

# Az orvosi képzés fizikája



# Az orvosi képzés fizikája

az Orvosi Laboratóriumi és Képzési  
Diagnosztikai Analitikus alapszak hallgatói részére

**Szerkesztő:**  
Prof. Bogner Péter



**ÚJ SZÉCHENYI TERV**

Medicina Könyvkiadó Zrt. ■ Budapest, 2014

A kiadvány a következő program keretében jelent meg:

TÁMOP-4.1.2.A/1-11/1-2011-0106

© Bogner Péter 2014  
© Szerzők 2014

**Lektor:**  
Prof. Berényi Ervin

**Szerzők:**  
Bogner Péter  
Walter Norbert  
Barta Miklós  
Vandulek Csaba  
Harkányi Zoltán  
Morvay Zita  
Bódi Péter  
Somosi Gábor  
Kovács Árpád  
Emri Miklós  
Mikecz Pál  
Trón Lajos  
Balkay László

ISBN 978 963 226 450 9

#### A tananyag létrehozásában résztvevő intézetek

Pécsi Tudományegyetem Egészségügyi Kar Kaposvári Képzési Központ  
Diagnosztikai Képzési Tanszék

Kaposvári Egyetem Egészségügyi Centrum Onkoradiológiai Intézet

Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar Humán Anatómiai Intézet

A jegyzetben szereplő CT-, illetve MR-felvételek, képek a Kaposvári Egyetem Egészségügyi  
Centrum Diagnosztikai Intézetében készültek,  
azok felhasználására az Intézet engedélyével anonimizált módon került sor.

Felelős szerkesztő: Valovics Andrea  
Borítóterv: Bede Tamásné

Az ábrákat rajzolta: Olgyai Gézánné

Az animációkat készítette: Walter Norbert, Biczó Kristóf

Műszaki szerkesztő: Nász András

Azonossági szám: 3694

## Tartalomjegyzék

Bevezetés.....	5
1. fejezet Energia és sugárzás .....	6
2. fejezet Sugárzással kapcsolatos mennyiségek és mértékegységek.....	21
3. fejezet A röntgencső.....	35
4. fejezet A röntgensugárzás keletkezése .....	52
5. fejezet A röntgensugár és az anyag kölcsönhatása.....	60
6. fejezet A röntgencső vezérlése .....	72
7. fejezet A röntgencső hűtése és fűtése .....	86
8. fejezet Sugárpenetráció.....	97
9. fejezet A röntgenkép keletkezése.....	108
10. fejezet Szórt sugárzás.....	117
11. fejezet Fotográfiai képtulajdonságok.....	135
12. fejezet Geometriai képtulajdonságok.....	161
13. fejezet Fluoroszkópia .....	182
14. fejezet Monitorok.....	198
15. fejezet A mammográfia technikai vonatkozásai.....	217
16. fejezet Mobil radiográfia.....	241
17. fejezet Az angiográfiás készülék technikai sajátosságai.....	248
18. fejezet Ultrahanghullámok.....	260
19. fejezet Doppler-effektus.....	275
20. fejezet Ultrahang-képalkotás.....	283
21. fejezet Fejlesztések az ultrahang-képalkotásban .....	311
22. fejezet Izotóp képalkotás .....	324
23. fejezet Izotóp képminőség .....	342
24. fejezet A lézer .....	354
25. fejezet A kép jellemzői és minősége.....	360
26. fejezet CT-képalkotás.....	372
27. fejezet A mag-mágneses rezonancia (NMR) fizikai alapjai .....	399
28. fejezet MR-képalkotás .....	423
29. fejezet SPECT .....	500
30. fejezet PET .....	510
31. fejezet Kontrasztanyagok.....	534
32. fejezet Képalkotás a sugárterápiában .....	576
Irodalomjegyzék.....	589
Tesztkérdések.....	591
Tárgymutató.....	668

## Bevezetés

A fejlett nyugati országokban két párhuzamos jelenség figyelhető meg: az egészségügyi kiadások és a képalkotó diagnosztikára költött összegek folyamatosan emelkednek. Ennek több oka is van, de bizonyosan jelenti a diagnosztika szerepének megerősödését, csak úgy, mint a képalkotó technológiák bővülését (és drágulását). A képalkotó módszerek tehát napjainkban is fejlődnek és egyre több komplexebb rendszerré válnak, mely magában foglalja a digitalizációt és a széles körű képkommunikációt is. Immár évtizedes tapasztalat, hogy a diagnosztikai képalkotás érdemi változásokat hozott a gyógyítás folyamatában is, protokollok változtak meg, bizonyos beavatkozások pedig szükségtelessé váltak. Ugyancsak fontos eredmény, hogy a modern képalkotó diagnosztika a klinikai tünetekkel együttesen definiálja a kórismét, azaz diagnosztikai kritériummá vált. A képalkotó módszerek által vezérelt beavatkozások pedig a nem vagy kevésbé invazív terápiák alapját képezik számos klinikai szakmában, nem csak a radiológiában.

Bármely orvosi képalkotó módszer alkalmazása, valamint az azokkal készült képek megítélése csak akkor hatékony, ha a felhasználó tisztában van a képalkotó folyamat fizikai alapjaival és technikai tulajdonságaival. A különböző anatómiai struktúrák és patológiai eltérések megjelenítése nem csak az alkalmazott képalkotó módszertől, hanem annak beállítási paramétereitől is nagymértékben függ. Egy adott elváltozás megjelenése, valamint a képalkotó folyamat részletei között meglehetősen összetett kapcsolat áll fenn, mely gyakran a képminőség rovására menő kompromisszumokat tartalmaz.

Az orvosi képalkotás egy másik jelentős aspektusa, hogy minden esetben az emberi szervezetbe a képalkotó folyamatok során energia kerül. A szervezetbe került energia sokszor nem közömbös tényező, hanem a szöveteket károsíthatja. Ugyanakkor a bevitt energia és a képminőség ugyancsak összefügg, ezért a képalkotó folyamat optimalizálása során e két szempontnak egyensúlyba kell kerülnie.

Az orvosi képalkotás fizikája tananyag célja, hogy a hallgatóval megismertesse az orvosi képalkotás különböző formáinak folyamatát, fizikai hátterét és technikai részleteit. A könyv összeállítása során a szerzők a legelterjedtebb, korszerű és nemzetközi szinten elfogadott szakirodalmat használták fel. Ugyanakkor a szerzők igyekeztek integrálni a hazai szaknyelvi kifejezéseket és megfogalmazásokat, de lehetséges, hogy vannak olyan új fogalmak és elnevezések, melyeket korábban a magyar diagnosztikai képalkotó szakmában még nem alkalmaztak.

Az orvosi képalkotás manapság csak csapatmunkában valósulhat meg, ahol együtt dolgozik a radiológus orvos, a radiográfus, a mérnök és jó esetben az orvosi fizikus. Ezek a szakemberek csak együtt képesek olyan teljesítményre, mely külön-külön nem valósulhatna meg és hitünk szerint az orvosi képalkotás fizikája az a közös nyelv, mely a fent említett szakembereket összeköti. Az orvosi képalkotás fizikája tananyag célja, hogy ennek a „nyelvnek” a megtanulásához szilárd alapokat adjon.

Pécs, 2013. január 10.

Prof. Bogner Péter  
egyetemi adjunktus

## 1. fejezet

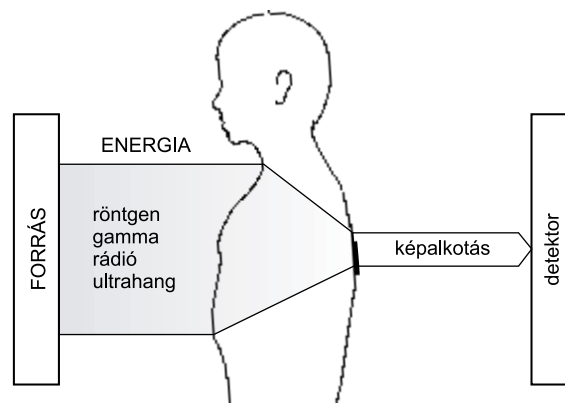
## Energia és sugárzás

Bogner Péter, Walter Róbert

Az univerzum fizikai értelemben két összetevőből áll: anyagból és energiából. A legtöbb fizikai folyamatban állandó kölcsönhatás és kicserélődés áll fenn a kettő között; ez alól az orvosi képalkotás sem kivétel. Minden képalkotó módszer esetén a képek az energia és a szövetek (anyag) közti kölcsönhatásból keletkeznek. Az energiának különböző fajtáit alkalmazzák a diagnosztikai képalkotásban, melyek kölcsönhatása más és más, részben ez az oka a különböző módszerek közti különbségnek.

Az emberi test belső struktúráról úgy készíthetünk képeket, hogy egy energiaforrásból energiát viszünk magába az emberi testbe, majd a testből egy megfelelő receptorra. Bár az energiafajták különbözőek lehetnek, néhány jellemzőt azonosnak tekinthetünk a képalkotás szempontjából. Az energia bevitele történhet kívülről (transzmissziós képalkotás), de a képalkotó energiát a szervezetbe is juttathatjuk (emissziós képalkotás).

Az alapvető követelmény az, hogy a képalkotás során használt energia az emberi testen áthatoljon. A mindennapi életben a látható fény az elsődleges energiafajta, mely képi információt közvetít, ugyanakkor a fény nem tud áthatolni az emberi testen, ezért más típusú energiafajtákat kell a diagnosztikai képalkotás során használnunk.



1.1. ábra A diagnosztikai képalkotás elve

Egy másik alapvető jellemzője a „képalkotó” energiának, hogy az emberi test belső struktúráival kölcsönhatásba kell lépni olyan módon, hogy az hozzájáruljon a diagnosztikus kép kialakításához. Egy közös jellemzője az összes képalkotó módszernek, hogy a használt energia nagy része a szövetekben elnyelődik. Az elnyelődött energia az emberi szövetekben átalakul egy másik energiafajtvá, például hő- és kémiai energiává. Az ilyen módon elnyelődött energia nemkívánatos biológiai hatásokkal bírhat, melyet a képalkotó vizsgálat elvégzése előtt mérlegelni kell (1.1. ábra).

A diagnosztikai képalkotásban használt energiákat két nagy csoportba oszthatjuk:

1. azon energiafajták, melyek léte anyaghoz kötött;
2. azon energiafajták, melyek léte nem anyaghoz kötött.

Az utóbbi energiafajta létezéséhez bár nem kell anyag, ezek az energiák is anyagban keletkeznek és az energiát az egyik anyagból a másikba szállítják. Ez az energiafajta a sugárzás, mely az ultrahang kivétel minden egyéb képalkotó vizsgálatnak az alapja.

Az anyag- és energiamegmaradás törvénye az orvosi képalkotásban is érvényes, és ahogy korábban említettük, az energiaformák egymásba átalakulnak a képalkotó vizsgálat során.

A különböző energiafajtákkal és technológiával készülő képalkotó készülékeket/módszereket modalitásoknak hívjuk, melyek sajátos helyet foglalnak el a diagnosztikában. Főbb típusaik a következők:

- radiográfia – statikus rtg-képalkotás,
- fluoroszkópia – dinamikus rtg-képalkotás,
- mammográfia – az emlők rtg-vizsgálata,
- computer tomográfia – rtg keresztmetszeti képalkotás,
- nukleáris medicina planáris képalkotás – gamma kamera,
- nukleáris medicina keresztmetszeti képalkotás:
  - SPECT (single photon computer tomography),
  - PET (positron emission tomography);
- mágneses rezonancia képalkotás – MRI (magnetic resonance imaging),
- ultrahang-képalkotás.

## Sugárzás

Az alábbiakban a sugárzások általános felosztását ismertetjük. A sugárzás az energiát szállító azon formája, amely során az energia a sugárforrástól a másik testig jut, ahol az energia elnyelődik. Sugárforrások általában olyan anyagok és eszközök, melyek az energia valamilyen formáját sugárzássá alakítják. Néhány esetben az energiát az adott objektum tárolhatja is mielőtt az energiasugárzássá alakul (például Nap, radioaktív anyagok), más esetekben a sugárforrás nem több mint egy energiaátalakító, és az energiának másik formáját kell alkalmazni ahhoz, hogy sugárzást

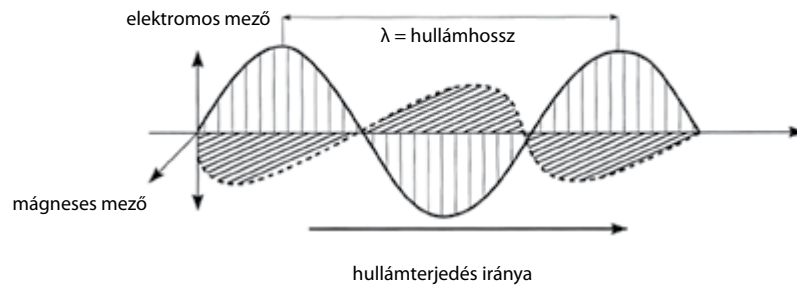


gerjesszünk (röntgen-, rádiócső). A sugárzás legtöbb formája egy bizonyos mennyiségű anyagon képes áthaladni, mégis a legtöbb esetben a sugárzási energia az anyagban abszorbeálódik és más energiaformává alakul át.

## Elektromágneses sugárzás

Az elektromágneses sugárzás kettős természetű, tehát leírható hullámként, de részecskeszerű viselkedést is mutathat. A diagnosztikában használatos energiák esetében a sugárzást kényelmesebb részecskék terjedéseként felfogni. Így a jelenségek tárgyalása és szemléltetése is egyszerűbb és kézzelfoghatóbb. Hasonlóan helyes lenne az anyag és energia hullámterjedésével tárgyalni a jelenségeket, ez azonban összetettebb matematikai eszközrendszert igényelne. A továbbiakban tehát részecskék terjedését tárgyaljuk.

A sugárzásnak két általános formáját különböztetjük meg: az egyiknél az energia kis egységeinek (fotonok), a másik sugárzási típus esetén pedig az elektromos és mágneses terek egymásra merőleges térben nagy sebességgel való terjedéséről van szó (1.2. ábra).



1.2. ábra Az elektromágneses sugárzás komponensei

A fotonok energiakvantumoknak felelnek meg, melyek anyagot nem tartalmaznak.<sup>1</sup> Ezt a sugárzást elektromágneses sugárzásnak hívjuk, mely nagy energiatarományt ölel fel, úgymint rádióhullámokat, fényt, röntgensugárzást, gammasugárzást.

<sup>1</sup> Habár anyagot nem tartalmaznak ezek a csomagok, tömegük mégsem nulla. Mivel rendelkeznek impulzussal – lendülettel – (gondoljunk csak a fénynyomásra) és sebességük nem végtelen (fénysebesség), ezért tömegük nullától különböző véges mennyiség. Azonban e részecskék nyugalmi tömege nulla, amely annyit jelent, hogy az a foton, amelynek sebessége nullához közelít, annak a tömege is nullához közelít.

## Részecskesugárzás

A részecskesugárzás energiája a részecske mozgásából (és tömegéből) ered. Részecskesugárzás elsősorban radioaktív anyagokból, a világűrben vagy részecskegyorsító berendezésekből származhat (lineáris gyorsító, betatron, ciklotron). A részecskesugárzás az elektromágneses sugárzástól abban különbözik, hogy a részecske anyagot tartalmaz, melynek nyugalmi tömege nem zérus. A klinikai orvostudományban leggyakrabban nagy sebességű elektronsugárzással találkozunk. A részecskesugárzást diagnosztikai képzés céljából nem alkalmazzák, mivel ennek a sugárzásnak kicsi a szöveteken való áthatoló képessége, illetve nemkívánatos hatással van az élő szövetekre. A röntgensugárzás és anyag kölcsönhatásakor például az energiát a röntgenfoton az elektronnak adja át, mely az anyagon belül elektronsugárzást indukál (szekunder részecskesugárzás), melynek biológiai hatása nem elhanyagolható.

## Energia-mértékegységek és -mennyiségek

Az energia mérésére különböző mértékegységeket használnak meglehetősen nagy tartományt lefedve. A következőkben azon mértékegységeket ismertetjük, melyeket a diagnosztikai képzésben használunk. Az energia-mértékegységek közötti alapvető különbség a jelölt energiámmennyiségben, ill. az energia nagyságrendjében van.

**Joule (J).** A J (Joule) az SI mértékegység rendszer alapvető energiaegysége. (SI = Le' Systeme International d'Unités.)

$$1 \text{ J} = 1 \text{ N m},$$

azaz: 1 J az az energia, amennyi 1N erő 1m úton való munkavégzéséhez szükséges. A radiológiában előforduló energiák tartományában 1 J igen nagy szám. Az energiát a teljesítménnyel is kifejezhetjük.  $1 \text{ J} = 1 \text{ W s}$ , azaz 1 J megfelel egy watt szekundumnak. Egy 100 wattos izzó másodpercenként 100 J energiát ad le. Általánosságban azt mondhatjuk, hogy J mértékegységet használunk, ha nagy energiámmennyiségeket kell jellemezni.

**Hőegység (Heat unit, HU).** A hőegység mértékegységet a radiológiában elsősorban a röntgen-cső hőtermelésének kifejezésére használják, a hőegység a J 71%-ának felel meg. Ezt a mértékegységet ma már nemigen használják.

**Elektronvolt (eV).** 1 eV az az energia, amelyre egy elektron 1 V feszültséggel való gyorsítása során mint kinetikus energia szert tesz.

Az elektronvolt az energia legkisebb egysége, az elektronvolt mértékegységet és ennek többszöröseit – kiloelektronvolt (keV), megaelektronvolt (MeV) – egyedi elektronok és fotonok ener-

giájának megjelölésére vagy jellemzésére használják. Egy egyedi fényfoton energiája néhány eV-nak felel meg. A röntgen- és gammafotonok, melyeket a képalkotásban használunk, a 15-150 kiloelektronvolt tartományban vannak.

Az eV és a J közti összefüggés:

$$1 \text{ J} = 6,25 \times 10^{18} \text{ eV}.$$

**Teljesítmény.** A teljesítmény fejezi ki, hogy az energia milyen gyorsan adódik át egy adott folyamatban. A teljesítmény mértékegysége a watt (W).  $1 \text{ W} = 1 \text{ J/szekundum (J/s)}$  mértékű energiaátadásnak felel meg. Ahogy korábban említettük, egy 100 W-os izzó másodpercenként 100 J energiát sugároz ki.

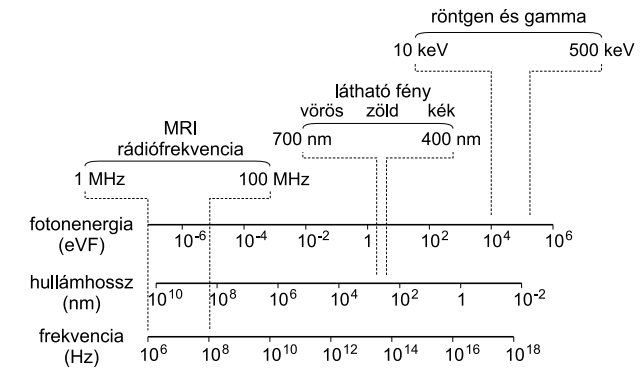
Az orvosi képalkotásban a teljesítménnyel jellemezzük a röntgengenerátorokat, a röntgensöveket terhelhetőségét, ultrahangtranszducerek energiakibocsátását és az MR-képalkotásnál a szövetek energiaterhelését.

**Intenzitás.** Az intenzitás a teljesítmény térbeli koncentrációját jellemzi és kifejezi, hogy egységnyi felületen keresztül egységnyi idő alatt mekkora energiamennyiség halad át. Szokásos mértékegysége a  $\text{W/cm}^2$ . Az intenzitás mértékegységgel jellemezhetjük a röntgensugár expozíciós értékét, az izzó fényességét, rádióhullámok erősségét stb.

## A sugárzás kvantumtermészete

Ahogy korábban említettük, a radiológiában használatos energiák esetén az elektromágneses sugárzások energiájukat egyedi fotonok formájában közvetítik. A sugárzást ezért hívják kvantumtermészetűnek, mely egy fontos koncepció a sugárzás keletkezését (emisszió) és elnyelését (abszorpció) illetően.

A sugárzás elképzelhető tehát úgy, mint egyedi fotonok, „zápóra”, mely a térben utazik. Amikor a foton abszorbeálódik, az energiáját átadja egy elektronnak. Ennek az abszorpciónak az esélye kiváltképp akkor nagy, ha a foton energiája és az abszorbeáló elektron energiaszintje egymáshoz közel esik. Ugyanakkor a fotonok keletkezése is hasonlóan történik. Az elektron egy adott energiaszintről elmozdulhat egy másik energiaszintre, de csak oda, köztes energiaállapot nem létezik. Mivel a két állapot energiája különböző, az elektronnak energiát kell leadnia, ami egy foton emissziójával történik meg. Elmondható tehát, hogy a sugárzási fotonok keletkezése és abszorpciója energiakicserélődésből fakad. Bár a sugárzási fotonok számos fizikai mennyiséggel megkülönböztethetők, az elektromágneses sugárzások maximális sebessége azonos; mivel az elektromágneses sugárzások leggyakrabban tapasztalt fajtája a fény, ezt a sebességet úgy ismerjük, mint fénysebesség (kb.  $3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$ ). Ha feltételezzük, hogy egy átlagos röntgenfoton 1 m-t utazik a keletkezése és elnyelődése között, a foton átlagos élettartama kb.  $3,3 \cdot 10^{-9} \text{ s}$  lenne. A fotonokat térben nem lehet tárolni vagy megállítani. Ha a foton a sugárzási forrásban létrejött (megszületett), a térben mind-



1.3. ábra Az elektromágneses spektrum

addig fénysebességgel terjed, amíg valamely anyagban nem abszorbeálódik. Rövid élettartama alatt a foton egy kis energiamennyiséget szállít a sugárforrástól az abszorbeáló anyagig.

Bár a sugárzást lehet a fotonenergia, a hullámhossz vagy frekvencia alapján jellemezni, az alkalmazástól függően eltérő módon jellemezzük őket (1.3. ábra).

## Fotonenergia

A foton legfontosabb jellemzője, hogy mennyi energiát tartalmaz. A foton energiáját általában eV-ban vagy annak többszörösében adjuk meg. Az elektromágneses spektrum a frekvenciák tartományait tünteti fel, amelyek történeti és használati okokból különböző elnevezéseket kaptak. Az egyedi fotonok energiája szabja meg az elektromágneses sugárzás elnevezését, mint például fény, röntgensugár, rádióhullám stb. A foton energiájának fontos aspektusa, hogy az energia a sugárzás áthatoló képességével szorosan összefügg. Az alacsony energiájú röntgenfotonokat lágy, míg a nagyobb energiájú fotonokat kemény sugárzásnak is nevezik. Legtöbb esetben a nagy energiájú röntgensugárzásnak nagyobb az áthatoló képessége, mint a lágy sugárzásoké. Ha az egyedi fotonenergia vagy részecskeenergia meghaladja az elektronok kötési energiáját az anyagban, az anyagon való áthaladás során a foton vagy a nagyenergiájú foton vagy részecske elektront képes kilökní a helyéről, és ezzel ionizáció jön létre. A minimális ionizációs energia anyagonként más és más, attól függően, hogy az anyagot felépítő atomokban mekkora az elektronok kötési energiája. Az élő szövetekben található atomokat figyelembe véve az ionizációs energia 5 és 20 eV között lehet. Ebből kifolyólag minden sugárzás, amelynek energiája a fenti értéket meghaladja, ionizáló sugárzásnak számít. A fotonenergiát általában nagy energiájú sugárzások jellemzésére alkalmazzák, például röntgensugárzás, gamma- és kozmikus sugárzás.

## Frekvencia

A frekvencia az egységnyi idő alatt kialakuló rezgések, illetve hullámok száma. Az elektromágneses sugárzásokra jellemző fizikai törvény kimondja, hogy a foton energiája ( $E$ ) a frekvenciával ( $f$ ) egyenesen arányos, azaz  $E = h \times f$ , ebben az összefüggésben  $h$  a Planck-állandónak felel meg ( $6,626 \times 10^{-34}$  Js).

Az elektromágneses spektrumból a frekvenciát az alacsony energiájú sugárzások jellemzésére használják (pl. rádió- és televízióadások, mikrohullám, MRI)<sup>2</sup>.

Érdekes megjegyezni, hogy frekvenciát is használhatnánk röntgensugárzás jellemzésére, de ezt sehol sem alkalmazzák.

## Hullámhossz

Különböző fizikai jelenségek és megfigyelések arra utalnak, hogy a sugárzásoknak hullámtermészete is van. Egy hullám legalapvetőbb jellemzője két egymást követő hullámcsúcs közötti távolság, azaz a hullámhossz<sup>3</sup> ( $\lambda$ ).

