szakismeretekről. Célja, hogy az orvosi fizikusok oktatásának alapjául szolgáljon a diagnosztikai radiológia területén. E kézikönyv 12 országból származó 41 szerző munkásságát foglalja össze, szakismeretek széles skáláját felölelve, köztük a sugárfizikát, dozimetriát és műszertechnikát, képminőséget és képérzékelést, a képalkotó modalitásokkal összefüggő témákat, a digitális technika újabb vívmányait, valamint a sugárbiológiát és sugárvédelmet. A kézikönyv nem helyettesíti a diagnosztikai radiológia fizikájának különböző kérdéseivel foglalkozó, nagy számosságú szakkönyvet, amelyek alaposabb megismerése szükséges az itt tárgyalt témák mélyebb elsajátítására. Várhatóan e kézikönyv sikeresen kitölti a képalkotó orvosi sugárfizika oktatása területén meglévő űrt, így ma egyedüliként, egyetlen kötetben foglalja magába az ismeretek legszélesebb körét. E kézikönyv megjelenését több nemzetközi szakmai társaság támogatta és értékesnek bizonyulhat azoknak, akik orvosi fizikusként, radiológusként vagy radiográfusként kívánják elismertetni magukat.

International Atomic Energy Agency
Vienna
Nemzetközi Atomenergia Ügynökség
Bécs