A hullámhossz egyben kifejezi, hogy egy periódus alatt a sugárzás mennyi utat tett meg a térben. A hullámhosszt bármilyen hosszúsággal és mértékegységgel kifejezhetjük. A rádió- és televíziójelek relatíve nagyobb hullámhosszal rendelkeznek, melyek a méter tartományba esnek<sup>4</sup>. Nagyobb energiájú fotonok, úgy mint fény- vagy röntgenfotonok esetén kisebb hosszúságúakat alkalmazunk (nanométer, Ångström).

A fotonenergia és hullámhossz összefüggése:

$$E \text{ (keV)} = 1,24/\lambda \text{ (nm)}.$$

Mivel az energia és a hullámhossz fordítottan arányosak, a nagyobb energia kisebb hullámhosszal jár (1.4. ábra). A hullámhosszt leggyakrabban a fény esetében alkalmazzuk. A hullámhosszt általánosságban a rádiósugárzásoknál is alkalmazzák, pl. rövidhullám, középhullám, URH.

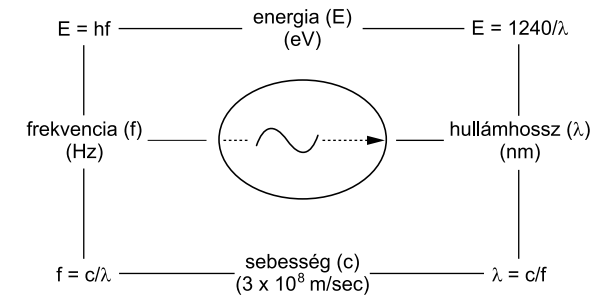
## Elektron és energia

Az elektron az anyag legkisebb tömegű részecskéje, tömege  $9,1 \times 10^{-31}$  kg, mely azt jelenti, hogy 1 kilogrammnyi tömeget  $1,1 \times 10^{30}$  elektron ad ki. Felmerülhet a kérdés, hogy miért e kis részecske

<sup>2</sup> Ezeknél az energiáknál, de főképpen a technikák esetén a jelenségek egyszerűbben tárgyalhatók a sugárzás elektromágneses hullámként való értelmezésével. Példa erre az elhajlások jelensége, amely tipikus hullámjelenség.

<sup>3</sup> Lásd Fizika jegyzet Elektromágneses hullámok fejezet

<sup>4</sup> Lásd Fizika jegyzet Elektromágneses hullámok fejezet



1.4. ábra A foton fizikai paramétereinek összefüggése

lett a modern technológia alapja. A válasz az elektronok számában rejlik – legtöbb alkalmazásban borzasztó nagy számú elektron vesz részt, pl. ha felkapcsolunk egy 100 W-os izzót, az izzószálon másodpercenként  $5,2 \times 10^{18}$  elektron halad át. A kis tömege mellett minden egyes elektron 1 negatív elektromos elemi töltéssel rendelkezik, pontosabban az elektron töltése,  $1,6 \times 10^{-19}$  C, amelyet elemi töltésnek is nevezünk, és egységnyinek tekintjük, amikor más részecskék töltéséről beszélünk. Az elektronok töltésük miatt tudnak kölcsönhatásba lépni más elektronokkal, valamint az atomon belüli egyéb részecskékkal. Mivel az elektronnak tömege és elektromos töltése is van, számos energiafajtára szert tehet. Egy röntgenkészülékben az elektron veszi fel, szállítja és adja le az energiát, mely a röntgensugár keletkezését lehetővé teszi.

## Nyugalmi energia

Abban az esetben is, ha az elektron nyugalomban van, energiával rendelkezik. Valójában a fizika törvényei szerint bármely anyagnak csupán a tömege miatt is energiája van. Bizonyos körülmények között az elektron tömege energiává alakítható és vice versa. EINSTEIN híres egyenlete az  $E = m \times c^2$  megadja az energia mennyiségét abban az esetben, ha a teljes tömeget energiává konvertálnánk. Ebben az összefüggésben  $c$  a fénysebességet jelöli. Bizonyos radioaktív anyagok pozitronrészecskéket bocsáthatnak ki, melyek elektronnal találkozáskor mint anyag megsemmisülnek. Ha ez megtörténik, az elektron és a pozitron teljes tömege energiává alakul. Az einsteini összefüggés alapján egy elektron 510 keV energiát jelenthet. Ez az energia fotonként jelenik meg, és a pozitronok és elektronok között létrejövő megsemmisülés a pozitronemissziós tomográfia fizikai alapját adják.

## Kinetikus energia

A kinetikus energia mozgással kapcsolatos, ilyen típusú energiája van pl. mozgó autónak vagy labdának. Ha egy elektron mozog, akkor kinetikus energiával is rendelkezik. Általában egy tárgy

energiája a tárgy tömegével és sebességével van összefüggésben. A kinetikus energia a tárgy tömegével és sebességének négyzetével arányos<sup>5</sup>.

Így a sebesség megduplázása a mozgó tárgy kinetikus energiáját négyszeresére növeli. Számos esetben az elektron rendkívül nagy sebességgel haladhat, mely sebesség megközelítheti a fénysebességet. Az energia és sebesség összefüggésére vonatkozó fent említett összefüggés ilyen sebességtartományban már nem érvényes. A relativitás-elmélet értelmében az elektron tömege nagy sebesség esetén megváltozik, ezért az energia és sebesség közötti összefüggés ilyen esetekben bonyolultabbá válik<sup>6</sup>. Az elektron sebessége egy röntgenszóben 100 keV fölötti csőfeszültség esetén elérheti a fénysebesség  $\frac{1}{2}$ -ét.

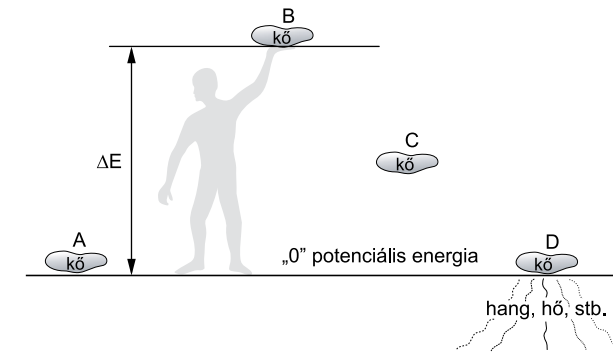
### A potenciális energia

A potenciális energia az energiának az a fajtája, mely a tárgy helyéből vagy konfigurációjából következik. Ez azt jelenti, hogy egy tárgynak lehet több vagy kevesebb potenciális energiája egy adott helyen egy másik helyhez viszonyítva. A potenciális energia esetén az abszolút nulla potenciális energiájú hely kijelölése bizonyos nehézségekkel járhat. Szerencsére a jelenségek értelmezéséhez a különböző helyekhez tartozó potenciális energiák különbségének ismerete elégséges, ezért relatív potenciális energiákkal szokás számolni. Érdemes megjegyezni, hogy a potenciális energia ún. konzervatív erőterekben hasznos mennyiség, ilyen az elektrosztatikus, ill. a gravitációs kölcsönhatás.

### Energiakicserélődés

A különböző energiákat, valamint azok kicserélődését, illetve egymásba alakulását az 1.5. ábra szemlélteti. Ahogy korábban említettük, a potenciális energia általában egy relatív mennyiség. Az ábrán a talaj szintjét jelöljük „0” potenciális energiával. Amikor a követ a talajtól felemeljük az egy magasabb energiaszintet jelent. Ha a követ a talaj szintje alatti lyukba helyeznénk, akkor a potenciális energiája a talaj szintjéhez képest negatívvá válna.

A kő az **A** helyzetben, tehát „0” potenciális energiával rendelkezik, mivel a kő az általunk kijelölt „0” szinten van. Ha ezt a követ felemeljük egy **B** helyzetbe, a potenciális energiája megnő az **A** helyzethez képest. Ezt az energiát a kő a követ felemelő ember izommunkájából kapja. Ha a **B** helyzetben lévő követ hagyjuk leesni, akkor a potenciális energia kinetikus energiává alakul át.



1.5. ábra A potenciális energia

A kő esése közben potenciális energiája folyamatosan csökken, mely potenciális energia a talajszinttől való távolsággal arányos, ugyanakkor a leeső kő sebessége és kinetikus energiája folyamatosan növekszik. Abban a pillanatban, mielőtt a kő a talajt elérné, a kinetikus energiája meg fog egyezni a korábban nyert potenciális energiával.

(Az elektronok hasonló folyamaton mennek keresztül a röntgenszóben, amikor a potenciális energiájuk kinetikus energiává alakul.) Azon pillanatban, amikor a kő eléri a talaj felszínét, több energiával fog rendelkezni, mint amikor a talajon feküdt. Ugyanakkor, amikor a **D** situációban a kő nyugalomba kerül, az energiaszintje **A** állapottal megegyező lesz<sup>7</sup>. Hová lett tehát az az energia, amelyet a kő felemelése kapcsán befektettünk? Ebben a situációban ez az energia más energiaformákká alakul át, úgy, mint hang, egy kis hőenergia, és legnagyobb részben mechanikus energia lesz belőle, mely a talaj felszínének alakját megváltoztatja. Amikor a nagysebességű elektronok különböző anyagokkal ütköznek, azok szintén elvesztik kinetikus energiájukat, és az energiájuk hővé és röntgensugárzássá alakul át.

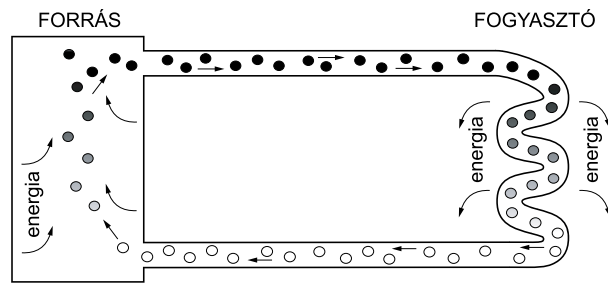
### Energiaátadás

Az elektronok egyik legnagyobb és legfontosabb feladata az, hogy energiát szállítsanak egy adott helyről egy másik helyre. Ahogy a korábbiakban tárgyaltuk, egy egyedi elektron számos energiaformával rendelkezhet. Az elektromos energiaszállításának alapelve az, hogy az elektronok energiát vesznek fel egy bizonyos helyen, majd elmozdulnak egy másik helyre, ahol ezt az energiát leadják. Általánosságban az elektronok ezután visszatérnek az energiaforráshoz és a folyamat újra

<sup>5</sup> Pontosabban a vákuumban terjedő fény sebességénél jóval kisebb sebességgel haladó testek esetén.

<sup>6</sup> Valójában relativisztikus energiáról beszélünk, ami tartalmazza a relativisztikus tömegnövekedést.

<sup>7</sup> Pontosabban nem lesz teljesen megegyező, hiszen az ütközés során a kő hőmérséklete is emelkedik, a talaj pedig deformációt szenved, tehát nem is ugyanazon a szinten lesz, mint eredetileg. Ezek azonban a modellben valóban elhanyagolható tényezők.



1.6. ábra Az energiaátadás folyamata az áramkörben

kezdődik. Az imént említett elrendezést áramkörnek hívjuk (1.6. ábra). Minden áramkör legalább két komponens (eszközt) tartalmaz, melyek közül az egyiket energiaforrásnak nevezzük. Az energiaforrás valamilyen energiaformát alakít át és az energiát az elektronoknak adja (például akkumulátor). Az áramkör másik komponense a fogyasztó, mely az előzővel lényegében ellenkező funkciót teljesít. Amikor az elektronok egy ilyen eszközön áthaladnak, elvesztik energiájukat, mely energia valamilyen más formába alakul, például egy izzó esetén az elektronok által szállított energia fénné és hővé alakul át.

Az energiaforrás és fogyasztó komponenseket két vezetővel kötjük össze, melyekben az elektron szabadon elmozdulhat. Az ideális vezeték ellenállása nulla. Ha a vezeték ellenállással rendelkezik, akkor az elektronok energiájuk egy részét elvesztik, mely energiavesztés hővé alakul. Az elektromos áramkörben nem keletkeznek és nem semmisülnek meg elektronok, hanem azok folyamatosan jelen vannak, csupán energiát nyernek és veszítenek, ahogy az elektronok az áramkörben mozognak. Az áramkörben az elektronok lényegében csak potenciális energiával rendelkeznek, mert sebességük és ezért kinetikus energiájuk elhanyagolhatóan kicsi. Tehát az elektronok a vezetőkben elmozdulnak, sebességük nem elegendő ahhoz, hogy igazából kinetikus energiára tegyenek szert. Amikor az elektronok térben (röntgencső) mozognak, akkor jelentős kinetikus energiára tehetnek szert. Egy tipikus elektromos áramkörben a vezeték egyik szálában az elektronok nagyobb potenciális energiával rendelkeznek, mint a másik vezeték szálában. Alapvetően az energiaforrás növeli az elektronok potenciális energiáját, melyek azzal mindaddig rendelkeznek, míg egy fogyasztónak (pl. izzó, villanymotor stb.) le nem adják. Az alacsony potenciális energiájú elektronok aztán visszatérnek az energiaforráshoz. Az energiaforrás és fogyasztó közötti csatlakozási pontokat, melyeket a vezeték köt össze, pozitív vagy negatív pontoknak nevezzük. A megnövekedett potenciális energiával bíró elektronok az energiaforrás negatív pontján lépnek ki, és a fogyasztó negatív pontján lépnek be.

Miután energiájukat leadták, a fogyasztó pozitív pontján (pólusán) lépnek ki, és az energiaforrás pozitív pontjához térnek vissza. Következésképpen a negatív pontok közötti vezetőkben (úgy, mint a negatív pólus és katód) a nagyobb potenciális energiával rendelkező elektronok haladnak, míg a pozitív pontok (úgy, mint anód és pozitív pólus) közötti vezetőkben az alacsonyabb energiá-

jú elektronok. Egyenáram (DC) esetén a pozitív és negatív pólus nem változik, míg váltóáram (AC) esetén az áramkör polaritása (az áram iránya) periódusonként változik.

## Elektromos mennyiségek

Minden egyes elektron, mely egy áramkörben mozog, nagyon kis energiát szállít. Ugyanakkor „közös erőfeszítéssel” sok elektron rettentő nagy energiát képes szállítani. Az áramkörben szállított energia mennyisége az elektronok számától és az egyes elektronok által szállított energia nagyságától függ. Milyen paramétereken tudjuk ezt a folyamatot jellemezni?

### Áramerősség

Zárt áramkörben az elektronok folyamatosan mozognak a vezetőkben. A vezeték keresztmetszetén a másodpercenként keresztülhaladó töltésmennyiséget (elektronok számát) az áramerősséggel jellemezhetjük. Mivel egy tipikus áramkörben a másodpercenként áthaladó elektronok mennyisége igen nagy, ezért a folyamatot nem az áthaladó töltésmennyiséggel, hanem egy praktikusabb mértékegységgel jellemezzük: ez az amper (A). Egy amper másodpercenként 1 C nagyságú töltés, vagyis  $6,25 \times 10^{18}$  elektron áthaladását jelenti. Egy röntgenkészülékben az áramerősség nagysága tipikusan az amper ezredrészével, azaz milliamperral (mA) jellemezhető, mely a fentiek szerint tehát  $6,25 \times 10^{15}$  elektron áthaladását jelenti másodpercenként.

### Elektronmennyiség és töltés

Ne felejtsük el, hogy az elektronok negatív elektromos töltéssel is rendelkeznek. Bizonyos szituációkban az elektronok mennyiségét a teljes elektromos töltéssel is jellemezni lehet. Így például, ha egy tárgy egy plusz elektronra tesz szert, akkor negatív töltéssel fog rendelkezni. Ugyanakkor, ha egy tárgyból elektronokat mozdítunk el, a tárgy pozitív töltést nyer (feltételezzük, hogy alapállapotban a tárgy semleges töltéssel bír). Minden esetben a tárgy töltése az eltávolított vagy kapott elektronok számával arányos. Általánosságban tehát az elektronok mennyiségét a töltéssel jellemezhetjük, melynek mértékegysége a Coulomb (C).

**1 Coulomb  $6,25 \times 10^{18}$  elektron töltésével egyenlő;  $1 C = 1000 mAs$ .**

Az áramkörben mozgó elektronáramlás mértékén túl gyakran szükséges egy bizonyos időtartam alatt mozgó töltésmennyiség ismerete. A röntgenberendezésekben ezt a töltésmennyiséget a milliampereperc (mAs) mértékegységgel jelöljük. Egy adott ponton áthaladó töltésmennyi-

ség tehát az áramerősség és az idő függvénye. Ha az áramerősség 1 milliampere, az azt jelenti, hogy 1 milliampereperc az 0,001 C-nak vagyis  $6,25 \times 10^{15}$  elektronnak felel meg másodpercenként.

## Feszültség

Ahogy korábban tárgyaltuk, az elektronok különböző potenciális energiaszinteken lehetnek úgy az atomon, mint az elektromos áramkörön belüli lokalizációjuknak megfelelően. Az áramkörben az elektronok a negatív pólusból kiinduló vezetőben rendelkeznek magasabb potenciális energiaszinttel. Az a mennyiség, amely az áramkörben a magasabb és az alacsonyabb potenciális energiaszintek közötti különbséget jellemzi, a feszültség, melynek mértékegysége a Volt (V)<sup>8</sup>.

Az áramkör két oldala közötti potenciális energiakülönbség a feszültséggel arányos. Amennyiben két pont között az elektromos feszültség 1 V, akkor egy elektron számára a két pont közötti potenciális energiakülönbség 1 elektronvolt. Egy átlagos röntgenkészülék áramkörében a tipikus feszültségérték az 1000 V (kV) tartományban van.

## Teljesítmény

A teljesítmény az a mennyiség, mellyel az energiaátadás sebességét jellemezzük. A teljesítmény mértékegysége a Watt (W); 1 W az 1 J/s sebességű energiaátadást jelent, azaz 1 J energia átadása történik meg 1 másodperc alatt. Az elektromos áramkörben a teljesítmény az elektronok által szállított energiával és az elektronok áramlásával arányos, azaz:

$$\text{teljesítmény (W)} = \text{feszültség (V)} \times \text{áramerősség (A)}.$$

## Teljes energia

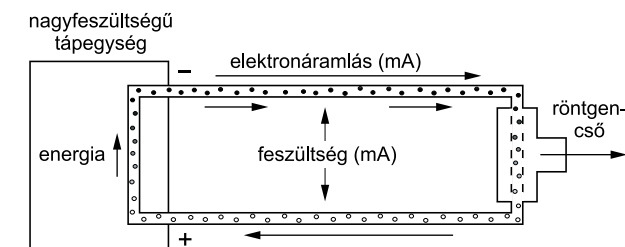
Az áramkör által átadott teljes energia mennyiségét a feszültség, az áramerősség, valamint az energiaátadás időtartama határozza meg. Az áramkör által szállított energiát az alábbi összefüggés alapján kapjuk meg:

$$\text{energia (J)} = \text{feszültség (V)} \times \text{áramkör (A)} \times \text{idő (s)}.$$

<sup>8</sup> A feszültség valójában nem a potenciális energia, hanem a **potenciál** különbségével egyenlő. A potenciál az egységnyi töltés potenciális energiája.

## A röntgenberendezés áramköre

Az 1.7. ábra a röntgenberendezés leegyszerűsített állapotát mutatja. A tápegység (energiaforrás) adja át az energiát az elektronoknak, melyek a röntgenső (fogyasztó) felé mozdulnak. A vezetők közötti feszültségkülönbség a 30 000–120 000 V-os (30–120 kV) tartományban van, mely feszültségérték állítható és a röntgenkészülék üzemeltető személy a felvétel igényeinek megfelelően határozhatja meg. Az áramkörben a röntgenső jelenti a fogyasztót, ahol az elektronok elvesztik energiájukat, melynek eredményeképpen hő- és röntgensugárzás keletkezik.



1.7. ábra A röntgenberendezés sémája

## Váltóáram

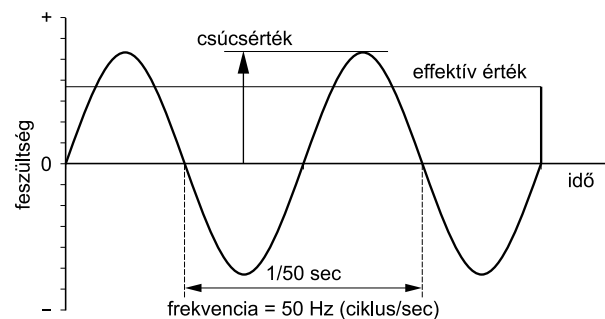
Bizonyos elektromos áramkörökben a feszültség és áramerősség időben nem változik, és ennek megfelelően az elektronok egy irányban mozognak. Ezt az áramkört nevezzük egyenáramú áramkörnek. Minden elemmel vagy akkumulátorral működő áramkör egyenáramú. Más tápegységek időben változó feszültséget hozhatnak létre. Mivel az áramkörben az elektronok mozgása a feszültséggel többé-kevésbé<sup>9</sup> arányos, ezért az áram is változtatja értékét. A váltóáramú áramkörben a feszültség periodikusan változtatja a polaritását, és az áram is ennek megfelelően változtatja az irányát. A villamos szolgáltatók által biztosított elektromos áram is váltóáram. A váltóáram használhatóságában számos előny mutatkozik, mint például transzformátorok és elektromos motorok esetén<sup>10</sup>.

Ha a váltóáram feszültség vagy áramerősség értékeit az idő függvényében ábrázoljuk, akkor az 1.8. ábra szerinti függvényt kapjuk. A gyakorlatban alkalmazott váltóáram szinuszhullámmal jellemezhető. A váltóáram egyik fontos jellemzője a frekvencia, mely egy teljes feszültségperiódus

<sup>9</sup> Egyenáram, azaz lassan változó feszültségek esetében szigorúan arányos, váltóáram esetében a váltóáram frekvenciájától a feszültség és áramerősség aránya függ.

<sup>10</sup> A váltóáram legfontosabb előnye az elektromos energia szállíthatóságában nyilvánul meg.





1.8. ábra

időtartamának reciproka. Az Európában használt váltóáram frekvenciája 50 periódus/másodperc (Hertz (Hz))

$$(1 \text{ Hz} = 1 \text{ periódus/s}).$$

A feszültségperiódus során a pillanatnyi feszültségérték folyamatosan változik. Egy adott perióduson belül a feszültség két csúcserőt ér el egy igen rövid időre, mely egyben azt is jelenti, hogy az áramkörben a feszültség effektív értéke (abszolút értékének átlaga) a csúcserőnél alacsonyabb értékű. Ezért az energia- és teljesítményszámításoknál ennél alacsonyabb értékkel számolunk, mely szinuszos feszültség hullám esetén a csúcserő 70,7%-a<sup>11</sup>. Ezt az értéket hullámforma állandónak hívják, mely érték értelemszerűen a feszültség hullám alakjától függ.

<sup>11</sup> Lásd Fizika jegyzet Rezgőmozgások fejezet

## 2. fejezet

# Sugárzással kapcsolatos mennyiségek és mértékegységek

*Bogner Péter, Walter Norbert*

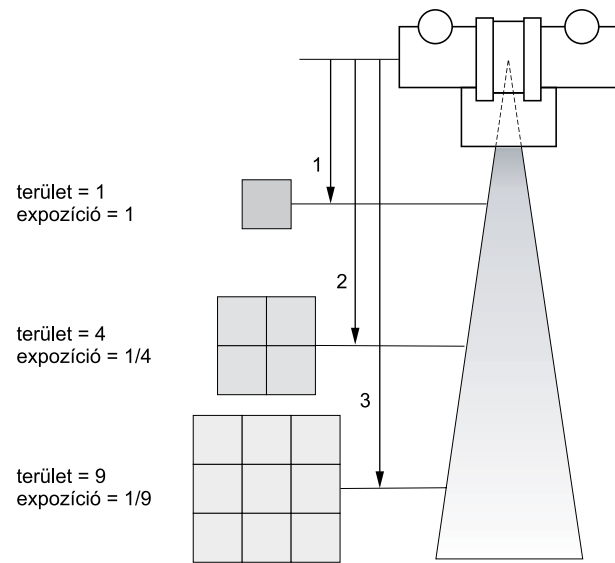
A sugárzás mennyiségének jellemzésére különböző mértékegységek születtek. Mivel a röntgen- és gammasugárzásnak többféle hatása van, a sugárzás mennyiségének kifejezésére az adott felhasználási területtől függően választjuk meg a legmegfelelőbb mértékegységet. Ez a fejezet a különböző sugárzással kapcsolatos mennyiségek és mértékegységek fizikai alapjait tárgyalja és segít közöttük eligazodni.

## Mértékegységrendszerek

Az SI mértékegységrendszer bevezetése a technika minden területén, így a radiológiában is a metrikus rendszerre való áttérést jelentette. Az SI rendszerre való áttérés a képzésben is viszonylag lassúnak tűnik, egyszerűen csak azért, mert a régi mértékegységrendszerben számos igen praktikus mértékegységet használtak, mely az SI alkalmazásával szokatlan és furcsa. Ezen oknál fogva a hagyományos és az SI mértékegységrendszerben használatos egységeket párhuzamosan tárgyaljuk. A 2.1. táblázatban a radiológiában használt fizikai mennyiségeket és mértékegységeket soroltuk fel a hagyományos és SI mértékegységrendszer szerint.

2.1. táblázat Fizikai mennyiségek és mértékegységek

Mennyiség	Hagyományos mértékegység	SI mértékegység	Átváltás
expozíció	röntgen (R)	coulomb/kg levegő (C/kg)	1 C/kg = 3876 R 1 R = 258 μC/kg
dózis	rad	gray (Gy)	1 Gy = 100 rad
dózisekvivalens	rem	sievert (Sv)	1 Sv = 100 rem
radioaktivitás	curie (Ci)	becquerel (Bq)	1 mCi = 37 MBq



2.1. ábra A négyzetes sugárfogyás elve

## Sugárzásmennyiségek

A röntgensugárzással kapcsolatos mennyiségek két nagy csoportba oszthatók. Az egyik csoportot alkotja a sugárzás teljes mennyiségének meghatározása, míg a másik csoport a sugárzás egy adott pontban mérhető nagyságát jellemzi.

A röntgensugárzás és más típusú sugárzások jellegzetes tulajdonsága, hogy a sugárforrástól távolodva a sugárnyaláb széttartóvá válik és ezért a sugárforrástól mért távolság függvényében egyre nagyobb és nagyobb területet fed le (2.1. ábra). A sugárforrástól számítva bármely távolságban a sugárzás által lefedett terület szélessége a sugárforrástól számított távolság függvénye. Következésképpen, ha 1 m távolságban a sugárnyalábot 1 egység szélességűnek tekintjük, akkor a sugárforrástól 2 m távolságban a sugárnyaláb szélessége 2 egység, de a lefedett terület a távolsággal négyzetesen változik, azaz a lefedett terület négyszeres lesz. Ennek megfelelően 3 m távolságban a lefedett terület már kilencszeres.

Most vizsgáljuk meg az ábrán bemutatott felületeken áthaladó sugárzás összenergiáját. Feltételezzük, hogy a sugárzás a különböző felületeken való áthaladás során nem abszorbeálódik, tehát az első felületen áthaladó teljes sugármennyiség fogja elérni a második és harmadik felületet is. Más szóval, a sugárzás által egységnyi idő alatt szállított energia a sugárforrástól való távolodás függvényében változatlan marad. Ennek tükrében értelemszerű, hogy 1 m távolságban a teljes

sugárzás 1 egységnyi felületen oszlik el. A sugárforrástól 2 m-re a teljes időegység alatt szállított energia négy felületegységen, 3 m távolságra pedig kilenc felületegységen oszlik el és ha ugyanaz az energia oszlik meg az egyre nagyobb felületen, akkor nyilvánvaló, hogy a nagyobb felületre eső sugárzás intenzitása egyre kisebb lesz.

A fent leírt példa azt szemlélteti, hogy a sugárforrástól távolodva ugyan a sugárzás mennyisége nem változik, de intenzitása, vagyis a felületegységre jutó teljesítménye csökken. Helyesen fogalmazva a sugárzás intenzitása csökken. Szabatos megfogalmazásban tehát az egységnyi felületen, arra merőleges irányban, egységnyi idő alatt szállított energia mennyisége a pontszerű sugárforrástól távolodva a távolság négyzetével csökken. Ez az összefüggés a négyzetes sugárfogyás (ld. 2.1. ábra).

## Fotonok

Mivel a röntgensugár és a gammasugárzás is egyedi fotonokból épül fel, a sugárzás mennyiségét elvileg a sugárzást felépítő fotonok számával is ki lehet fejezni. A gyakorlatban a fotonszámot mégsem alkalmazzák a sugárzás mennyiségének kifejezésére, de ezt szem előtt tartva az alábbiakban könnyebben érthetővé válik a sugárzás természetének, a sugárzás mennyiségének és intenzitásának jellemzése.

### Fotonkoncentráció

Ha a vizsgált beteg testfelszínére egy 1 cm<sup>2</sup>-es területet rajzolnánk és ezen a területen megszámlalnánk a vizsgálat során keresztülhaladó fotonok számát, akkor megkapnánk a vizsgálat során alkalmazott sugárzás koncentrációját. Tehát a fotonkoncentráció az egységnyi területű felületen, arra merőlegesen áthaladó fotonok száma. Egy rutin hasi felvétel során azt találnánk, hogy 1 cm<sup>2</sup>-en hozzávetőleg 10<sup>10</sup> darab foton halad át.

### Teljes fotonmennyiség

Ha a teljes vizsgált területen megszámlalnánk a belépő fotonok számát – ismerve azok egyedi energiáját –, akkor a vizsgált betegbe vitt teljes sugárzási energiát kapnánk. Ez a mennyiség függ a vizsgált felület nagyságától és a sugárzás intenzitásától. Ha a sugárzás a vizsgált felületen egyenletesen oszlik el, akkor a betegbe lépő fotonok számát a vizsgált felület nagysága, valamint a fotonkoncentráció szorzataként is kiszámolhatjuk. A vizsgált felület nagyságának változása nem befolyásolja a fotonkoncentrációt (legalábbis a sugárnyaláb centrális részén), ugyanakkor a vizsgált felület nagyságának csökkenése a szervezetbe lépő fotonszámot is csökkenti.



## Expozíció

### Alapfogalmak

Az expozíció az a leggyakrabban alkalmazott mennyiség, mely egy adott helyre érkező sugármenyiséget jellemez. Az expozíció hagyományos mértékegysége a röntgen (R), az SI mértékegységben pedig a coulomb/kilogramm (C/kg):

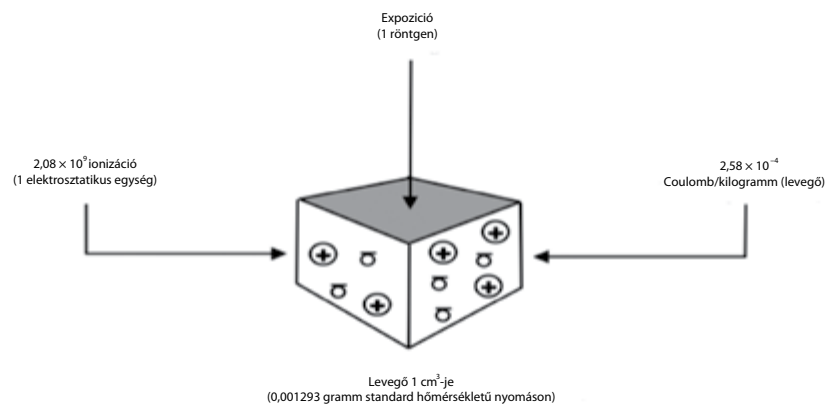
$$1 R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$$

$$1 C/kg = 3876 R$$

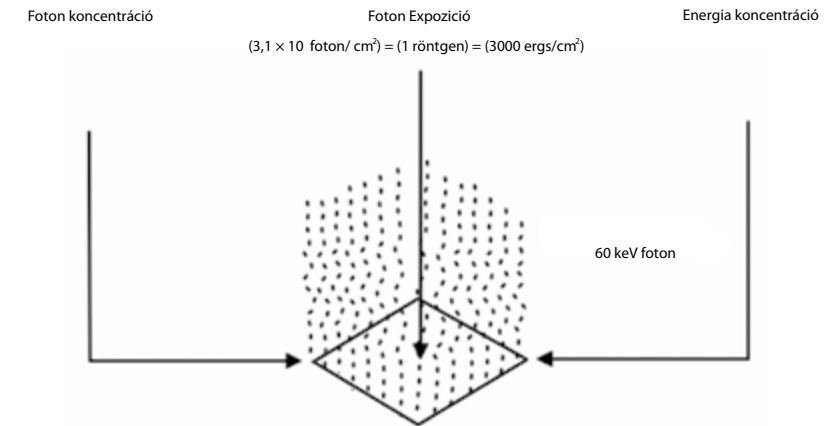
Az expozíció tehát a sugárzás hatására egységnyi tömegű levegőben, ionizáció során keletkezett töltésmennyiség. A sugárzás mennyiségének mérésére az expozíciót azért alkalmazzák széles körben, mert könnyen mérhető. Minden sugárzással kapcsolatos mérési módszer a sugárzás és anyag kölcsönhatásán alapul, mely az expozíció esetén a sugárzás és levegő kölcsönhatását, illetve az ebből létrejövő ionizációt jelenti.

Az expozíció mérése során tehát egy kis térfogatnyi levegőt helyeznek a mérési helyre, és ebben a levegőmennyiségben létrejövő ionizáció hatására felszabaduló töltést határozzák meg. Ezt az eszközt ionizációs kamrának hívják. Az ionizációs kamra használata, valamint az egyéb sugárzásmérési módszerek a *Sugárfizika* fejezet/tantárgy keretében kerülnek ismertetésre. Az expozíció fogalma és mértékegységének definíciója könnyen megérthető a 2.2. ábra segítségével.

Ha a levegőben lévő atomok ionizáló sugárzással (röntgen-, gammasugárzás) találkoznak, akkor néhány foton az atomok külső héján lévő elektronjaival kerül kölcsönhatásba. E kölcsönhatás



2.2. ábra Az expozíció mértékegység jellemzői



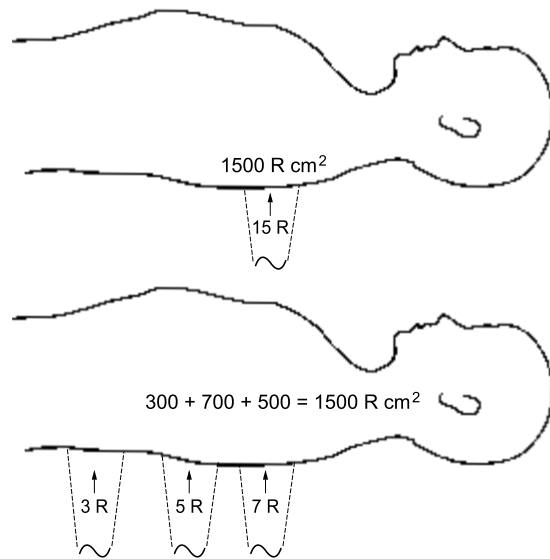
2.3. ábra Az expozíció, fotonkoncentráció és energia összefüggése

során, a külső héjon tartózkodó elektron elszakad az atomtól, melynek következtében egy elektron-ion pár jön létre: egy negatív töltésű elektron és egy pozitív töltésű ion formájában. Adott sűrűségű levegő esetén az így létrejövő ionizáció mennyiségét két tényező határozza meg: a sugárzás fotonkoncentrációja és a sugárzást alkotó egyedi fotonok energiája. Egy röntgen expozíció  $2,08 \times 10^9$  darab elektron-ion párt hoz létre 1 cm<sup>3</sup> normál hőmérsékletű és nyomású levegőben (0 °C, 10<sup>5</sup> Pa); 1 cm<sup>3</sup> normál hőmérsékletű és nyomású levegő tömege 0,001293 grammnak felel meg. 1 röntgen a hivatalos definíció szerint az a sugárzásmennyiség, mely 1 kg levegőben  $2,58 \times 10^{-4}$  C ionizációt hoz létre. A coulomb az elektromos töltés egysége. Mivel az ionizáció során töltött részecskék – ionok – jönnek létre, az ionizáció mennyiségét a töltésmennyiséggel (C) meg lehet határozni. 1 C töltést  $6,24 \times 10^{18}$  ionizáció hoz létre.

Az expozíció tehát a sugárzás intenzitásának jellemzésére használt mértékegység. Egy adott fotonenergia esetén az expozíció arányos a fotonkoncentrációval (2.3. ábra). Az expozíció és fotonkoncentráció közötti összefüggés azonban a fotonenergiával (amely a foton frekvenciájával arányos) változik, mivel a kölcsönhatásba lépő fotonok száma és az egy fotonra jutó kölcsönhatások száma is függ a fotonenergiától. 60 keV-os fotonenergia esetén 1 R expozíció kb.  $3 \times 10^{10}$  foton/cm<sup>2</sup> koncentrációnak felel meg.

### Felületi integrált expozíció

Mivel a R vagy C/kg mértékegységgel megadott expozíció koncentrációt jelöl, ezért nem fejezi ki a testet (a vizsgált beteget) ért teljes sugárzás mennyiségét. Egy testet ért sugárzás mennyiségét a felületi integrált expozícióval adhatjuk meg, mely az expozíciótól és az exponált/besugárzott terület nagyságától függ. A felületi integrált expozíció hagyományos mértékegysége a

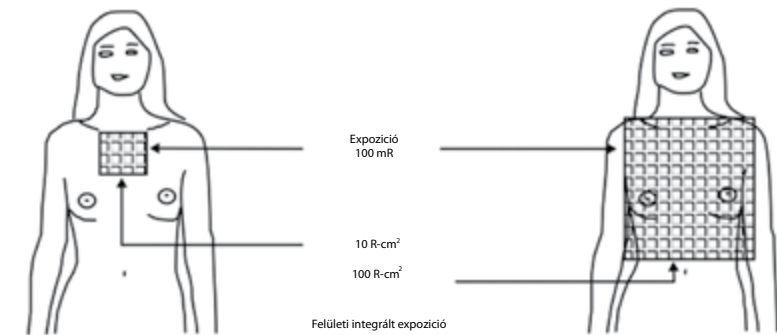


2.4. ábra A felületi integrált expozíció összehasonlítása fluoroszkópiás vizsgálatokban

röntgen  $\times \text{cm}^2$  ( $R \times \text{cm}^2$ ). Ha a sugárzásexpozíció a teljes vizsgált felületen egyenletes, akkor a felületi integrált expozíció a sugárzásexpozíció és a vizsgált felület szorzatával kifejezhető. Ugyanakkor, ha az expozíció változik a vizsgált terület különböző részein, akkor a felületi integrált expozíciót csak a különböző expozíciójú területek összegének függvényében lehet meghatározni. Ez a folyamat matematikailag a felületre eső expozíció integrálása révén valósítható meg. A röntgenvizsgálat során a felületi integrált expozíció csak egy speciális ionizációs kamra segítségével mérhető meg. A felületi integrált expozíció jelentősége abban áll, hogy a beteget ért teljes sugárzás mennyiségét megadja, míg az expozíció csak egy bizonyos helyen mérhető sugárzás intenzitását jelöli.

Az expozíció és a felületi integrált expozíció közti különbség jól szemléltethető egy tipikus fluoroszkópiás (átvilágítós) vizsgálatnál (2.4. ábra).

Az ábrán bemutatott mindkét vizsgálatnál a sugárnyaláb által lefedett terület  $10 \times 10 \text{ cm}$  ( $100 \text{ cm}^2$ ); a teljes expozíciós idő 5 perc és az expozíciós gyorsaság  $3 \text{ R/min}$ . A felületi integrált expozíció tehát mindkét esetben  $1500 \text{ R}\cdot\text{cm}^2$ . Ugyanakkor egy bizonyos terület expozíciója attól is függ, hogy a vizsgálat során a sugárzás mennyi ideig volt jelen az adott területen. Az ábrán szemléltetett első esetben a sugárnyaláb végig ugyanazt a területet érte, így a vizsgálat végén ezen a területen az expozíció  $15 \text{ R}$ -nek felel meg. A második példában a sugárnyaláb a vizsgálat során elmozdult, így az expozíció egy nagyobb területen oszlik meg, ezért területegységre számítva a sugárzás intenzitása kisebb.



2.5. ábra Az expozíció és a felületi integrált expozíció összefüggése

Egy másik példát demonstrál a 2.5. ábra, itt az expozíció mindkét esetben azonos ( $100 \text{ mR}$ ). Ugyanakkor az exponált terület különbözik, ezért a nagyobb területen exponált beteg 10-szer akkora sugárzásban részesül, mint a másik.

Összefoglalva tehát az expozíció önmagában nem fejezi ki a testet ért sugárzás teljes mennyiségét, ennek meghatározása csak a vizsgált terület nagyságának ismeretében lehetséges.

## Energia

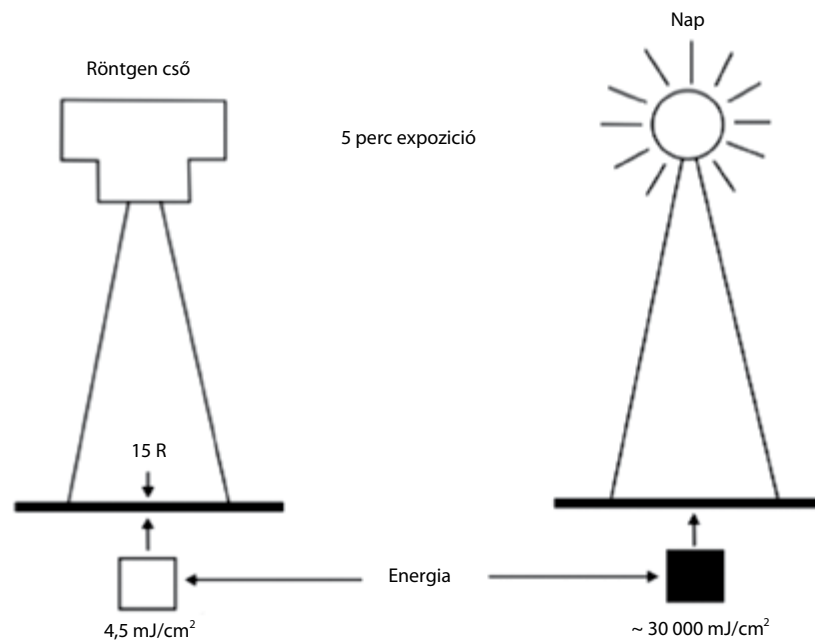
A röntgensugárzás és más sugárzások is a testbe energiát visznek be. Elvben a testbe bevitt energiát energia-mértékegységekkel ( $\text{J}$ ,  $\text{erg}$ ,  $\text{keV}$ , stb.) fejezhetjük ki. A sugárzási energia koncentrációját gyakorlatban  $\text{mJ}/\text{cm}^2$  vagy  $\text{erg}/\text{cm}^2$  mértékegységekkel adhatjuk meg. Egy adott fotonenergia esetén az expozíció a sugárzás intenzitásával arányos (ld. 2.3. ábra). Ez az összefüggés a különböző fotonenergiákra más és más, mivel a fotonenergia meghatározza a foton–anyag kölcsönhatást és annak gyakoriságát.

A 2.10. ábrán demonstrált  $60 \text{ keV}$  energiájú foton és  $1 \text{ R}$  expozíció esetén az energiakonzentráció hozzávetőleg  $0,3 \text{ mJ}/\text{cm}^2$ .

A röntgensugárral a testbe bevitt energiát összehasonlíthatjuk a napsugárzás által a szervezetet ért energiával (2.6. ábra).

Ebben a példában egy fluoroszkópiás vizsgálatot vettünk, mely 5 percig tart és az expozíciós gyorsasága  $3 \text{ R/min}$ . A vizsgálat végére a röntgensugárzás expozíciós értéke  $15 \text{ R}$ , mely  $4,5 \text{ mJ}/\text{cm}^2$  energiakonzentrációnak felel meg ( $60 \text{ keV}$  fotonenergia esetén).

A napsugárzás által a testet érő energia koncentrációja számos tényezőtől függ (évszak, nap-szak, időjárási tényezők), de vegyünk egy napsütéses nyári napot, amikor is a napsugárzás in-



2.6. ábra A rtg-vizsgálat és a napsugárzás által közvetített energia összehasonlítása

tenzitása, az ún. napállandó értéke hozzávetőleg  $100 \text{ mJ/s/cm}^2$ . 5 perc napozás után a testet ért energiakonzentráció  $30\,000 \text{ mJ/cm}^2$ -nek felel meg.

A példa tehát rávilágít arra, hogy a napsugárzáshoz képest a diagnosztikai célú röntgensugárzás a lényegesen rövidebb expozíciós idő miatt viszonylag kis energiamennyiséget juttat a szervezetbe.

Ugyanakkor a röntgen- és gammasugárzás energiaegységre eső biológiai hatása lényegesen nagyobb, mint a napsugárzásé két ok miatt is: egyrészt a röntgen- és gammafotonok mélyebben jutnak be a szervezetbe elnyelődés nélkül, és ezért az energialeadásuk is mélyebb szöveti rétegekben történik meg, másrészt az egyes fotonoknak nagyobb az energiája, melynek következtében az anyaggal való kölcsönhatásuk során lokálisan nagyobb energialeadás jön létre.

### Teljes energia

Röntgensugárzás által a szervezetre ható teljes energiát a sugárzás intenzitása és az exponált felület nagysága határozza meg. Ha a sugárzás a vizsgált felületen egyenletes, akkor a teljes energiát az energiakonzentráció és a vizsgált terület nagyságából számíthatjuk ki.

## Elyelt dózis

### Alapfogalmak

Az emberi test az öt ért sugárzási energia legnagyobb részét elnyeli. Az elnyelt sugárzás aránya függ a sugárzás áthatoló (penetrációs) képességétől, valamint a vizsgált testrész méretétől és sűrűségétől. A legtöbb klinikai vizsgálat során a sugárzás több mint 90%-a elnyelődik. Izotópdiaosztikai vizsgálatok során a radioizotópok által kibocsátott energia nagy része szintén az emberi testben nyelődik el. A sugárzási energia elnyelődése két szempontból is fontos:

1. a test különböző részeiben elnyelt energia,
2. a testben elnyelődött teljes energia mennyisége szempontjából.

Az elnyelt dózis az a mennyiség, amely megadja, hogy a sugárzás elnyelése (abszorpciója) során mennyi energia fordítódott ionizációra egységnyi tömegű abszorbeáló közeg esetén. Mivel a röntgensugár a testen való áthaladása során az elnyelődés miatt folyamatosan gyengül, ezért a sugár útjába kerülő szövetek különböző mértékű dózist kapnak. Ebből következik, hogy a sugárnyaláb belépéséhez közeli struktúrák nagyobb dózist kapnak, mint a mélyebben fekvő szövetek.

### Mértékegységek

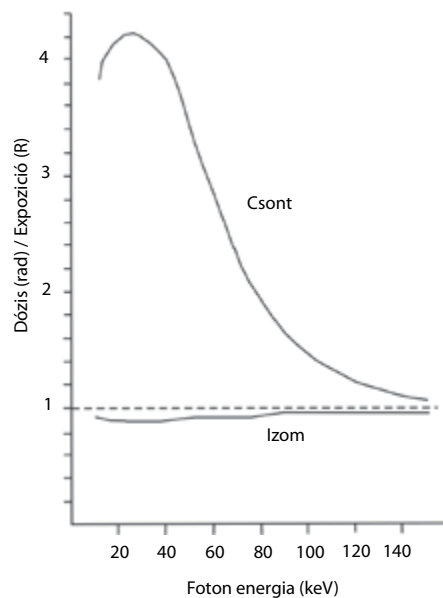
Az elnyelt dózis hagyományos mértékegysége a rad, mely megfelel  $100 \text{ erg/g}$  (SI-ben:  $10^{-2} \text{ J/kg}$ ) szövet által elnyelt energiának. Az elnyelt dózis SI mértékegysége a gray (Gy), mely megfelel  $1 \text{ kg}$  szövet által elnyelt  $1 \text{ J}$  sugárzási energiának.

A két mértékegység közötti összefüggés:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g} = 0,01 \text{ J/kg} = 0,01 \text{ Gy}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

Egy adott szövettípusra és fotonenergiára vonatkoztatva az elnyelt dózis arányos a szövetet ért expozícióval. Az elnyelt dózis (rad) és az expozíció (R) arányát (f) lágyszövet és csontszövet esetén a fotonenergia függvényében a 7. ábra demonstrálja. Lágyszövetekben az 1 R expozícióra eső elnyelt dózis a demonstrált teljes foton energia tartományban kisebb, mint 1 rad. Ez az összefüggés csontszövet esetén lényegesen különbözik. Alacsonyabb fotonenergia-tartományban 1 R expozíció akár 3 rad-nál is nagyobb elnyelt dózist okozhat.



2.7. ábra Az elnyelt dózis és a fotonenergia összefüggése csontban és lágyrészekben

### Integrált dózis

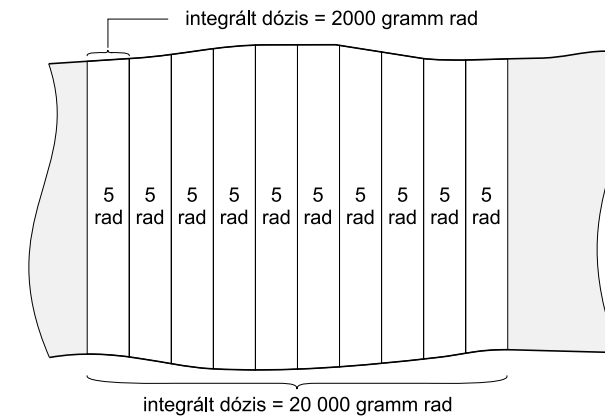
Az integrált dózis adja meg a szervezet által elnyelt teljes energiamennyiséget. Ezt nemcsak az elnyelt dózis értéke, hanem a besugárzott szövet tömege is befolyásolja. Az integrált dózis hagyományos mértékegysége a gramm-rad, mely megfelel 100 erg elnyelt energiának.

Ha tehát a besugárzott szövetben minden egyes gramm szövetben elnyelt energiát összeadjuk, akkor megkapjuk a teljes elnyelt energiamennyiséget.

Az integrált dózis SI mértékegysége a J, a hagyományos és SI mértékegységek közötti összefüggés:

$$1 \text{ J} = 100\,000 \text{ gramm-rad}$$

Az integrált dózis (teljes elnyelt sugárzási energia) az a sugárzással kapcsolatos mértékegység, mely a sugárzás által potenciálisan létrehozott károsodást a legjobban indikálja. Ennek az a háttere, hogy ez a mértékegység nemcsak az elnyelt sugárzás intenzitását, hanem a sugárzásnak kitett szövet mennyiségét is tükrözi. Az integrált dózist az emberi testben mérni praktikusán nem lehet. Azonban a sugárzási energia a szövetekben szinte teljes mértékben elnyelődik, az integrált dózis jól becsülhető (néhány százalékos hibával) a szervezetre ható teljes energia ismeretében.



2.8. ábra Integrált dózis a rétegfelvételezésben

Az integrált dózis koncepcióját egy computer tomográfias vizsgálat sémájával illusztráljuk (2.8. ábra). Feltételezzük, hogy egyetlen testszelet leképezése során az átlagosan elnyelt dózis mennyisége 5 rad, és ha a szeletben mintegy 400 g szövet helyezkedik el, akkor az integrált dózis 2000 gramm-rad lesz. Ha ezután egy 10 szeletes vizsgálatot végzünk úgy, hogy a fent leírt tényező változatlan marad, akkor minden egyes szeletben azonos elnyelt dózist kapunk. Ugyanakkor az integrált dózis a szeletszám függvényében nő, és a 10 szelet esetén ennek értéke 20 000 gramm-rad lesz. (A példában nem számoltunk az egymás melletti szeletekbe átlépő szórt sugárzással, mely a valós adatokat természetesen befolyásolja, de az alapelvet nem.)

### Biológiai hatás

Mivel a radiológiai képalkotás ionizáló sugárzást alkalmaz, ezért kívánatos, hogy a sugárzás aktuális vagy relatív biológiai hatását jellemezni tudjuk. Egy sugárzás biológiai hatásának és fizikai mennyiségének megkülönböztetése azért feltétlenül fontos, mivel a különböző típusú sugárzások nem egyforma módon hoznak létre biológiai eltéréseket. Így például egy adott sugárzástípus által közvetített 1 rad mennyiségű elnyelt dózis lényegesen nagyobb károsodást okozhat, mint egy másik fajta sugárzásé. Más szóval a biológiai hatást nemcsak a sugárzás mennyisége, hanem biológiai jellemzője is befolyásolja.

### Dózisekvivalens

A dózisekvivalens (H) az a mennyiség, mely a foglalkozási vagy környezeti sugárzás-expozíciónak kitett személyben fejezi ki a sugárzás biológiai hatását. A radiológiai osztályon dolgozó személyzet sugár-expozícióját is dózisekvivalensben határozzák meg és rögzítik.

A dózisekvivalens arányos az elnyelt dózissal (D), a minőségi tényezővel (Q) és egyéb módosító tényezőkkel (N), melyek az adott sugárzás fajtájára specifikusak. A diagnosztikai vizsgálatok során alkalmazott sugárzások (röntgen-, gamma- és béta-sugárzások) minőségi és módosító tényezőinek értéke 1. Ebből következik, hogy ezekben az esetekben a dózisekvivalens numerikusan megegyezik az elnyelt dózissal. Azon sugárzások, melyek az elektronhoz viszonyítva nagy tömegű részecskékből állnak, 1-nél nagyobb minőségi tényezővel rendelkeznek. Így például alfarészecskék esetén a minőségi tényező értéke ~20.

A dózisekvivalens hagyományos mértékegysége a rem, az SI mértékegysége pedig a sievert (Sv). Ha a minőségi tényező 1, akkor a dózisekvivalens és az elnyelt dózis között az alábbi összefüggés áll fenn:

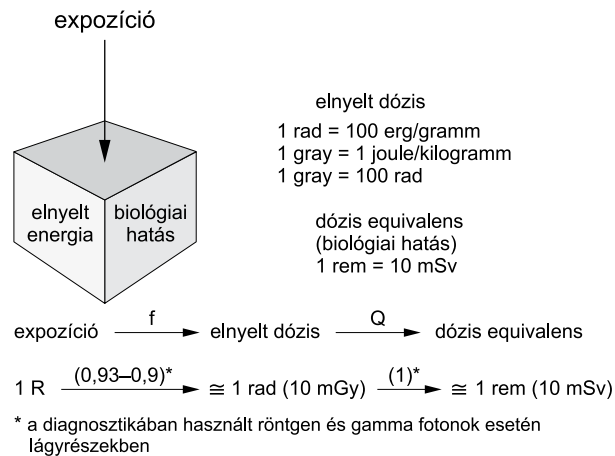
$$H \text{ (rem)} = D \text{ (rad)}$$

$$H \text{ (Sv)} = D \text{ (Gy)}$$

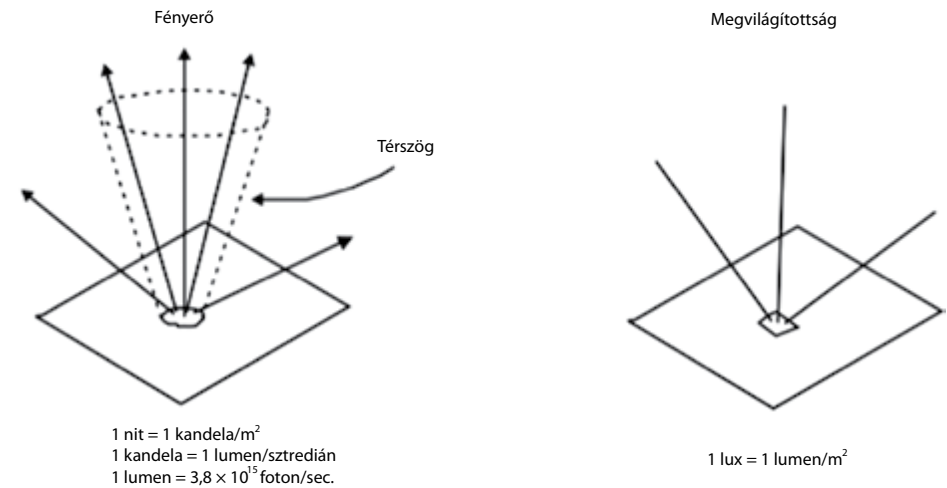
A dózisekvivalens értékét a két mértékegység között az alábbiak szerint válthatjuk át:

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

A 2.9. ábra foglalja össze az expozíció, az elnyelt dózis és a dózisekvivalens közötti összefüggéseket. Bár mindegyik a sugárzás különböző aspektusát fejezi ki, mind sugárzásintenzitást jelöl. A diagnosztikai vizsgálatok során használt sugárzás esetén a három mennyiséget összekötő tényező értéke légyszövetek esetén 1, ezért 1 R expozíció hozzávetőleg 1 rad elnyelt dózist és 1 rem dózisekvivalenst eredményez.



2.9. ábra Az expozíció, az elnyelt dózis és a dózis ekvivalens összefüggése



2.10. ábra A fényvel kapcsolatos mértékegységek

## Fény

A radiológiában két alapvető fényvel kapcsolatos mértékegységet használunk: az egyik, amely a fényforrásból kibocsátott fény mennyiségét határozza meg, a másik az egy felületre eső fény mennyiségét jellemzi mennyiségileg. A fényvel kapcsolatos mennyiségek összefüggését a 2.10. ábra szemlélteti.

### Fényerősség (luminancia)

A fényerősség az a mértékegység, mely a fényességgel kapcsolatos és jellemzi, hogy egy fényforrás felületéről milyen mennyiségű fény származik. A fényerősség mértékegysége a nit, mely megfelel a fényforrás felületén 1 kandela/m<sup>2</sup>-nek<sup>12</sup>.

A fényerősség fogalma könnyen megérthető, ha a fényt „felépítő” fotonok számát figyelembe vesszük. A fényáram mértékegysége a lumen, melyet a fényfotonok számával is kifejezhetünk, és 1 lumen = 3,8 × 10<sup>15</sup> foton/sec-ban határozták meg. A fényerősség egy másik meghatározó tényezője egy adott irányban a fény koncentrációja. Ezt az irányt egy adott szöggel (térszög) jellemezhetjük, melynek mértékegysége a szteredián (sr). Ha egy fényforrás felületén a fény intenzitása 1 kandela/m<sup>2</sup>, akkor a fényerősség megfelel 1 nit-nek. A gyakorlat szempontjából egy fényforrás

<sup>12</sup> Lásd: Fizika jegyzet, SI mértékegységek fejezet

fényerősségének jellemzése realiztikusabb a  $\text{mm}^2$  területegység használatával.  $1 \text{ mm}^2$  megfelel  $10^{-6} \text{ m}^2$ -nek, például egy képerősítő ernyő kimeneti ernyőjének fényerőssége akkor 1 nit, ha  $1 \text{ mm}^2$  területen 1 sr nagyságú térszög alatt  $10^{-6}$  lumen fényáram mérhető. Ez esetben  $1 \text{ mm}^2$  területet  $3,8 \times 10^9$  darab fényfoton hagy el másodpercenként. A nézőszekrény fényességét szokták még nit-ben megadni. Egy általános célú nézőszekrény fényereje 1500-2000 nit, de a mammográfias nézőszekrény fényerőssége legalább 3500 nit kell, hogy legyen.

### Megvilágítás

A megvilágítás a megvilágított felszínre eső fény mennyiségét jellemzi, melynek egysége a lux. Egy felület megvilágítottsága akkor 1 lux, ha arra  $1 \text{ lumen/m}^2$  fényáram esik. Vegyünk  $1 \text{ mm}^2$  területet egy filmen.  $1 \text{ lumen/m}^2$  megvilágítás esetén (mely másodpercenként  $3,8 \times 10^{15}$  darab fotont jelent) az  $1 \text{ mm}^2$ -re  $3,8 \times 10^9$  darab foton esik. A film teljes fényexpozícióját a megvilágítottság és az expozíciós idő szorzataként kapjuk meg ( $\text{lux} \times \text{sec}$ ).

### A rádiófrekvenciás sugárzás

Rádiófrekvenciás sugárzást a mágneses rezonancián alapuló képalkotás (MRI) során alkalmazunk. Az MRI-vizsgálat során alkalmazott rádiófrekvenciás energia legnagyobb része a vizsgált testben elnyelődik. Az elnyelt rádiófrekvenciás energia mennyiségét a hagyományos energiamennyiségekkel jellemezhetjük.

A teljesítmény az energiaátadás sebességét jelenti, melynek mértékegysége a watt, mely megfelel  $1 \text{ J/sec}$  energiaátadásnak. Az MR-vizsgálat során az MR-készülék egy adott teljesítményszinten energiát közöl a vizsgált egyénnel. Ez a teljesítményszint a vizsgálattal kapcsolatos tényezők függvénye. A vizsgált egyén szempontjából azonban lényegesebb, hogy egy adott szövetben milyen az egységnyi tömegű anyagnak egységnyi idő alatt átadott energiamennyiség. Ezt watt/kg mértékegységgel fejezhetjük ki, és ennek jellemzésére a fajlagos abszorpciós tényező (SAR – specific absorption rate) elnevezést alkalmazzák. Mivel a rádiófrekvenciás energia a vizsgált egyén szervezetében nem egyenletesen oszlik el, két mennyiséget kell figyelembe venni: egy adott lokalizációban mérhető SAR-t és az egész testben mérhető átlagos SAR-t. A szövetekben elnyelődött rádiófrekvenciás energia hővé alakul. Következésképpen az egységnyi tömegű szövetnek átadott teljesítmény a szövetekben képződő hő mennyiségét, illetve arányát is jellemzi.

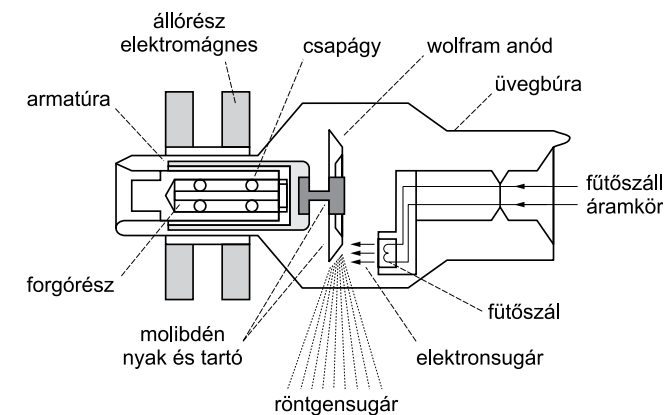
## 3. fejezet

# A röntgenső

Bogner Péter

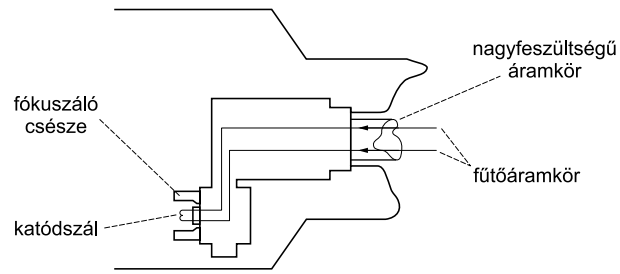
A diagnosztikai képalkotásban a röntgensugárzást az elektronok energiájának átalakításával nyerjük, mely folyamat a röntgensőben zajlik. A röntgensugárzás mennyiségét és minőségét az elektromos mennyiségekkel (kV, mA) és az idővel (s) tudjuk befolyásolni.

A röntgenső tehát egy energiakonverter, mely az elektromos energiát két energiaformává alakítja: röntgensugárzássá és hővé. A hő ebben a situációban valójában nemkívánatos mellékterméknek tekinthető. A röntgenső alapvető feladata – melyet a cső tervezésénél és kialakításánál figyelembe vesznek –, hogy a röntgensugárkibocsátás maximális és a hőleadás optimális legyen. A röntgenső egy viszonylag egyszerű elektromos készülék, mely valójában két részből áll, katódból és anódból. Ha a röntgensövet egy áramkörbe kapcsoljuk, az áram a katód felől az anód felé halad, az elektronok energiájukat leadják, melynek következtében röntgensugár (és hő) keletkezik. A röntgenső általános felépítését a 3.1. ábra szemlélteti.



3.1. ábra A röntgenső főbb komponensei





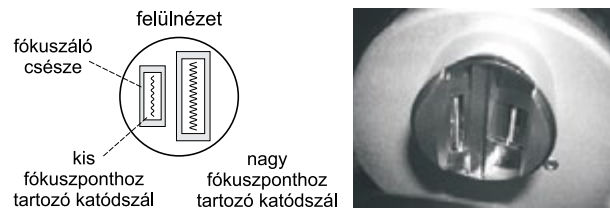
3.2. ábra A katódszerkezet keresztmetszeti ábrája

## Katód

A katód a röntgenső negatív oldala (pólusa). A katódon alakul ki hő hatására az az elektronfelhő, melyből nagyfeszültség hatására az elektronok az anód felé indulnak, és a katódszerkezet fókuszálja ezt az elektron áramot az anód megfelelő része felé. A katód alapvető részei: a katódszál, a fókuszáló csésze és a különböző vezetékek (3.2. ábra).

### A katódszál

A katódszál egy vékony wolframszál, mely 0,1–0,2 mm átmérőjű és ez a wolframszál kb. 1-2 mm széles és 10-15 mm hosszú tekercset alkot. A katódszál a katódban az úgynevezett fókuszáló csészeben helyezkedik el. A wolfram azért ideális anyag a katódszál készítésére, mivel a wolframnak magas az olvadáspontja (3370 °C) és nehezen párolog. Katódszálat készíthetnek még réniumból (olvadáspont: 3100 °C) és molibdénből (olvadáspont: 3620 °C). A magas olvadáspont lehetővé teszi, hogy katódszálat magas hőmérsékleten üzemeltessük. Ahogy említettük, a wolfram nehezen párolog, mely azért fontos, mert az elpárolgó fém lerakódik a röntgenső belső felszínére, valamint csökkenti a csőben lévő vákuumot. A katódszál hosszúsága és szélessége meghatározó fontosságú a készítendő röntgenkép geometriai tulajdonságai szempontjából.



3.3. ábra A kétfókuszú röntgenső katódszáli felülnézetből

A legtöbb diagnosztikus röntgensőben két katódszál helyezkedik el, melyet kettős fókuszú elrendezésnek nevezünk (3.3. ábra).

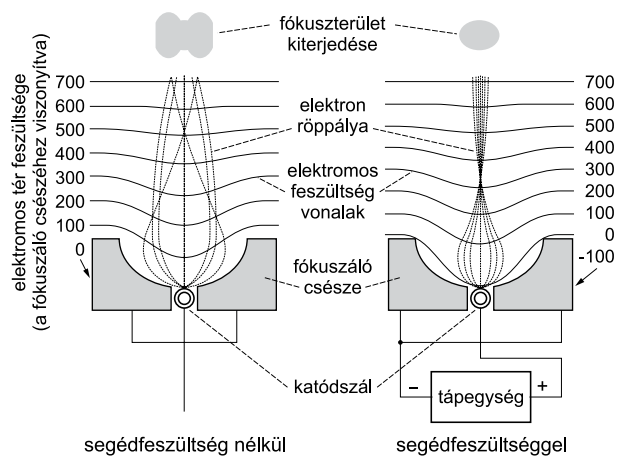
Ahogy korábban említettük, a katódszál körül annak elektromos ellenállása következtében fejlődő hő miatt elektronfelhő alakul ki (termoionikus jelenség vagy termikus elektronemisszió). A wolframszálban kb. 2200 °C felett jelentkezik a termoionikus hatás, melynek következtében az elektronok elhagyják a katódszál felszínét. Az elektronfelhő kialakulása után nagyfeszültséget alkalmazunk, a feszültség hatására az elektronok felgyorsulnak és nagy sebességgel az anód felé indulnak. A termoionikus hatás következtében kibocsátott elektronok nagy része tehát az anód felé repül, majd az anódba csapódva és ott lelassulva visszatér az áramkörbe. Az elektronok és a wolfram atomok kis hányada azonban elpárolog, mely csökkenti a röntgensőben fennálló vákuumot. Az elpárolgott wolfram fokozatosan az üvegbura belső felületére rakódik, ezért üvegcsőekben a belső felület tükröződhet, és nemkívánatos elektromos kisülés is létrejöhethet az üvegbura és a katód között. Ez a jelenség a cső megrepedéséhez, megsemmisüléséhez vezet. Az üvegburára lerakódott fémréteg az elsődleges röntgensugár szűréséhez és ezzel a cső hatékonyságának csökkenéséhez vezet.

A tartós használat következtében a katódszál elszakadhat, hasonlóan, ahogy egy izzóban az izzószál elszakad. Értelemszerű, hogy röntgensőekben a különösen nem szakszerű használat esetén ez gyakrabban megtörténhet. Amikor a röntgenberendezést bekapcsoljuk, a katódszál egy gyengébb áram hatására felmelegszik. Ebből a felmelegített állapotból nagyobb áramerősség hatására üzemi hőmérsékletre csak az expozíció megkezdésekor fűtjük fel a katódszálat, melynek következtében a katódszál körül kialakul az elektronfelhő a beállított milliámpereknél megfelelően. A wolframszál párolgása csak ennél a magas hőmérsékletnél jelentkezik. Egy átlagos röntgenső élettartama csupán 6-9 óra lenne ilyen magas hőmérséklet esetén (10-20 000 expozíció). A katódszál fűtőáramköre az anódot forgató rotorral szinkronkapcsolt.

Érdekességként megemlíjtjük, hogy a radiográfia kezdetén hideg (nem fűtött) katódszálat alkalmaztak. 1915-ben COOLIDGE (1873–1975) egy amerikai fizikus fejlesztette ki a fűtött katódszálú



3.4. ábra Röntgenső-sorozat az 1910-es évekből



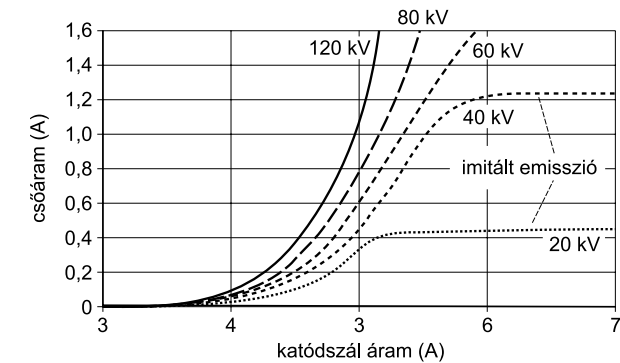
3.5. ábra A fókuszáló csésze működése

röntgensövet a General Electric gyár részére. Az úgynevezett Coolidge-cső bevezetése előtt a radiográfus különböző mA értékű csősorozatokat tartott a polcon, mely lehetővé tette, hogy a különböző mA igény esetén a cső kicserélésével megfelelő expozíciót érjen el (3.4. ábra). Coolidge nevéhez nemcsak a fűtött katódcsál kifejlesztése, hanem a fókuszáló csésze és az anódfűtés különböző megoldásai is fűződnek.

### A fókuszáló csésze

A fókuszáló csésze a katódcsál nyílását jelenti, melyben a katódcsál helyezkedik el (3.5. ábra). Anyaga általában nikkell, és feladata, nevéből eredően, hogy a nagy feszültség hatására elmozduló elektronokat az anód megfelelő pontjára fókuszálja. Erre azért van szükség, mivel az elektronok mind negatív töltéssel rendelkeznek és egymást taszítják. Ebből következően az anód felé indulva nem egyenes vonalban, hanem legyezőszerűen indulnak el. A fókuszáló csésze egy nyíl negatív potenciállal rendelkezik, és e potenciál, valamint a geometriai kialakítása miatt az anód felé induló elektronokat összetartó nyalábként teszi. A fókuszáló csésze negatív potenciálját bizonyos készülékekben és alkalmazásokban változtatni lehet, melynek következtében az elektronnyaláb mérete is változni fog.

Ha a katódcsál izzítását fokozzuk, egyre több és több elektron lép ki, melynek következtében egy bizonyos pont után negatív töltésük miatt gátolni fogják további elektronok kilépését – első sorban alacsony csőfeszültség tartományban (kb. 40 kV-ig). Ezt a jelenséget „space-charge” effektusnak nevezzük, mely limitálja a röntgenszóvegekben alkalmazható maximális mA értéket.



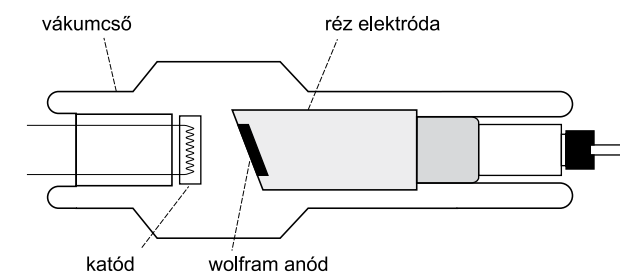
3.6. ábra A fűtőáram és a csőáram összefüggése különböző csőfeszültségek esetén

Ahogy a csőfeszültséget ( $kV_p$ ) növeljük, a termoionikusan kibocsátott elektronok egyre nagyobb része távozik az anód felé (3.6. ábra). Egy bizonyos csőfeszültség felett nem lehet még több elektront mobilizálni, ezért a csőfeszültség további emelése nem fogja a cső mA értékét emelni (emisszió limitált).

### Az anód

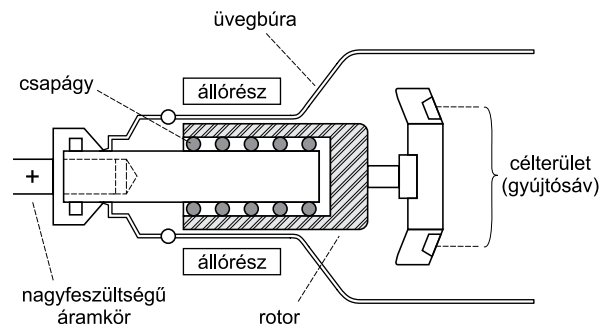
Az anód a röntgenszó pozitív oldala, melynek három funkciója van: 1. a katód felől érkező nagysebességű elektronok célpontja, azaz a röntgenfotonok keletkezési helye, 2. a nagyfeszültségű áramkör része, 3. a keletkező hő elvezetését végzi.

Az anódon belül a fókuszterület az a rész, ahol a nagysebességű elektronok hirtelen lefékeződnek és a röntgenfotonok keletkeznek. Az anód kétféle elrendezésben lehet jelen a röntgenszóban: álló anódként vagy forgóanódként (3.7-8. ábra)



3.7. ábra Az álló anódszerkezet keresztmetszeti ábrája





3.8. ábra A forgó anódszerkezet keresztmetszeti ábrája. A forgó anódszerkezet főbb részei: az anódtányér, az álló- és mozgórész, valamint a vezetékvezetés

### Az anódtányér

Álló anódot manapság már csak kis teljesítményű rtg-berendezésekben alkalmaznak, de a legtöbb készülék forgó anódú rtg-csővet tartalmaz. A forgóanód az expozíció közben forog, melynek következtében a fókuszterület jelentősen megnövekszik. A modern forgóanódokban az elektronnyaláb egy adott pontot csak 7-50  $\mu$ s időtartamig „bombáz”, és minél gyorsabban forog az anód, annál nagyobb területen szabadul fel a hő.

Az anód több anyagból épül fel, melyek az anód optimális működését szolgálják. Az álló anódokban a fókuszterület wolfram-rénium ötvözet, melyet egy 45°-os ferde vörösréz ágyban helyeznek el. A forgóanódokban az anódtányér 5-13 cm átmérőjű, és anyaga a felhasználástól és technikai megoldásoktól függően más és más. Az anódtányérok is a fókuszterület anyaga wolfram-rénium ötvözet, a hordozó pedig lehet molibdén, grafit vagy ezek kombinációja, melyek az optimális hőelvezetést biztosítják. A röntgenfotonok keletkezése szempontjából szintén a wolfram a legjobb anyag, melyet használhatunk, három ok miatt:

1. nagy rendszám,
2. magas olvadáspont,
3. jó hővezető képesség.

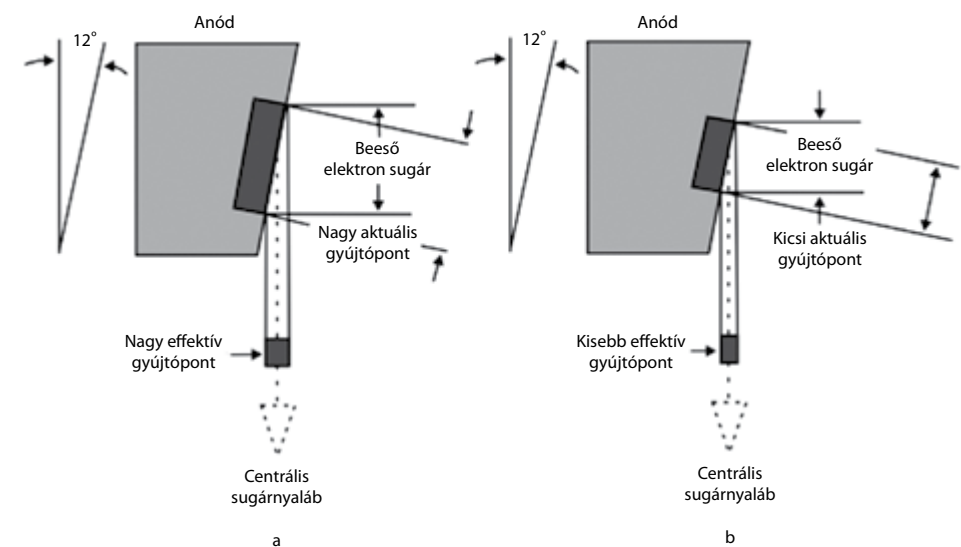
A wolfram nagy rendszáma miatt megfelelő energiájú röntgenfotonok kibocsátására alkalmas. Üzemszerű használat esetén az anódtányér fókuszfelülete 1000-2000 °C-ra melegszik fel, de nagy terhelés esetén ennél magasabb hőmérsékletet is elérhet. A wolfram magas olvadáspontja miatt a fent említett hőmérséklettartományban nem olvad meg és emellett jó hővezető is. A wolfram réniummal való ötvözése nagyobb elaszticitást biztosít, és ezáltal a fókuszterület gyors tágulása lehetővé válik. A jó hővezetés érdekében a fókuszterületet általában molibdén- vagy grafitágyba helyezik el. A grafit alapú anódok hőterhelhetősége akár kétszeres is lehet. A mammográfiás rönt-

gensővekben az anód molibdénből (rendszám: 42) készül, mely alacsonyabb energiájú fotonok kibocsátását biztosítja.

Az alacsonyabb energiájú fotonok jobb lágyrészkontrasztot tesznek lehetővé. A mammográfiás röntgensővek ablaka berilliumból ( $Z = 4$ ) készül azért, hogy az alacsonyabb energiájú fotonok kevésbé nyelődjenek el a röntgensőből való távozásukkor.

### A fókuszterület (célterület)

Az anódnak azt a részét, ahol a nagy energiájú elektronok becsapódnak, számos elnevezéssel illetik: célterület, fókusz, fókuszpont, fókuszvonal. A fókuszterület az a terület, ahol a röntgenfotonok keletkeznek, és ebből következően ez az a pont, ahonnan a film-fókusz távolságot számítani kell. A röntgensővön, ill. a -készüléken a fókuszpontot általában jelölni szokták. Az állóanódoknak statikus a fókuszterületük, míg a forgóanódoknak dinamikus, és ebből kifolyólag a fókuszterület effektív nagysága nagyobb, mint az állóanódoké. A forgóanód fókuszterülete a forgási sebességtől és az anódtányér átmérőjétől függően akár 300-szoros lehet. Ennek következtében a forgóanód hőkapacitása az állóanódhoz képest lényegesen nagyobb. A forgóanód esetén a fókuszpont állandóan változik, ezért célszerűbb a fókuszvonal elnevezést használni, de az elektronok mindenkori becsapódásának helyét aktuális fókuszpontnak is hívják. Effektív fókuszpontnak azt a területet hívjuk, melyből a röntgenfotonok valójában erednek (3.9. ábra).



3.9. ábra Vonalfókusz elv. A fókusz-/gyűjtőpont méret és a katódszál hosszának, ill. a beeső elektronnyaláb méretének összefüggése

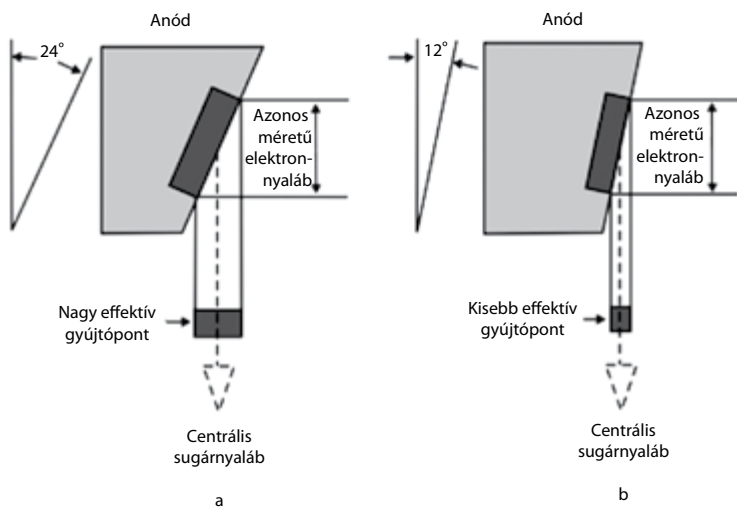
A forgóanódokból normál, üzemszerű használat ellenére idővel valamennyi fém elpárolog, és ennek következtében a felülete érdessé, „göröngyössé” válik. A röntgenső használata esetén fontos, hogy az anód is felmelegedjen, azaz a szobahőmérsékletről az üzemi hőmérséklet közelébe melegszik az anód. A felmelegedő anód felmelegíti az üvegburát, melynek hőtágulása következtében a csőben jelenlévő vákuum is nő, és ezért fontos, hogy a röntgensövet, ha rendszeresen nem is használjuk, időnként be kell kapcsolni. Az anód felmelegítése azonban egy másik ok miatt is igen fontos: a hideg anód az expozíció során jelentkező nagy hőterhelés esetén eltörne, mert a hőtágulás meghaladná a fém tágulási képességét. Az újabb anódokban a tágulási feszültséget csökkentő vájatokat alakítanak ki, és ezek az anódok nem igényelnek komolyabb előmelegítést.

### Vonalfókusz elv

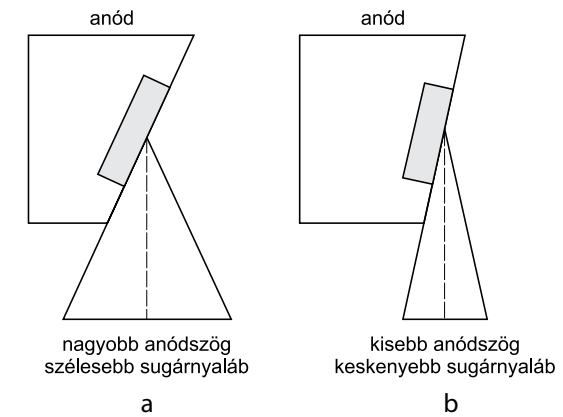
A vonalfókusz elvet az effektív fókuszpont csökkentésére alkalmazzuk. Célja a fókuszpont méretének csökkentésével (mely a felbontóképesség miatt szükséges) egyidejűleg az elektronok becsapódási területének növelése, ezáltal a hőleadás javítása. Az effektív fókuszpont méretét az aktuális fókuszpont (terület) nagysága, valamint az anód szöge határozza meg (ld. 3.9. ábra).

$$\text{effektív fókusz hosszúság} = \text{aktuális fókusz hosszúság} \times \sin \theta \text{ (anódszög)}$$

Az aktuális fókuszpont nagysága a katódcsál méretétől függ. Ha az anódszög 45°-nál kisebb, az effektív fókuszpont kisebb, mint az aktuális fókuszterület (3.10. ábra). Ez valójában a vonalfókusz



3.10. ábra Vonalfókusz elv. Az anódszög hatása az effektív gyújtópont/terület nagyságára



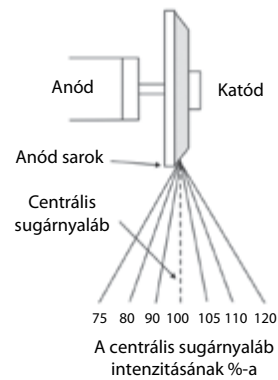
3.11. ábra Vonalfókusz elv. Az anódszög hatása a sugárnyaláb nagyságára, ill. a lehetséges mezőméretre

elvből következik. A leggyakrabban alkalmazott anódszög 12°, de lehet ettől eltérő (7-17°). Ha az anód szögét csökkentjük, akkor az effektív fókuszterület mérete is csökken.

A túlzottan kis anódszög legfőbb hátránya, hogy az elsődleges sugárnyaláb méretét beszűkíti, főként kis filmfókusz távolság esetén (anódsarok effektus, ld. később) (3.11. ábra).

Egy másik hátrány pedig az, hogy az anód melegedésével az anód geometriailag vetemedik, és ebből fakadóan az elsődleges sugárnyaláb anód felőli oldala „megrövidül”, ezért az ezen az oldalon ábrázolandó struktúrákat „levágja”. A cső döntésével ezt a problémát kiküszöbölhetjük.

Az effektív fókuszterület valójában téglalap alakú, hiszen a vonalfókusz elv csak az egyik dimenzióban, azaz vertikálisan érvényes, horizontális irányban (az anódtányér síkjában) nem érvényesül. Egy átlagos effektív fókuszterület általában 6 mm-nél nem hosszabb, szélessége nem haladja meg a 2 mm-t. A fókuszpont (fókuszterület) méretén az effektív fókuszterület vertikális dimenzióját értjük. A diagnosztikai röntgensővekben a fókuszterület nagysága 0,1–3 mm között lehet. A legtöbb röntgensőben két fókuszterület van, mely közül a kisebb jobb felbontást biztosít, a nagyobb pedig nagyobb csőterhelést, azaz hőeloszlást tesz lehetővé. Ebből következően a kisebb fókuszterület használata esetén nem alkalmazhatunk nagy milliamper értékeket, de automata rendszerekben a milliamper beállítással megfelelő fókuszterület méret automatikusan kiválasztásra kerül. Ha a jobb felbontás érdekében a kisebb fókuszterületet kívánjuk használni, mindenképpen kisebb milliamper értéket kell állítani és a megfelelő expozíciót az expozíciós idő növelésével érhetjük el.

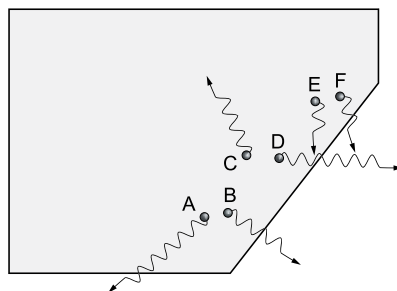


**3.12. ábra** Az anódsarok effektus. A sugárnyaláb intenzitásának változása a centrális sugárnyalábra merőleges síkban

### Anódsarok effektus

Ahogy korábban említettük, a vonal-fókusz elv egyik hátránya az anódsarok effektus (3.12. ábra). Az anódsarok effektus az anód geometriájából fakad és lényege, hogy az anódon keletkező röntgensugárzás intenzitása nagyobb a katód felőli, mint az anód felőli oldalon.

Ahogy az elektronok a fókuszterületbe csapódnak, a legtöbb keletkező röntgenfoton az elektronnyaláb irányához képest 45-90°-ban keletkezik. Azok a fotonok, amelyek az anód belseje, illetve vastagabb részei felé indulnak, magában az anódban elnyelődnek. Értelemszerűen azon fotonok, melyek az anód felszíne felé lépnek ki, kevésbé nyelődnek el (3.13. ábra), és ezért lesz a katód felőli oldalon nagyobb intenzitású a sugárnyaláb, mint az anód felőli oldalon.



**3.13. ábra** Az anódsarok effektus kialakulása. Az anód keresztmetszeti ábráján látható, hogy a keletkező röntgenfotonoknak hosszabb utat kell megtenni az anód felé (A), mint a katód felé (D)

Ebből kifolyólag az anód–katód tengely irányában a sugárnyaláb intenzitását tekintve az anód és katód oldali széle között akár 40-45%-os intenzitásbeli különbség is lehet (ld. 3.12. ábra). Ez az intenzitásbeli különbség elegendő ahhoz, hogy a röntgenfilmen is látható különbséget okozzon, különösen nagyméretű film és kis film-fókusz távolság esetén. Az anódsarok effektus miatt van a felvételi rendszernek „feje”, és az effektus megfelelő használata bizonyos szituációkban az optimális felvétel elkészítését segíti. Például a thoracalis gerinc anteroposterior irányú felvételénél a cső katód felőli oldalát érdemes a beteg lába felé állítani, hiszen a gerincszakasz caudalis részén a hasi szervek miatt nagyobb denzitást kell átexpozálni.

### Az állórész (sztátor)

A villamos motorok elektromágnesei alkotják az állórészt, melyek a röntgensőben az anódot forgatják (ld. 3.8. ábra). Az állórész a röntgensővön, illetve az üvegburán kívül helyezkedik el. Az elektromágnesesség miatt az üvegburán keresztül is az állórész a rotort forgatni tudja, és ennek az elhelyezésnek az az előnye is megvan, hogy a forgórész tekercsei a nagyfeszültségű rendszertől szigetelve vannak. Ha az elektromágneses tekercsek, illetve ez az áramkör meghibásodik, és a rotor, illetve az anód nem forog az expozíció alatt, az anód megolvad, mely súlyos esetben röntgenső balesethez vezethet (ld. később).

### A forgórész (rotor)

A rotor az üvegburán belül helyezkedik el, és általában egy rézhenger, mely az egyik végén az anód tengelyéhez rögzített. Az anód forgási sebessége általában 3200-3600 fordulat/perc (rpm). A magas fordulátú anódok azonban 10-12 000 rpm fordulatszámmal forognak, mely jobb hőleadást tesz lehetővé. A rotor és a rotort tartó tengely között csapágygolyók helyezkednek el, melyek forgása jellegzetes hangot ad. Egy új röntgensőben az anód az expozíció után még kb. 60 mp-ig forog, mely idő a csapágygolyók kopásával egyre csökken. A magas fordulátú anódoknál egy olyan probléma jelentkezik, hogy az 5-7000 fordulatszám-tartományban az üvegbura berezonálhat, mely a bura megrepedéséhez vezethet. Ennek elkerülése céljából egy ellentétes irányú áram alkalmazásával az anódot gyorsan lefékezik. A magas fordulátú anódoknál egy másik probléma lehet a centrifugális erő okozta giroszkópiás hatás. Ha a röntgensövet az anód forgása közben meglökjük vagy hirtelen egyik helyzetből egy másikba váltjuk, akkor ez a giroszkópiás erő a csapágyak és az anód megrongálódását okozhatja.

A röntgenső károsodását okozhatja a csapágyak deformációja, mely a cső öregedésével együtt jár, főleg nagy terhelés mellett. Bár az anódtengely a rotornak kevés hőt ad át, a csapágygolyók fokozatosan deformálódnak, melynek következtében a rotor forgása közben daráló hangot ad, és a rotor lötyögni, imbolyogni kezd. Ennek következtében az aktuális fókuszpont az

ideális fókuszsávon kívül kerül, mely a cső teljesítményét nagymértékben rontja. Ahogy korábban említettük, az álló- vagy forgórész meghibásodása esetén az expozíció során az anódtányér nem forog, mely az anód megolvadásához vezet. A megolvadt wolfram fém az üvegburára cseppenve annak megrepedéséhez vezet. A hirtelen nagy hőterhelés következtében az anód el is törhet, és az elektronnalábot az üvegbura felé irányíthatja.

Bármely fent említett esetben, illetve az üvegbura megrepedése a vákuumcső berobbanásához vezet, melynek következtében az üvegburát körülvevő szigetelőolaj a felforrósodott alkatrészekkel érintkezve a rendszer felrobbanását okozza. A forró olaj a beteget veszélyezteti. Röntgensőbaleset esetén mindig a beteget távolítsuk el a baleset helyszínéről, ne pedig a röntgensövet próbáljuk elhúzni. A röntgensőbaleset szerencsére ritka esemény, melyet megfelelő karbantartással és minőségbiztosítással el lehet kerülni.

## Az üvegbura

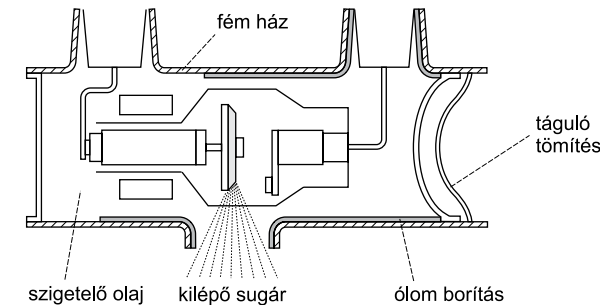
Az anód és katód részei egy üvegburában (csőben) helyezkednek el. Ez az üvegbura hőálló üvegből készül, és ahogy korábban már utaltunk rá, a röntgensőben nagy vákuum áll fenn ( $10^{-5}$  Hgmm). A röntgensőnek azt a részét, ahol az elsődleges sugárnyaláb kilép, ablaknak hívjuk. Az ablaknál általában az üveg elvékonyított annak érdekében, hogy a kilépő röntgenfotonokat kevésbé szórja vagy nyelje el. Szintén utaltunk rá korábban, hogy a mammográfiás röntgensővekben alacsony rendszámú belírium ablakot alkalmaznak annak érdekében, hogy az alacsony energiájú fotonok minél hatékonyabban tudjanak kilépni rajta.

## Védőburkolat

A röntgensövet minden esetben védőburkolattal látják el, melynek feladata a szórt sugárzás és a sugárszivárgás kijutásának megakadályozása, valamint a nagyfeszültségtől való szigetelés és a cső hűtése.

### Sugárvédelmi funkciók

Az anódon keletkező röntgenfotonok elvileg bármilyen irányba indulhatnak. Az elsődleges sugárnyaláb azokból a röntgenfotonokból áll, melyek a röntgenső ablakán lépnek ki. A röntgensőből máshol kilépő fotonok nem kívánatosak, ezért szükséges, hogy a védőburkolat ezeket elnyelje. Ennek érdekében a védőburkolat megfelelő részein ólomborítás található, elsősorban a cső katód felőli oldalán (3.14. ábra).



3.14. ábra A rtg-cső védőburkolata és sugárvédelme

Értelemszerűen a védőburkolaton is van egy ablak, mely az elsődleges sugárnyalábot átengedi. Azt a jelenséget, mely során a védőburkolat ablakán kívül röntgenfoton jut a környezetébe, sugárszivárgásnak nevezzük.

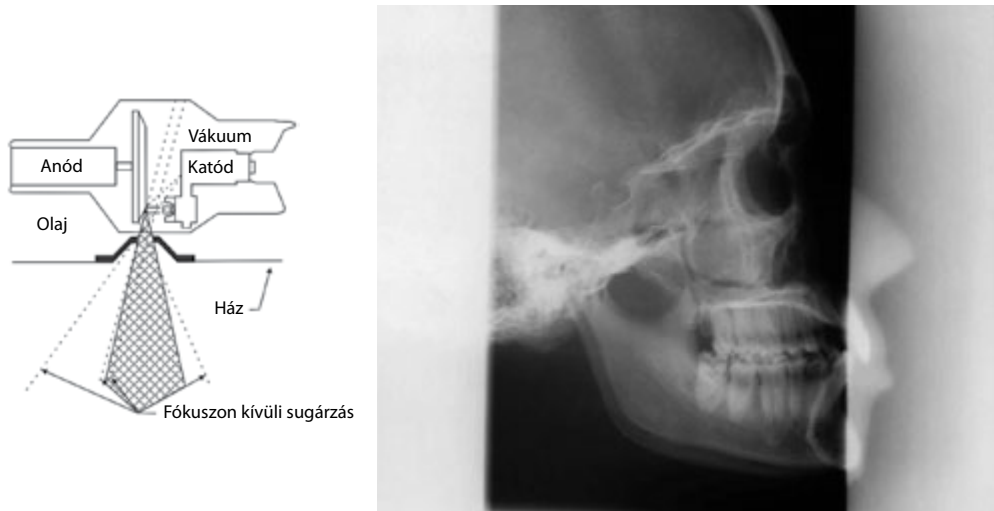
A sugárszivárgás nem haladhatja meg a 100 mR/h értéket 1 m távolságban. A védőburkolat természetesen a röntgenső mechanikai védelmét is ellátja.

### Magasfeszültségű szigetelés és csőhűtés

A röntgenső és a védőburkolat közötti tér speciális dielektromos olajjal van kitöltve. Az olaj dielektromos tulajdonsága szigeteli a magasfeszültségű alkatrészeket a védőburkolattól, és emellett az olaj a keletkező hő nagy részét elnyeli. A védőburkolat egyik végén egy tágulási szelep helyezkedik el, mely a felmelegedett olaj tágulását lehetővé teszi. Számos röntgensőben egy ventilátor is segíti a cső, illetve a védőburkolat hűtését. A nagyterhelésű röntgensővek esetén (computer tomográfia, angiográfia) egy hőcserélő rendszer segíti a hőleadást.

## Fókuszon kívüli sugárzás

Egy gyakran figyelmen kívül hagyott probléma, mely a képminőség jelentős romlásához vezet a fókuszon kívüli vagy extrafokális sugárzás. A fókuszon kívüli sugárzás olyan röntgenfotonokból származik, melyek nem az anód fókuszerületén keletkeznek. Előfordul, hogy a nagyenergiájú elektronok, melyek a fókuszfelületbe csapódnak, szóródnak vagy nagyenergiájú szórt fotonokat váltanak ki. Néhány esetben ezek a szórt elektronok vagy fotonok elegendő energiával rendelkeznek, hogy a röntgensőben egy másik felszínbe ütközzenek (a katód, az üvegburára csapódott fém, film, az anód más pontja) és újabb röntgenfotonok keletkezzenek. Ezek a fotonok tehát a fókuszponton kívül keletkeznek, és ezért nevezzük őket fókuszponton kívüli vagy extrafokális röntgenfotonoknak.



3.15. ábra Az extrafokális sugárzás keletkezése

3.16. ábra Extrafokális sugárzás megjelenése – a mezőn túl ábrázolódnak az alacsony abszorpciójú lágyrészstruktúrák

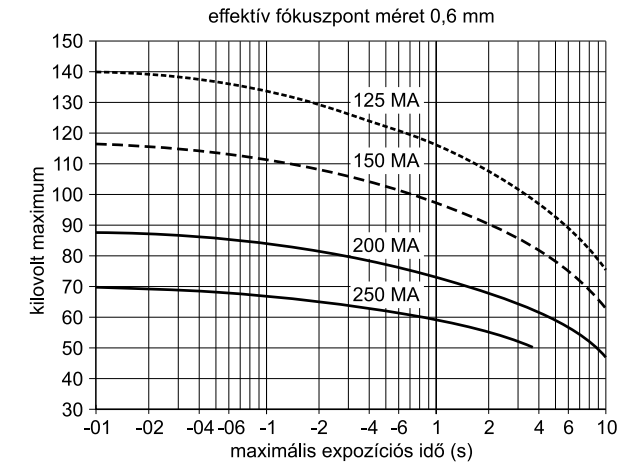
A védőburkolat az extrafokális sugárzás jelentős részét elnyeli, de ha elegendő mennyiségű extrafokális röntgenfoton keletkezik egy adott pontban, mely megfelelő szögben ki tud lépni a röntgenső, valamint a védőburkolat ablakán, akkor hatásuk a keletkező képen tapasztalható lesz (3.15. ábra). Ez a hatás jellemzően a széli részek mellett jelentkező árnykép (3.16. ábra).

A fókuszon kívüli sugárzás bizonyos szituációban az elsődleges sugárnyaláb akár 25-30%-át is elérheti. Fontos különbség azonban, hogy a fókuszon kívüli sugárzást alkotó röntgenfotonok energiája lényegesen alacsonyabb, mint az elsődleges sugárnyaláb fotonenergiája.

### A röntgenső-besorolási és -hűtési diagrammok

A röntgensövet, illetve a sugárforrást a hőképződés okozta károsodás elkerülése végett három különböző módon lehet minősíteni: a csőbesorolási grafikonok, az anódhűlési grafikonok és a burkolathűlési grafikonok segítségével. A besorolási grafikonok adják meg a különböző technikai faktorok azon beállítását, melyek a cső túlmelegedését elkerülve maximális csőterhelést tesznek lehetővé. Az ilyen típusú grafikonok a milliampere, kilovolt és idő adatokat adják meg (3.17. ábra).

Az anódhűlési diagramm alapján kiszámolható a megfelelő várakozási idő, mely egy adott terhelés után újabb expozíciót tesz lehetővé. Az anódhűlési grafikonok a radiográfiai hőegység (heat unit – HU) mértékegységet használják, melyet a kilovolt, milliampere, idő és egyenirányítási állandó paraméterek szorzatából számolhatunk ki.

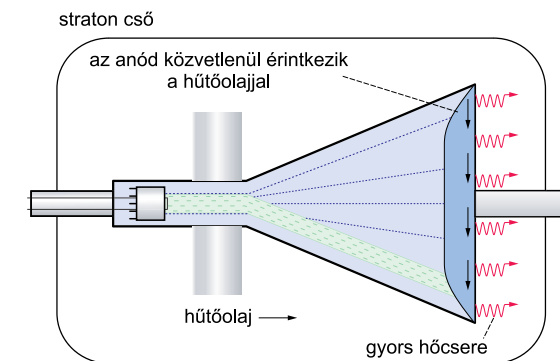


3.17. ábra Rtg-cső besorolási tábla

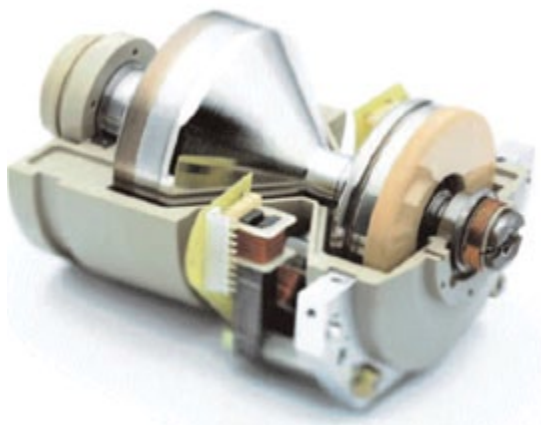
Manapság a röntgenkészülékekben hőérzékelő automatika felügyeli és szabályozza a röntgenső hőterhelését, és nagyobb terhelés esetén a beállított paraméterek tükrében segíti a felhasználó munkáját.

### A Straton-cső

A nagy hatékonyságú, folyadékkal történő kontakt anódhűtést a hőt elosztó forgatással kombináló megoldást dolgozott ki egy gyártó, melyet 2005-től kezdve nagy sorozatban sikeresen alkalmaz csúcskategóriás CT-berendezéseiben. A technológia kihasználja, hogy az olajhűtés és villamos



3.18. ábra Straton forgó burkolatú röntgensugárforrás vázlata



3.19. ábra Straton röntgen sugárforrás szerkezete

hozzávetés jó tömítés és szigetelés révén kombinálható forgatással, miközben a vákuumeszköz anódjának hőelvezetése és villamos csatlakozása megoldott. Korábbi CT-röntgenforrások vezérlésénél is ismeretesebbek voltak olyan megoldások, amelyekkel az elektronnyaláb útjának módosítását elektromágnes tekercsekkel valósítják meg. Ezek a megoldások a fókuszpont helyének kismértékű változtatásával a leképzés projekciójának módosulását célozták, melynek révén egy adott irányban geometriai felbontásjavulás érhető el.

A Straton márkanévű CT-röntgenforrás elrendezésében újdonság, hogy a fókuszált elektronnyalábot erőteljes kétdimenziós mágneses eltérítéssel mozgatják egy geometriai kúppalást mentén (3.18. ábra). Ennek révén a fókuszpont a hagyományos alakú anódtányér felületén körpályán vándorol körbe. A kibocsátott röntgennyaláb stabilitásához ilyen elektronnyaláb-eltérítést kombinálnak hagyományos mechanikai forgatással, így a jó hűlés és ezzel a tartós, folyamatos üzem biztosított. További előny, hogy a konvencionális forgótányéros anód nagy hőtárolású, kompozit szerkezetére nincs szükség, az anód – és így a teljes röntgenszó – kisebb méretű lehet. A folyamatos, kontakt folyadék-hűtésű anód virtuálisan végtelen hőkapacitást képvisel.

Ennek a geometriai elrendezésnek jellemzője, hogy a teljes CT-röntgenszóburkolat hűtőfolyadékba merített. A teljes burkolat forgómozgást végez a hűtőközegben, miközben az állandóan egy irányba kilépő röntgensugár stabilitását mágneses eltérítés biztosítja. Ezért szokásos „forgó burkolatú cső” (Rotating Envelope Tube, RET) megoldásnak is nevezni.

### A Straton röntgenforrás kialakításának előnyei

A Straton sugárforrás szerkezete jelentősen különbözik a hagyományos röntgenszóvektől (3.19. ábra). Ellentétben a korábbi megoldásokkal, a Straton anódja közvetlen hűtésű, melynek révén nagyteljesítményű, ugyanakkor kisebb méretű konstrukció valósítható meg.

Ez azt jelenti, hogy akár kettős röntgenszó is elhelyezhető egy CT-berendezésben ún. kétforrású (dual source) elrendezést alkotva. A kettős forrással és ennek megfelelő kettős detektorrendszerrel végzett gyors, jó időbeli felbontású képképzés alapvető fontosságú cardiac CT-vizsgálatoknál. Mivel az anód közvetlen hűtésű, hosszú felvételi menetek valósíthatók meg pl. perfúziós vizsgálatoknál, a nagy anatómiai régiók egyvégtében történő vizsgálatát nem szakítják meg kényszerű hűlési szünetek.

### Technológia és működési körülmények

A röntgenszóvegek magas feszültséggel (akár 140 k) és tekintélyes áramokkal működnek. A sugárforrások tervezésénél olyan anyagokat kell választani, melyek megfelelnek vákuumkörnyezetben, extrém hőmérsékleteken és állandó hőmérsékletingadozások esetén is. Új technológiát jelent a Straton-cső kialakításánál az elektronnyalábot formáló elektromágneses eltérítő alrendszer. Ennek révén egyetlen katód emitterponttal különféle fókuszfelületek hozhatók létre. Általánosságban, a röntgenszóveknél a felhasznált villamos energia kb. 1%-a alakul röntgensugárzássá, a fennmaradó 99% hővé alakul. Ahol a felgyorsított elektronnyaláb az anódba ütközik, a lokális energiasűrűség elérheti a Nap felületének 50%-át is. Egy példa: 100 kW villamos teljesítményű generátor hoz létre röntgensugarat forgóanódos elrendezésben, a fókuszpont helyi hőmérséklete 2500 °C értéket érhet el, és ugyanekkora a katód emitter hőmérséklet is. A fókusz körpálya hőmérséklete 2000 °C. Az anód átellenes, hűtőközegbe merülő oldala ugyanakkor csak 200 °C, ami 1 cm-es anódtányér vastagsággal számolva 1800 °C/cm hőmérsékleti gradienst jelent. A forgás frekvenciája 160 Hz, melyhez CT-alkalmazásnál hozzáadódik a gantry forgásának hatása is. Ezek együttesen az anódtányér szélén 40 g (gravitációs gyorsulás negyvenszerese) terhelést jelentenek. Ilyen extrém körülmények között is a Straton-cső a 2005 utáni időszak egyik legstabilabb és legtartósabb röntgensugárforrásának bizonyult.



## 4. fejezet

## A röntgensugárzás keletkezése

Bogner Péter

Röntgenfotonok akkor keletkeznek, amikor a katód felől érkező nagysebességű elektronok az anód fókuszterületébe csapódnak. A röntgenfotonok és gammasugarak közötti különbség csupán annyi, hogy az előbbieket mesterségesen állítjuk elő, míg az utóbbiak radioaktív anyagok bomlásából származnak.

A katód körül kialakuló elektronfelhőből az anód fókuszterületéig az elektronok 1–2 cm távolságot utaznak a fénysebesség felével. A kilovolt nagyságú feszültségből származó erőt talán az előbbi példából érthetjük meg igazán, hiszen a katódnál tartózkodó 0 sebességű elektron 1–2 cm-en belül képes felgyorsulni a fénysebesség felére. Az anódba csapódó elektronokat beeső elektronoknak hívjuk, melyek hatalmas kinetikus energiájukat a fókuszterület anyaga atomjainak adják át, és e kölcsönhatás folyamán röntgenfotonok keletkeznek. Minél nagyobb a beeső elektronok mennyisége és sebessége, annál nagyobb a röntgenfotonok mennyisége és energiája. A röntgenfotonok alapvetően kétféle elektronanyag kölcsönhatásból alakulnak ki, melyek a fókuszterület felszíne alatt 0,25–0,5 mm mélységben jönnek létre. Miután a nagysebességű elektronok a fókuszterület atomjainak leadták energiájukat, fokozatosan lelassulnak és a nagyfeszültségű áramkörben elvezetésre kerülnek. A beeső elektronok hozzávetőleg 1000 vagy még több kölcsönhatásba lépnek, mielőtt újból az áramkör részévé válnak.

A röntgensőhöz érkező elektronok potenciális energiával rendelkeznek, melyet az anód és a katód közötti feszültség (kV) határoz meg. 1 kV feszültségkülönbség esetén minden egyes elektron 1 keV energiával rendelkezik. A kV, illetve feszültségérték beállítása a röntgenkészüléken tehát az elektronok energiáját szabályozza. Az elektron és az anód atomjainak kölcsönhatása három típusba sorolható:

1. ha a beeső elektron az atomok belső elektronhéjain tartózkodó elektronokkal ütközik, karakterisztikus röntgensugárzás jön létre;
2. az atommaggal, ill. annak erőterével való kölcsönhatás során fékezési röntgensugárzás alakul ki;
3. ha a beeső elektronok külső héj elektronokkal ütköznek, és azokat gerjesztik, hő keletkezik infravörös sugárzás formájában.

## Hőtermelődés

Ahogy már korábban említettük, a nagyenergiájú elektronok és az anód kölcsönhatása folytán az elektronok kinetikus energiájának kevesebb mint 1%-a eredményezi röntgenfotonok keletkezését, több mint 99%-ban a kinetikus energia hővé alakul. A technikai fejlesztések legfőbb szem-

pontja a keletkező hő minél hatékonyabb elvezetése (ld. Straton-cső). Ez a jelenség valójában a diagnosztikus röntgenfoton-tartományban igaz, magasabb (MeV) energiatarományban a fotonkeltés lényegesen hatékonyabb.

A beeső elektronok nagy kinetikus energiája folytán az anód atomjainak külső héjában ritkán okoznak ionizációt, ugyanakkor ezeket a héjelektronokat gerjeszteni tudják, mely gerjesztett külső héjelektronok az eredeti energiaszintjükre visszatérve infravörös tartományú elektromágneses sugárzást bocsátanak ki. Ez a leggyakrabban előforduló kölcsönhatás, mely a nagy hőtermelődést okozza.

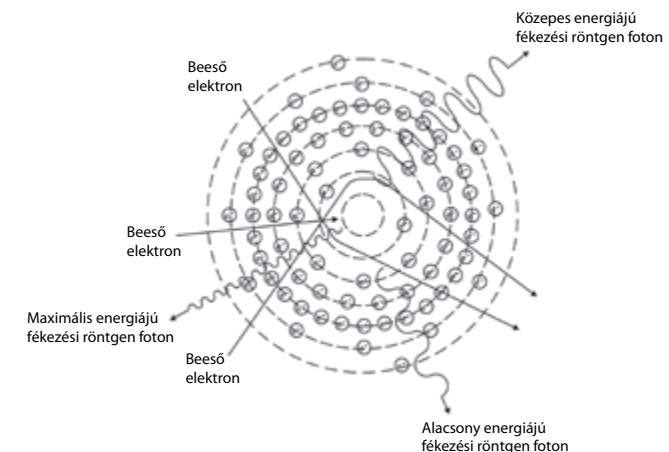
A rgt-sugárzás termelésének hatékonysága az anód rendszámától (Z) és a beeső elektron energiájától ( $E_k$ ) az alábbi összefüggést mutatja:

$$\text{sugárzási energia veszteség/kollíziós energiaveszteség} = E_k \times Z/820,000$$

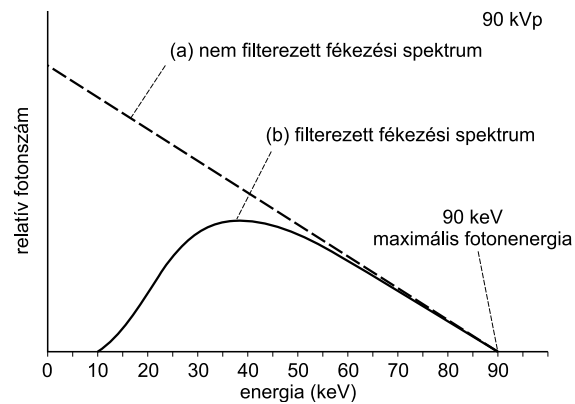
ahol a kollízió a gerjesztést és az ionizációt jelenti.

## Fékezési sugárzás (Bremsstrahlung)

A fékezési sugárzás a beeső nagyenergiájú elektron és az atommag erőterének kölcsönhatásából származik. Fékezési sugárzás tehát csak akkor jön létre, ha az elektronnak megfelelően nagy energiája van az elektronhéjak között áthaladni. Mivel az atommagnak pozitív töltése van, a beeső elektronnak pedig negatív, ezek egymást vonzzák. Ugyanakkor, ha a beeső elektron az atommaghoz túl közel kerül, az atommag erőterén az elektron nem képes áthalolni. Ezért a beeső elektron lelassul, és haladási iránya megváltozik.



4.1. ábra Fékezési sugárzás keletkezése



4.2. ábra A fékezési sugárzás spektruma

A fékezés során elvesztett energia röntgenfotóná alakul, mely röntgenfoton energiája megegyezik a beeső és kilépő elektron energiájának különbségével. A beeső elektron kinetikus energiavesztését a lefékezés során az elektronnak az atommagtól való távolsága határozza meg (4.1. ábra).

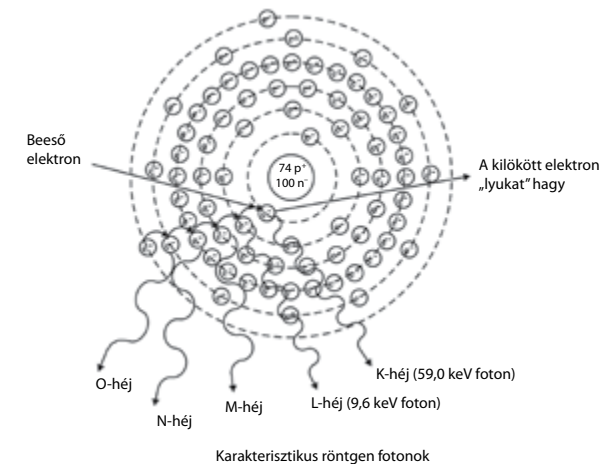
Nagyobb távolság esetén az energiavesztés kisebb és ennek megfelelően alacsony energiájú fékezési sugárzás keletkezik. Kis atommag–elektron távolság esetén nagyenergiájú röntgenfotonok, illetve fékezési sugárzás jön létre. A beeső elektron valójában az atommaggal is ütközhet, mely a beeső elektron teljes kinetikus energiájának elvesztéséhez vezet, de ennek a kölcsönhatásnak jelentősége a diagnosztikus energiatartományban praktikusán nincsen.

A fékezési folyamat során keletkező röntgenfotonok energiája a fentiekből következően más és más lehet, ezért a fékezési sugárzás energiáját csak egy folytonos energiaspektrummal írhatjuk le (4.2. ábra). Ezen energiaspektrumban a maximális energiájú röntgenfotonok energiája a beeső elektronok energiájával megegyezik. Az atommag közvetlen közelébe lényegesen kevesebb elektron fog „becsapódni”, mint az atommagtól távoli területeken, mely a relatív fotonszámban is megmutatkozik, azaz az alacsonyabb energiatartományban több foton van, mint a magasabb energiatartományban. Egy beeső elektron számos fékezési kölcsönhatásba lép több atomban, mielőtt a kinetikus energiáját elvesztené. Az energiáját vesztett elektron ezután az áramkör részévé válik.

## Karakterisztikus röntgensugárzás

Karakterisztikus röntgensugárzás akkor keletkezik, ha a beeső nagyenergiájú elektron az atom egyik belső héj-elektronjával ütközik (4.3. ábra). Értelmszerűen ez feltételezi, hogy a beeső elektronnak megfelelően nagy energiája van ahhoz, hogy a belső héj-elektron kötési energiáját le-

győzve az atomot ionizálja. A beeső elektron a kölcsönhatás után általában tovahalad egy kicsit más irányba. Az ionizáció miatt az adott atomban „elektronlyuk” keletkezik, mely az atomot instabillá teszi, és ebbe az elektronlyukba egy másik elektron ugrik. Ebbe a belső héjban lévő elektronlyukba egy külső héj-elektron ugrik be, és ez a folyamat röntgenfoton kibocsátással jár, mely foton energiája a két elektronhéj kötési energiájának különbségével megegyezik. Külső héjról beugró elektron a külső héjban szintén egy lyukat generál, melyet egy még külsőbb héjban tartózkodó elektron tölt meg, és ez a folyamat addig folytatódik, míg a legkülső elektronhéjban is lyuk keletkezik. Ezt a folyamatot karakterisztikus kaszkádnak is hívják, mely több meghatározott energiájú röntgenfoton kibocsátásával jár. A kilökött belső héj elektron általában elegendő energiával rendelkezik, hogy további kölcsönhatásokat okozzon, és e kölcsönhatásokból is származhatnak további röntgenfotonok.



4.3. ábra A karakterisztikus sugárzás keletkezése

A fékezési röntgenfotonokkal ellentétben a karakterisztikus röntgenfotonok energiája pontosan meghatározható, és ennek következtében a röntgen-spektroszkópiát különböző anyagokat felépítő atomok meghatározására lehet használni (pl. csillagászat). A wolfram a nagy rendszáma miatt (74) viszonylag nagy energiájú karakterisztikus röntgenfotonok gerjesztésére alkalmas. A wolframatom 74 elektronjából 2 a K-héjban, 8 az L-héjban, 18 az M-héjban, 32 az N-héjban, 12 az O-héjban és 2 a P-héjban helyezkedik el. A kötési energiák a fenti sorrendnek megfelelően 69,5 keV, 12,1 keV (L) 2,8 keV (N), 0,6 keV (N), 0,08 keV (O).

A „lyukba” eső elektron az atom bármelyik elektronhéjáról érkezik, természetesen minél távolabbi elektron esik a lyukba, annál nagyobb energiájú karakterisztikus röntgenfoton keletkezik. Így például a K-héj ionizációja során az L-, az M-, az N- stb. héjokról is történhet elektronpótlás. Az L-héj



ionizációja során az M-, N-, O-héjakról történik az elektronpótlás. Ebből következően különböző energiájú karakterisztikus röntgenfotonok jönnek létre (4.1. táblázat).

#### 4.1. táblázat A karakterisztikus fotonok energiája

Wolfram			
K-héj karakterisztikus fotonok		L-héj karakterisztikus fotonok	
L → K	59,0 keV		
M → K	67,2 keV	M → L	9,6 keV
N → K	69,1 keV	N → L	11,0 keV
Effektív energia	69,5 keV	Effektív energia	12,1 keV
Molibdén			
K-héj karakterisztikus fotonok			
L → K	17 keV		
M → K	20 keV		
Effektív energia	18 keV		

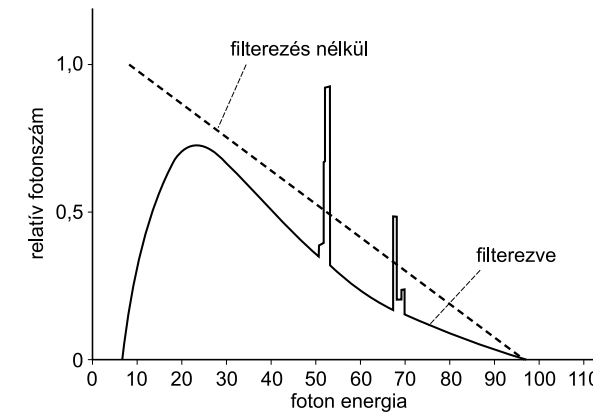
Az egymással szomszédos elektronpályákról történő elektronpótlás kisebb energiájú röntgenfotonokat eredményez, mint hogyha távolabbi energiahéjról származó elektron töltene be a lyukat. Fontos megjegyezni, amint a 4.1. táblázatból is kitűnik, hogy valójában csak a K-héjban történő elektronpótlásból származnak a diagnosztikában használható energiájú röntgenfotonok. Az L-, M-, N- stb. héjakban keletkező karakterisztikus röntgenfotonok energiája túl alacsony ahhoz, hogy a diagnosztikai képalkotás során alkalmazni lehessen őket.

## Emissziós spektrum

A diagnosztikai röntgenfotonok keltése során a legtöbb foton fékezési folyamat során jön létre. A karakterisztikus röntgenfotonok (wolframanód esetén) nem keletkeznek, míg a csőfeszültség a  $70 \text{ kV}_p$ -t el nem éri, hiszen a wolframatom K-héj elektronjának eltávolításához  $69,5 \text{ keV}$  energiájú belső elektronokra van szükség.  $80\text{--}100 \text{ kV}_p$  csőfeszültség tartományban az elsődleges sugárnyaláb  $80\text{--}90\%$ -a fékezési röntgenfotonokból, míg  $10\text{--}20\%$ -a karakterisztikus röntgenfotonokból áll.

Az emissziós spektrumot a fékezési és karakterisztikus röntgenfotonok építik fel (4.4. ábra).

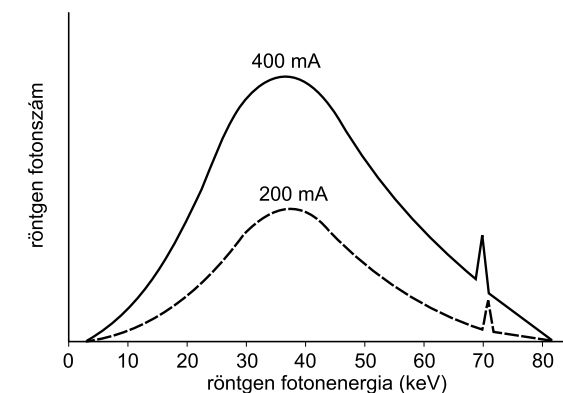
A K-héj elektronok kölcsönhatásából származó röntgenfotonok a spektrumban egy ún. karakterisztikus csúcsot hoznak létre, például  $59, 69 \text{ keV}$  értékeknél. A röntgensőben keletkezett maximális energiájú röntgenfoton eV-ban megadott energiájának számértéke a csőfeszültség számértékével egyenlő. A 4.4. ábrából jól látható, hogy az elsődleges sugárnyaláb átlagos fotonenergiájának számértéke a csőfeszültségnek ( $\text{kV}_p$ ) csupán  $30\text{--}40\%$ -a.



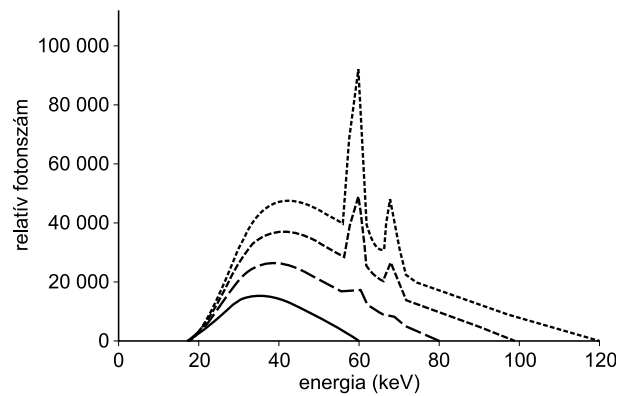
4.4. ábra Karakterisztikus és fékezési spektrum (folytonos és vonalas)

A mammográfias röntgensővekben használt molibdénanód emissziós spektruma lényegesen eltér a wolframspektrumtól. A K-héj kölcsönhatásokból származó karakterisztikus csúcs  $18 \text{ keV}$  és az átlagos fotonenergia a  $20\text{--}40 \text{ keV}$  tartományban van, mely elsősorban a lágyszövetek jó ábrázolását teszi lehetővé.

Most nézzük meg, hogy a röntgenkészülék használata során állítható paraméterek milyen hatással vannak az emissziós spektrumra. Amennyiben a csőáramot (mA) vagy az időt (s), azaz a mAs-t változtatjuk, lényegében az anódhoz érkező elektronok mennyiségét változtatjuk, mely az emissziós spektrum amplitúdójának növekedését vagy csökkenését okozza (4.5. ábra).



4.5. ábra A csőáram (mA) változásának hatása az emissziós spektrumra



4.6. ábra A csőfeszültség ( $kV_p$ ) változásának hatása az emissziós spektrumra

Ezen az ábrán a 200 és 400 mA-es spektrum között az egyetlen különbség, hogy a magasabb csőárammal kapott spektrum minden pontja kétszerese a kisebb csőárammal kapott spektrum értékeinek.

Amennyiben a csőfeszültséget változtatjuk, úgy az anódba csapódó elektronok energiája változik meg, és ez esetben a spektrum jellege és amplitúdója is jellemző módon változik (4.6. ábra). A csőfeszültség növelésével a nagyenergiájú röntgenfotonok, a röntgenfoton-tartomány is bővül, de nemcsak a nagyenergiájú röntgenfotonok mennyisége nő, hanem az alacsonyabb energiájú fotonok száma is, mely az amplitúdó növekedését okozza. Ne feledjük el, hogy ebben az esetben az anódba csapódó elektron száma nem változik. Az amplitúdó növekedése azonban utal arra, hogy a nagyobb energiájú fotonok nagyobb számú kölcsönhatást okoznak, mely több röntgenfoton keletkezésével jár.

Az emissziós spektrum jellegét szintén befolyásolja, hogy a kilépő elsődleges sugárnyaláb milyen anyagokon (ablak, védőburkolat) halad át. Bizonyára nem meglepő, hogy bármely anyagon áthaladva elsősorban az alacsony energiájú röntgenfotonok nyelődnek el, mely folyamatot szűrésnek (filtrezés) nevezünk. Ez a folyamat valamelyest csökkenti az elsődleges sugárnyaláb intenzitását, ugyanakkor növeli a sugárnyaláb átlagos fotonenergiáját. A sugárnyaláb intenzitása mennyiségileg, míg a spektrum alakja (a fotonok energiája) minőségileg jellemzi az elsődleges sugárnyalábot.

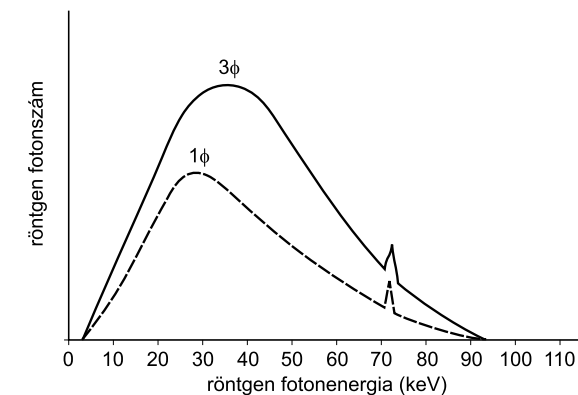
A nagyfeszültségű generátor fázisszáma szintén hatással van az emissziós spektrumra (4.7. ábra). Ahogy a fázisszám növekszik, a sugárnyaláb intenzitása csakúgy, mint az átlagos fotonenergia is, nő. Ugyanakkor a maximális fotonenergia változatlan marad.

## Hatásfok

Az anódhoz közvetített energia csupán kis része alakul át röntgensugárzássá, az energia nagyobb része abszorbeálódik és hővé alakul. A röntgensugárzás termelésének hatásfokát a keletkezett röntgensugárzás összenergiája és a befektetett elektromos energia hányadosával fejezhetjük ki.

Valójában két tényező határozza meg a röntgensugárzás termelésének hatásfokát, úgymint a csőfeszültség ( $kV_p$ ) és az anód rendszáma, melyet megközelítőleg az alábbi képlet ad meg:

$$\text{hatásfok} = kV \times Z \times 10^{-6}$$



4.7. ábra A fázisszám hatása az emissziós spektrumra

A röntgensugárzás termelésének hatékonysága és a csőfeszültség összefüggésének sajátos hatása van a gyakorlat szempontjából. Ahogy azt később látni fogjuk, a röntgenső hőleadása behatárolt, mely meghatározza, hogy milyen energiával terhelhető egy adott röntgenső. Ugyanakkor egységnyi hőre jutó röntgensugár energiamentiség a magasabb kV tartományban jelentősen megnövekszik.

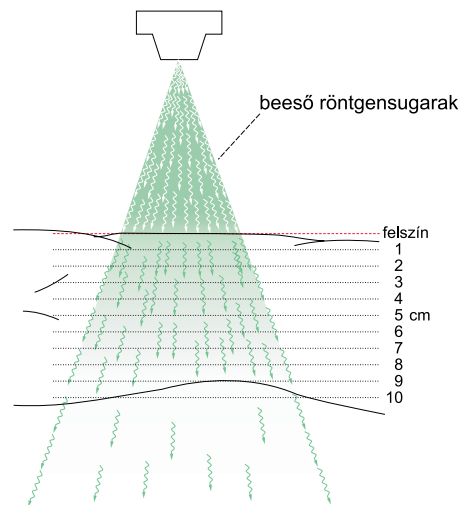
Az anód anyagának kérdése a röntgensugárzás termelése szempontjából akadémiai csupán, hiszen ezt változtatni nem tudjuk, és legtöbbször wolframból készül. Kivételt képez a mamográfias röntgenső, ahol az anód anyaga leginkább molibdén, melynek röntgensugárzás termelése kevésbé hatékony a wolframhoz képest. (Amennyiben azonos technikai faktorok mellett magasabb rendszámú anyagot használunk anódként, akkor időegység alatt nagyobb mennyiségű fékezési röntgensugárzás jön létre.)

## 5. fejezet

## A röntgensugár és az anyag kölcsönhatása

Bogner Péter

Ha a röntgensugár anyagon halad át, intenzitása folyamatosan gyengül, mely folyamatot gyengítésnek, attenuációnak is hívják. A gyengítés során a sugárnyalábban csökken a röntgenfotonok száma, ezáltal a sugárzás intenzitása is folyamatosan csökken (5.1. ábra). A gyengítés tehát a röntgenfotonok és az anyag kölcsönhatásából ered. Bizonyos fotonok az anyagon kölcsönhatás nélkül áthaladhatnak, a kölcsönhatásba lépő fotonok ugyanakkor a foton energiájától függően a teljes atommal, héj-elektronnal vagy az atommaggal léphetnek kölcsönhatásba. Az alacsonyabb energiájú fotonok általában a teljes atommal, közepes energiájú fotonok a héj-elektronnal, míg a nagyenergiájú fotonok (amilyeneket a sugárterápiánál alkalmazunk) az atommaggal léphetnek kölcsönhatásba. A diagnosztikai fotonenergia tartományban a legáltalánosabb a héj-elektronokkal történő interakció. Ahhoz, hogy a röntgensugár és annak kölcsönhatását jól értsük, idézzük fel az atom szerkezetét.



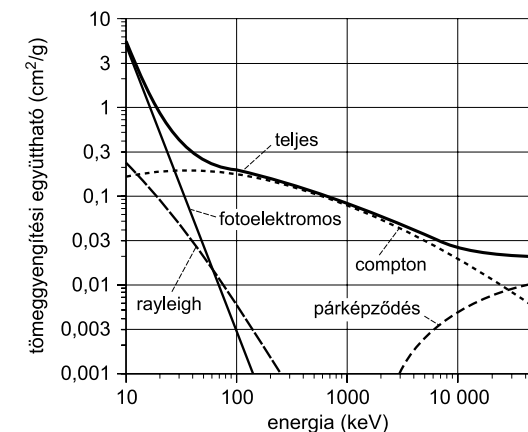
5.1. ábra A röntgensugárzás attenuációja az emberi testben

Az atom pozitív töltésű atommagja protonokból és neutronokból áll. A negatív töltésű elektronok az atommag körüli elektronhéjakon helyezkednek el. Az elektront az adott elektronhéjról a kötési energia legyőzésével távolíthatjuk el. A legnagyobb kötési energiával a K-héjra elhelyezkedő elektronok rendelkeznek, és ahogy a külső elektronhéjak felé haladunk, ez az energia egyre csökken. A kötési energia nemcsak az elektronhéjra, hanem az atom fajtájára is jellemző<sup>13</sup>. A K-héjra elhelyezkedő elektronok nagyobb kötési energiával rendelkeznek a nagy rendszámú atomokban, így például a wolframban ( $Z = 74$ ) ez az érték 70 keV, míg kalciumban ( $Z = 20$ ) a K héj-elektronok kötési energiája kb. 4 keV. Az emberi testben a légyszövetet felépítő atomok K héj-energiája átlagosan csupán 0,5 keV. A fentiek alapján egyértelmű, hogy a nagyobb rendszámú atomokban a K héj-elektronok eltávolításához nagyobb energia szükséges.

A röntgensugárzás és az anyag kölcsönhatása tehát a röntgenfotonok energiájától függ, de alapvetően a következő kölcsönhatásokat kell ismernünk:

1. fotoelektromos abszorpció,
2. koherens szóródás (Rayleigh),
3. Compton-szóródás,
4. párkeltés,
5. fotodezintegráció.

A fenti kölcsönhatások közül a röntgenképalkotásban a két jellemző interakció: az abszorpció és a szóródás. Az abszorpció során a röntgenfoton az adott kölcsönhatásba a teljes energiáját átadja



5.2. ábra Az attenuáció, ill. kölcsönhatások előfordulása a légyszövetben a fotonenergia függvényében

<sup>13</sup> az elektron kötési energiáját három tényező határozza meg: 1. a növekvő magtöltés nagyobb vonzóereje erősebb húzná az elektronfelhőt 2. az elektronok egymást taszítva egyre távolabb törekcsenek egymástól 3. a lezárt héjak árnyékoló hatást fejtenek ki a mag vonzóerejére

az anyagnak és elnyelődik. A szóródás részleges energiaátadást jelent, mely során a röntgenfoton haladási iránya megváltozik. Ez esetben a szóródott foton alacsonyabb energiával ugyan, de folytatja útját, amíg újabb kölcsönhatásba nem lép. Egy foton több kölcsönhatási folyamatban is részt vehet, mielőtt teljesen elnyelődik.

A különböző kölcsönhatások valószínűsége azonban nemcsak a fotonenergiától, hanem az anyagot felépítő atomok rendszámától is függ. Bizonyos interakciók csak nagyon nagy energiájú fotonoknál jönnek létre (pl. párkeltés és fotodezintegráció), míg az alacsonyabb energiájú fotonoknál koherens szóródás a legvalószínűbb kölcsönhatási forma (5.2. ábra).

## Fotoelektromos abszorpció (fotoeffektus)

Fotoelektromos abszorpció akkor jön létre, ha a röntgenfoton egy belső héj-elektronnal találkozik. Ez a kölcsönhatás akkor a legvalószínűbb, ha a beeső röntgenfoton energiája egy kevéssel nagyobb a belső héj (K vagy L) elektron kötési energiájánál. Ez esetben a beeső foton az elektront kilöki az elektronhéjról és a foton energiáját teljes mértékben kilökött elektron kapja, azaz a röntgenfoton elnyelődik (5.3. ábra). E folyamat eredménye egy ionizált atom, valamint az ionizáció során kilökött elektron lesz, mely elektront fotoelektronnak hívunk.

A fotoelektron kinetikus energiával rendelkezik, mely energia a beeső röntgenfoton és a belső héj-elektron kötési energiájának különbsége:

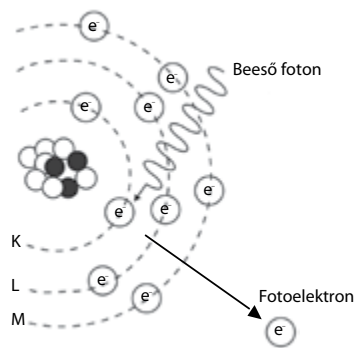
$$E_f = E_{he} + E_{ke}$$

ahol:

$E_f$  = beeső foton energiája,

$E_{he}$  = belső héj-elektron kötési energiája,

$E_{ke}$  = fotoelektron kinetikus energiája.



5.3. ábra A fotoelektromos abszorpció

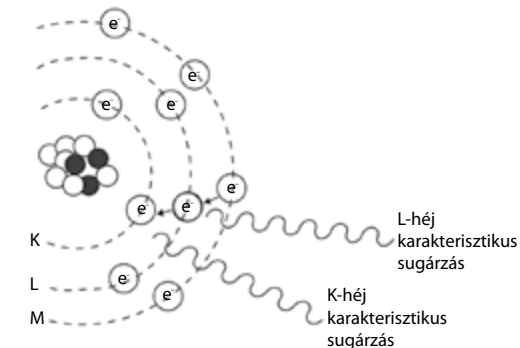
A fenti képletből is következik, hogy a beeső röntgenfoton energiája nagyobb kell, hogy legyen, mint a kötési energia. Mivel az emberi testben a legtöbb atom kis rendszámú, a K-héj elektronok kötési energiája alacsony, például a szén esetében ez 0,28, az oxigén esetén 0,53 keV. A diagnosztikai képképzés szempontjából fontos atomok K-héj energiáit az 5.1. táblázatban láthatók.

Az emberi testben létrejött fotoelektromos kölcsönhatások során a fotonenergia egy része a fotoelektron kinetikus energiájává alakul. A fotoelektron azonban nem jut túl messze, lágyrészekben általában 1–2 mm-en belül elnyelődik. A viszonylag közeli elnyelődés ellenére a röntgensugárzás okozta biológiai hatásokért ez a folyamat felelős.

5.1. táblázat A röntgenképképzés szempontjából fontosabb atomok K-héj kötési energiája

Atom	Rendszám	K-héj kötési energia (KeV)
Hidrogén	1	0,016
Szén	6	0,284
Oxigén	8	0,53
Alumínium	13	1,56
Kalcium	20	4,04
Molibdén	42	20,0
Jód	53	33,2
Bárium	56	37,4
Wolfram	74	69,5
Ólom	82	88,0

Fotoelektromos abszorpció során egy ionizált atom jön létre, és a belső elektronhéjon kialakult lyukat a következő külső héjról származó (L, M) vagy egy szabad elektron tölti be. Az esetek döntő többségében a külső héjról beugró elektron tölti be a lyukat, melynek következtében energia szabadul fel egy foton kibocsátásával, melyet karakterisztikus fotonnak vagy másodlagos sugár-

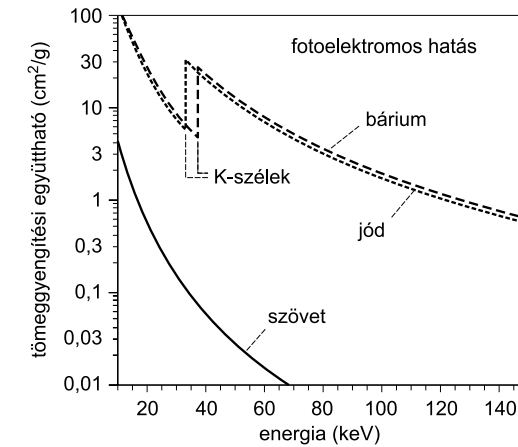


5.4. ábra A fotoelektromos abszorpció következtében létrejövő karakterisztikus kaszkád

zásnak hívunk (5.4. ábra). Ez a másodlagos sugárzás tehát ugyanúgy keletkezik, mint a röntgensugárzás során a karakterisztikus sugárzás (elsődleges sugárzás). A fotoelektromos abszorpció során is kialakulhat a karakterisztikus kaszkád, de az ebben a folyamatban jelentkező fotonok energiája lényegesen alacsonyabb lesz, mint az anódban létrejövő karakterisztikus kaszkád esetén. Ugyanakkor a kontrasztanyagként használt jód és bárium atomokban a másodlagos sugárzás energiája lényegesen magasabb lesz.

*Összefoglalva:* a fotoelektromos kölcsönhatást három alapvető szabály határozza meg:

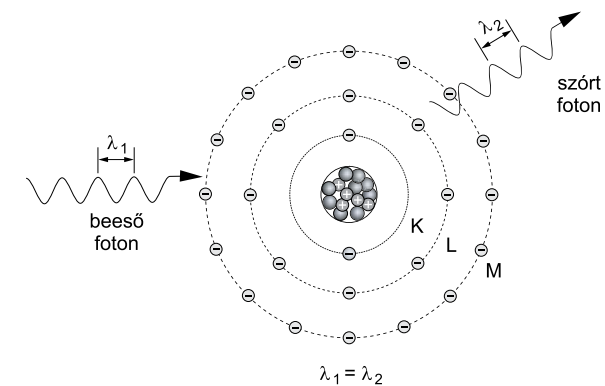
1. A beeső röntgenfoton energiája nagyobb kell, hogy legyen, mint a belső héj elektron kötési energiája, pl. egy 30 keV-os foton nem tudja a jód (33,2 keV) vagy a bárium (37,4 keV) K-héj elektronját elmozdítani.
2. A fotoelektromos kölcsönhatás annál valószínűbb, minél közelebb van egymáshoz a beeső röntgenfoton és a belső héj elektron kötési energiája. Ez azt jelenti, hogy egy 40 keV-os foton nagyobb valószínűséggel lép fotoelektromos kölcsönhatásba a jód vagy bárium atommal, mint egy 100 keV-os foton. Ahogy a fotonenergia nő, a fotoelektromos kölcsönhatás valószínűsége jelentősen csökken. A fotonenergia és a kölcsönhatás valószínűsége fordítottan arányos a foton energiájának 3. hatványával (fotoelektromos hatás  $\sim 1/E^3$ ). A fotonenergia növelésével tehát a fotoelektromos kölcsönhatás esélye egyre kisebb, míg 50 keV<sub>p</sub> esetén a röntgenfotonok kölcsönhatása kb. 50%-ban a fotoelektromos abszorpció, addig 130 keV<sub>p</sub> esetén már csak 25%.
3. A fotoelektromos kölcsönhatás nagyobb kötési energia esetén gyakoribb. Az atomban nagyobb kötési energiát nagyobb rendszámú elemekben találunk, és az elektron az atommaghoz minél közelebbi pályán helyezkedik el, annál nagyobb a kötési energiája. Alacsony rendszámú elemekben tehát a fotoeffektus csak a K-héj elektronokkal jön létre, de nagyobb rendszámú elemekben az L- és M-héjak elektronjaival is lehetséges. A nagy rendszámú elemekben a röntgenfoton energiája gyakran nem is elegendő a K-héj elektronnal való interakcióra. A fotoelektromos kölcsönhatás valószínűsége az atomszámmal egyenesen arányos, méghozzá annak 3. hatványával (fotoelektromos hatás valószínűsége  $\sim Z^3$ ). Így pl. a jódban ( $Z = 53$ ) a kalciumhoz ( $Z = 20$ ) képest 18,6-szor nagyobb a fotoelektromos abszorpció valószínűsége, mivel a  $(53/20)^3$ . Az emberi szervezetben a csontok effektív rendszáma nagyobb, mint a lágyrészeké, ezért a fotoelektromos kölcsönhatás nagyobb valószínűséggel fordul elő a csontokban. Ez az oka annak, hogy a radiográfia különösen alkalmas csontos struktúrák leképezésére.
4. Bár általában a fotonenergia növekedésével a fotoelektromos abszorpció valószínűsége csökken, van egy kivétel, mely az attenuáció és fotonenergia összefüggése révén tanulmányozható (5. ábra). Megállapítható, hogy ha a fotonenergia kis mértékben meghaladja a kötési energiát, akkor az abszorpció hirtelen többszörös valószínűséggel fordul elő, mint a kötési energiánál kisebb fotonenergia esetén. Az 5. ábrán bemutatott példánál egy 33,2 keV foton abszorpciója hatszor valószínűbb, mint egy 33,1 keV fotoné jód atom esetén. Ezeket a „kiugrásokat” abszorpciók szélnek vagy a példában bemutatott esetet K-szélnek hívják.



5.5. ábra Fotoelektromos gyengítési együttható lágyrészekre, valamint a jód és bárium atomokra

## Koherens szóródás

Alacsony energiájú röntgenfotonok és az anyag kölcsönhatásból jön létre a koherens szóródás, melyet neveznek még klasszikus szóródásnak is. Valójában a koherens szóródásnak két típusát különböztetjük meg, a Thomson- és a Rayleigh-szóródást. A Thomson-szóródás az atom egyetlen elektronjával, míg a Rayleigh-szóródás az atom összes elektronjával való kölcsönhatást jelenti, de a kölcsönhatás jellege mindkét esetben azonos. Amikor egy alacsony energiájú röntgenfoton – 10 keV-nál kisebb – az elektron(ok)-kal kölcsönhatásba lép, az elektron a beeső



5.6. ábra Rayleigh- (koherens) szóródás

foton frekvenciájával rezgésbe kezdhet. A rezgő vagy gerjesztett atomból a gerjesztő energia szinte azonnal felszabadul, melynek következtében az elsődleges fotonokkal megegyező energiájú és hullámhosszú másodlagos fotonok keletkeznek, melyek haladási iránya azonban eltér az elsődleges foton haladási irányától (5.6. ábra). Mivel ebben a kölcsönhatásban energiaátadás nem történik, az atom nem ionizálódik ebben a folyamatban. A koherens szóródás leginkább alacsony fotonenergia tartományban jön létre, 70 keV esetén a kölcsönhatások kevesebb, mint 5%-a, 30 keV esetén mintegy 12%-a jelentkezik koherens szóródásként. A fotonenergia alapján megállapítható, hogy ez az interakció releváns módon csak a lágyszám-radiográfiában (mam-mográfia) jelenik meg. Mivel a szórt fotonok iránya eltér a beeső fotonok irányától, a képminőségre kedvezőtlen hatással bír.

## Compton-szóródás

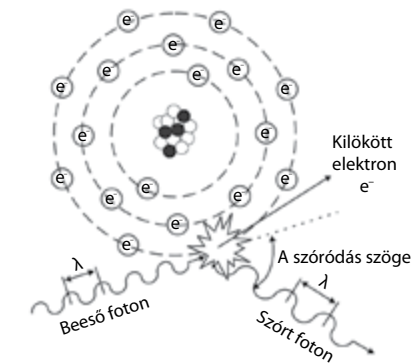
Compton-szóródás akkor jön létre, ha a beeső röntgenfoton egy gyengébben kötött külső héj-elektronnal lép kölcsönhatásba: a külső héjról a foton eltávolítja az elektront, és egy megváltozott haladási irányú és energiájú szórt röntgenfoton jön létre (5.7. ábra). Ezt a kölcsönhatást leírójáról, a Nobel-díjas amerikai fizikusról, ARTHUR H. COMPTONRÓL (1892–1962) nevezték el. A beeső foton energiájának egy része a külső héjelektron eltávolítására fordítódik, valamint az eltávolított elektron kinetikus energiát is nyer. Ezt a kilökött elektront Compton- (ütközési) elektronnak hívjuk. A foton, mely az ütközés után eltérítve továbbhalad, Compton-fotonnak hívják. A Compton-foton energiája értelem szerűen kisebb, mint a beeső fotoné, ezért kisebb frekvenciával és hosszabb hullámhosszal rendelkezik. A Compton-kölcsönhatás energiakicserélődése matematikailag is leírható, azaz:

$$E_f = E_{cf} + E_{he} + E_{ke}$$

ahol:

$E_f$  = beeső foton energiája,  
 $E_{cf}$  = Compton-foton energiája,  
 $E_{he}$  = külső héj-elektron kötési energiája,  
 $E_{ke}$  = fotoelektron kinetikus energiája.

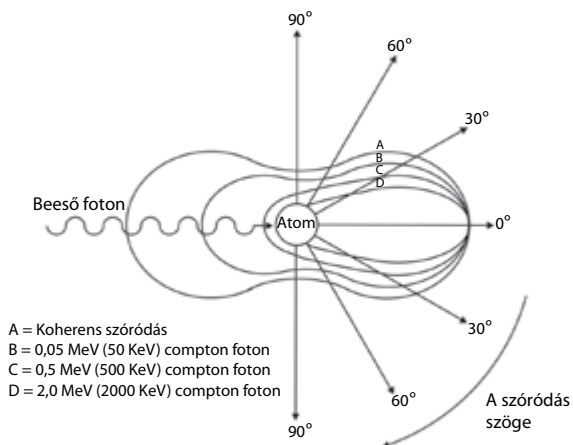
A beeső foton energiája tehát megoszlik a kilökött elektron és a szórt foton között. A szórt foton ugyanakkor megtartja a beeső fotonenergia nagy részét, mivel a külső héjelektron eltávolításához az alacsony kötési energia miatt nincs szükség nagy energiaátadásra. A szórt foton további atomokkal kerül kölcsönhatásba, míg a foton a fotoelektromos kölcsönhatás révén abszorbeálódik. A kilökött (ütközési) elektron mindaddig szabadon mozog, amíg nem talál egy „lyukat”, mely egy másik ionizáló kölcsönhatás miatt alakult ki. A szórt Compton-foton energiája függ: 1. a beeső foton energiájától, 2. a szóródás szögétől (5.8. ábra). Minél nagyobb a beeső foton energiája, annál nagyobb lesz a szórt foton energiája is.



5.7. ábra Compton-szóródás

A szórt foton bármilyen szögben szóródhat az elektronnal való kölcsönhatásban csakúgy, mint egy biliárgolyó, amikor egy másikkal ütközik. Ha az eltérítés szöge 0°, ez esetben nincs energiaátadás és a beeső foton az eredeti irányában folytatja útját. Ha az eltérítés szöge 180°, akkor a legnagyobb az energiaátadás és a szórt foton ez esetben fog a legkisebb energiával bírni. A 180°-os szóródás esetén a szórt foton a beeső fotonnal pontosan ellenkezőleg halad, és ezek a fotonok alkotják az úgynevezett visszavert sugárzást. A legtöbb foton azonban inkább előrefele szóródik, különösen akkor, ha nagy a beeső foton energiája.

Az 5.8. ábrán a legbelső gyűrű reprezentálja a legnagyobb energiaszintet és ez esetben a szórt fotonok minden esetben a beeső fotonnal azonos irányba szóródnak. A harmadik belső gyűrű



5.8. ábra A Compton-szóródás szöge és a fotonenergia összefüggése

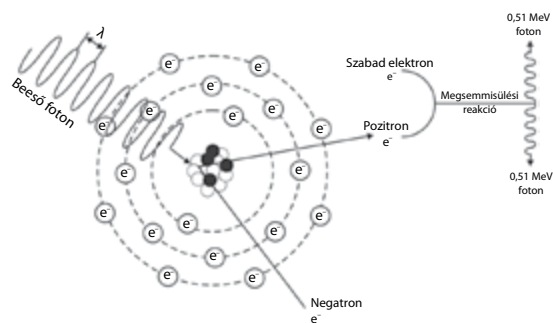


reprezentál egy tipikus diagnosztikus 50 keV-os fotonenergiát. Ez esetben a fotonok kis része visszaverődik, de a nagy többség szintén előrefele szóródik a képképzést lehetővé tévő receptor (pl. film) irányába. Ez az oka annak, hogy a Compton-szóródás jelentős hatással van a képminőségre.

A szórt Compton-fotonok megfelelően nagy energiával rendelkeznek ahhoz, hogy sugárvesztést és képminőségromlást okozzanak. A szórt sugárzás, mely a vizsgált páciensben keletkezik, az elsődleges oka a vizsgált személyzetet érő fokozott sugárterhelésnek, melyet kiküszöbölendő kell védekezni védőfelszereléssel, úgy, mint ólomkötény, kesztyű, szemüveg stb. használatával. A szóródás nemkívánatos denzitásfokozást okoz a filmen, melyet „sugárzási köd”-nek (homálynak) is neveznek. Mivel a szórt sugárzás minden irányból érkezik, a filmbe csapódó fotonok a páciens anatómiájával nem összefüggő denzitáserősödést hozhatnak létre. A szórt sugárzás kiküszöbölésére, illetve a képminőség javítása érdekében úgynevezett rácsokat alkalmazunk.

## Párképződés

A párképződés során a röntgenfoton energiája anyaggá alakul két elektron formájában. Ehhez a kölcsönhatáshoz nagyon nagy energiájú röntgenfotonokra van szükség, melyek energiája legalább 1,02 MeV. Ennek oka, hogy az elektron tömege 0,51 MeV-vel ekvivalens. A párképződés során a nagyenergiájú beeső foton az atommag erőteréhez igen közel kerül, melynek következtében teljes energiáját elveszíti. Az energia elvesztésével egy pár elektron keletkezik, egy negatív töltésű (negatron) és egy pozitív töltésű (pozitron). Mivel a negatív elektron a természetben is előforduló forma, ezért ez gyorsan abszorbeálódik valamely szomszédos atom által. A pozitron különleges konfigurációja miatt rendkívül instabil. Ennek következtében szinte azonnal egyesül egy elektronnal, melynek következtében a két korpuszkulum eltűnik, megsemmisül és két egymással ellenkező irányban mozgó, de azonos energiájú (0,51 MeV) foton keletkezik. Ezt a folyamatot megsemmisülési reakciónak (annihiláció) is nevezik, mivel az anyag energiává alakul (5.9.



5.9. ábra Párképződés

ábra). Bár a párképződés minimum 1,02 MeV beeső fotonenergiát követel, számottevő mértékben 10 MeV alatt nemigen fordul elő. Ebből következik, hogy a diagnosztikai képképzésben nincs jelentősége.

## Fotodezintegráció

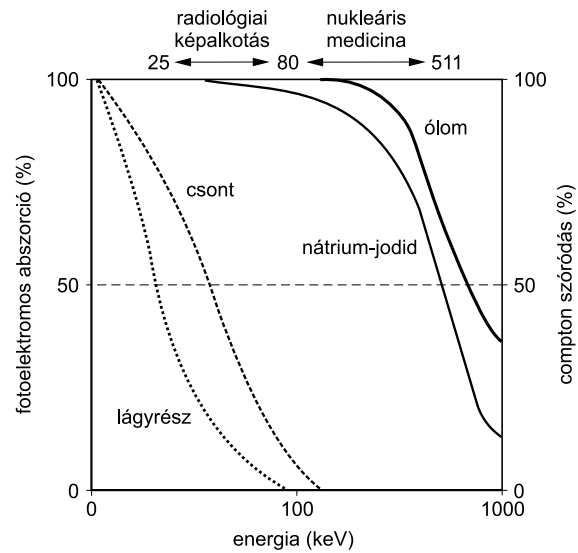
A fotodezintegráció rendkívül nagyenergiájú (10 MeV fölötti) fotonok és az atommag kölcsönhatásából származik. A kölcsönhatás során a nagyenergiájú foton az atommagba ütközik és a foton teljes energiáját az atommag abszorbeálja, melynek következtében az gerjesztett állapotba kerül. A gerjesztett atommagból bizonyos alkotórészek emittálódnak.

## A technikai beállítások hatása

A fent tárgyalt röntgensugár-anyag kölcsönhatásokból valójában kettőnek van szerepe a diagnosztikai képképzés szempontjából. Ez a kettő a fotoelektromos abszorpció és a Compton-szóródás, melyet a vizsgálati beállításokkal módosítani lehet, ezért ezeket a diagnosztikai képképző szakembernek mérlegelni kell. Nem szabad elfelejteni, hogy a diagnosztikai képképzés során a röntgensugár nagy része elnyelődik, és a fotonok csupán kis százaléka vesz részt röntgenkép keletkezésében. 10 cm lágyrész esetén 50 kV csőfeszültséget alkalmazva a röntgenfotonok 99,27%-a elnyelődik, és csupán az elsődleges sugárnyaláb 0,73%-a halad át a szöveten és érkezik a detektor felületéhez.

130 kV csőfeszültséget alkalmazva ugyanezen a 10 cm vastag lágyrész esetén az elsődleges sugár 94,4%-a nyelődik el és 5,6% halad át a szöveten. Nyilvánvaló, hogy ha a kimenő dózis szintjét fenn akarjuk tartani, akkor a csőfeszültség emelése esetén a mAs értéket, azaz a fotonszámot csökkenteni kell.

Ha tehát a csőfeszültséget növeljük, a kölcsönhatás nélkül áthaladó fotonok száma nőni fog. Ez azt jelenti, hogy a csőfeszültség emelésével a fotoelektromos és Compton-kölcsönhatások valószínűsége is csökken. Ugyanakkor a csőfeszültség növelése a Compton- és fotoelektromos kölcsönhatások arányát is befolyásolja: a fotoelektromos kölcsönhatás aránya csökken, a Compton-szóródás aránya pedig növekszik. Következésképpen, ha a  $kV_p$ -t emeljük, nőni fog a szóródás és csökkenni a fotonok abszorpciója. Például egy 5 cm vastag lágyrész vizsgálata esetén 50 kV-nál 91,45% elnyelődik és 8,55% halad át. 130 kV esetén ez az arány 76,34% és 23,66%. Az 50 kV-nál az elnyelődött 91,45% fotonból 50,45% vesz részt fotoelektromos kölcsönhatásban, 49,55% pedig Compton-szóródásban. A 130 kV csőfeszültségnél a sugárzás elnyelődése jelentősen csökken, és ez esetben a domináns kölcsönhatás a Compton-szóródás (75,22%), nem pedig a fotoelektromos abszorpció (24,78%).



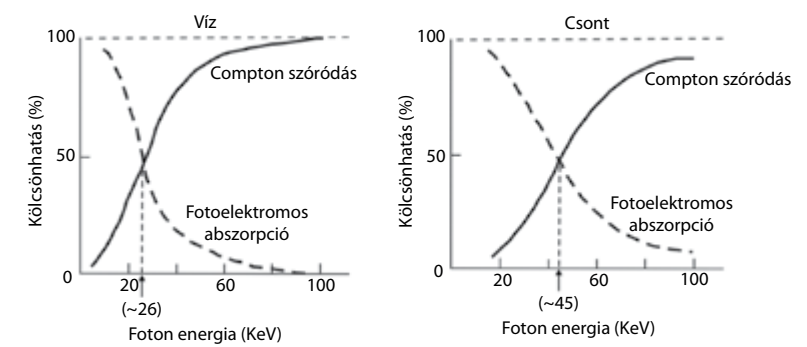
5.10. ábra A kölcsönhatások megoszlása a fotonenergia függvényében a képképzésben fontos anyagokban

Az emberi testben jó néhány diagnosztikai röntgenvizsgálat alkalmával a Compton-szóródás a jellemző kölcsönhatási forma (5.10. ábra). A lágyszövetekben a kétféle kölcsönhatás, azaz a fotoelektromos abszorpció és a Compton-szóródás, 30 keV-es fotonenergia esetén 50–50%-ban van jelen. Magasabb fotonenergiánál tehát a Compton-szóródás lesz a domináns kölcsönhatási forma, márpedig a diagnosztikai képképzésben a vizsgálatok jelentős része történik a fenténél magasabb fotonenergia tartományban (ne felejtjük el, hogy itt az átlagos fotonenergiára kell gondolnunk, mely a keménysugár technikában, valamint a CT-vizsgálatoknál bizonyosan magasabb, mint 30 keV).

Fotoelektromos abszorpció két esetben dominál:

1. alacsony fotonenergia-tartományban (40–70 kV<sub>p</sub> esetén),
2. ha nagyobb rendszámú elemek vannak jelen, úgymint jód- és báriumtartalmú kontrasztanyagok formájában.

A jód és bárium azért jó kontrasztanyag, mert sokkal nagyobb arányban absorbeálja a fotonokat a fotoeffektus révén. A kontrasztanyagok és lágyszövetek abszorpciós tulajdonságainak eltérése az oka annak, hogy a röntgenképen eltérő módon ábrázolódnak. Az 5.11. ábra a fotoelektromos abszorpció és Compton-szóródás arányát demonstrálja különböző szövetekben a fotonenergia függvényében. A diagnosztikai tartományban a fotoelektromos abszorpció mind csont, mind lágyszövet esetén az alacsony fotonenergiákra jellemző, majd a fotonenergia növekedésével már



5.11. ábra A fotoelektromos abszorpció és Compton-szóródás aránya vízben és csontban

a Compton-szóródás dominál. A nagy rendszámú anyagokra, úgymint jód, bárium, ólom, a diagnosztikus fotonenergia tartományban kizárólag fotoelektromos abszorpció a jellemző kölcsönhatási forma (ld. 5.10. ábra). Ez az oka annak, hogy a jód és bárium vegyületeket kontrasztanyagként tudjuk használni, és az ólmot pedig sugárvédelemre.

Amennyiben a fotoelektromos kölcsönhatás dominál, a keletkező röntgenképekre magas kontraszt lesz jellemző. Egy másik oldalról közelítve, a fotoelektromos abszorpció segíthet differenciálni olyan szöveteket/elváltozásokat, ahol az átlagos rendszám csupán kis mértékben különbözik. Ez a differenciálabszorpció adja a mammográfia kivételes szöveti kontraszt felbontó képességét.

A magas kontrasztú képeken a kevés szürkeárnyalat mellett a denzitások nagymértékben eltérnek egymástól. A magas kontrasztot a beeső fotonok teljes abszorpciója okozza, és a szóródásból származó sugárzási homály (kód) sem zavar. Ilyen magas kontrasztú képeket alacsony kV<sub>p</sub>/magas mAs beállításokkal, valamint kontrasztanyagok alkalmazásával érhetünk el. Nem szabad elfelejtenünk, hogy a fotoelektromos kölcsönhatás arányának emelkedésével a fotonabszorpció, így a vizsgált személy sugárterhelése is növekszik. Következésképpen magas kontrasztú felvételek nagyobb dózist jelentenek.

Ha a Compton-szóródás érvényesül jobban, a keletkező röntgenképek alacsony kontrasztúak lesznek. Alacsony kontrasztú képeken a jelenlévő denzitások között kisebb különbség lesz, mely nagyobb számú szürke árnyalatot jelent. Alacsony kontrasztú képeket magas kV<sub>p</sub>/alacsony mAs beállításokkal kaphatunk, mivel Compton-kölcsönhatás magasabb csőfeszültségértéknél dominál. Az alacsony kontrasztú, illetve magas kV<sub>p</sub>/alacsony mAs beállításokkal készült felvételek egyben kisebb sugárterhelést jelentenek a vizsgált személy számára.

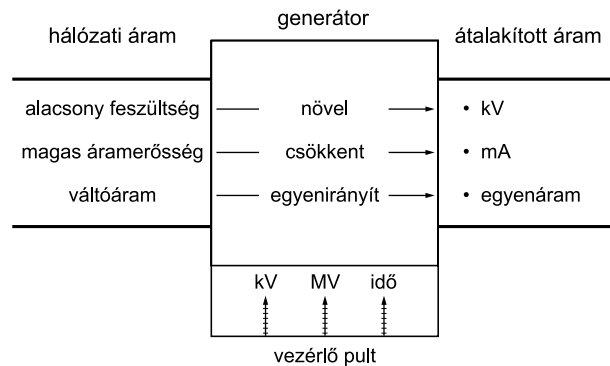


## 6. fejezet

## A röntgenső vezérlése

Bogner Péter

A röntgensugár előállításához a röntgensövet elektromos energiával kell ellátni. A hálózati áramellátásból kapott elektromos energia nem megfelelő paraméterekkel rendelkezik a röntgenső szempontjából. A röntgenberendezésnek ezért több olyan része is van, mely az elektromos energiát átalakítja, kontrollálja, esetleg tárolja, mielőtt az energia a röntgensővel kapcsolatba kerülne. Ezeket a komponenseket összefoglalóan generátornak<sup>14</sup> vagy áramellátó egységnek nevezzük. A generátor feladata tehát nem csupán az energiával való ellátás, hanem hogy azt a megfelelő formára átalakítsa a röntgensugár előállításához. A generátor kontrollfunkcióit a feszültség, az áramerősség és az expozíciós idő beállításai jelentik (6.1. ábra).

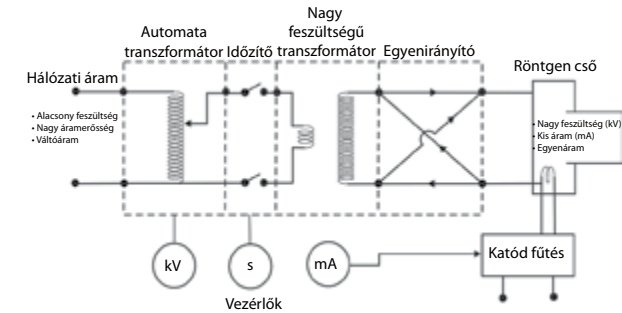


6.1. ábra A rtg-generátor alapfunkciói

A generátor részletes funkciói az alábbiakban sorolhatók fel:

- feszültségnövelés (kV),
- a váltóáram–egyenáram átalakítás,
- a feszültség hullám átalakítása,
- energiatárolás (hordozható készülékek),

<sup>14</sup> A rtg-készülék generátora tehát nem felel meg a fizikában értendő generátornak



6.2. ábra A rtg-generátor felépítése

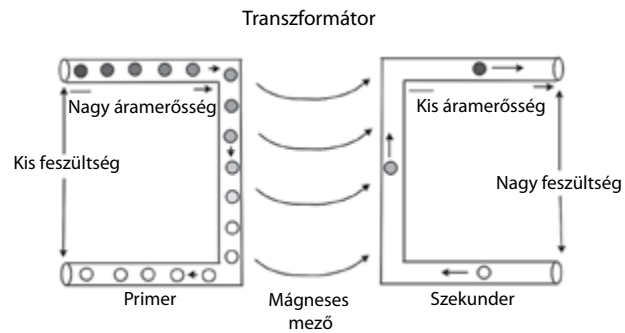
- a nagyfeszültség beállítása,
- a csőáram beállítása,
- az expozíciós idő beállítása (6.2. ábra).

## kV-os feszültség-előállítás

A röntgensugárzás előállításának egyik alapfeltétele, hogy az elektronok, amelyek az energiát a röntgensőbe viszik, a röntgenfoton-energiákkal megegyező energiával rendelkezzenek; a röntgenfoton-energiát (keV) valójában az elektronok energiája (csőfeszültség-kV) limitálja, ill. határozza meg. Magyarországon és Európában az áramszolgáltatók 220 V-os (ipari célra 380 V) feszültséget biztosítanak. Ezt a feszültséget kell megnövelni a 25 000–120 000 V feszültségtartományba ahhoz, hogy diagnosztikai célú röntgensugarakat lehessen előállítani.

## A transzformátor elv

A transzformátor az az eszköz, mely feszültséget tud átalakítani, az elektromágneses indukció elvén alapul és egyben a röntgengenerátor egyik fontos része. A transzformátornak két áramköre van: egy bemenő (primer) áramkör és egy kimenő (szekunder) áramkör. A két áramkör között nincs elektronáramlás, hanem az energiát az elsődleges áramkör mágneses téren keresztül adja át a másodlagos áramkörnek (6.3. ábra). Ahogy a transzformátor elsődleges áramkörén elektronok áramlanak keresztül, energiát adnak át a másodlagos áramkör elektronjainak. A feszültség úgy növekszik, hogy a transzformátor az elsődleges áramkör elektronjainak energiáját „összegyűjti” és ezt az energiát csak néhány elektronnak adja át a másodlagos áramkörben. Alapvetően a transzformátor az elektronenergiát újraosztja, természetesen a teljes belépő és kilépő energia lényegében azonos. Az elsődleges áramkörben alacsony feszültségű nagy áramerősségű áram lép be, és a másodlagos áramkörből nagyfeszültségű alacsony áramerősségű áram lép ki. A transzfor-

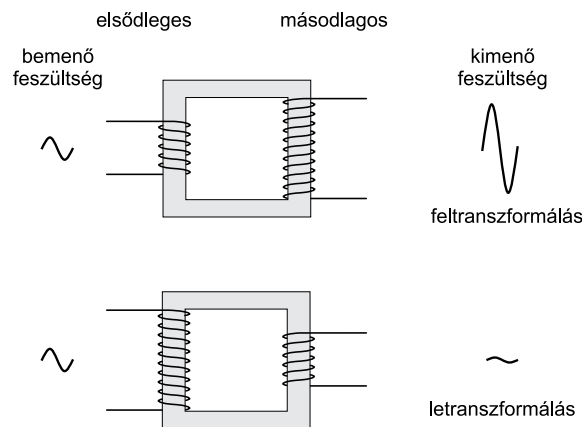


6.3. ábra A transzformátor elv

mátorokat úgy tervezik, hogy egy adott feszültséget tudjon előállítani: vannak olyanok, amelyek alacsonyabb feszültséget állítanak elő, letranszformálnak, és vannak olyanok, amelyek magasabb feszültséget állítanak elő, azaz feltranszformálnak (6.4. ábra).<sup>15</sup>

### A magasfeszültségű transzformátor

A legtöbb röntgenberendezésben a magasfeszültségű transzformátor feltranszformálási aránya ~ 1000:1, azaz a transzformátor kimenő feszültsége 1000-szeres a bemenő feszültséghez képest. Az ilyen típusú transzformátorban (feltranszformáló) az elsődleges áramkörben az áramnak na-



6.4. ábra A transzformátor működése: fel- és letranszformálás

<sup>15</sup> A transzformátor működésének pontos leírását lásd Fizika jegyzet Villamosenergia-átalakítók fejezet.

gyobbnak kell lenni, mint a másodlagos áramkörben. A két áramkörben folyó áram aránya a feszültséggel azonos arányú, csak éppen fordítottan. Minél nagyobb az elsődleges áramkörben az áramerősség, annál kisebb a másodlagos áramkörben. Tehát az 1000:1 arányú transzformátorban, amennyiben az elsődleges áramkörben az áramerősség 1 A (1000 mA), úgy a másodlagos áramkörben 1 mA áramerősség keletkezik. A magasfeszültségű transzformátor tehát egy olyan eszköz, amely a V-ből kV-ot, az A-ból pedig mA-t „készít”.

A transzformátor alapvetően két tekercsből áll, melyből az egyik az elsődleges ( $N_1$ ), a másik a másodlagos ( $N_2$ ) áramkört jelenti. Mindkét tekercs meghatározott menetszámú és a transzformátornak az alapvető tulajdonságát, a fel-le transzformálási arányt az elsődleges és másodlagos tekercsben lévő menetszámok aránya szabja meg. A fel-le transzformálási arány tehát pontosan megegyezik az elsődleges, másodlagos tekercsben lévő menetszámok arányával ( $N_1/N_2$ ). Ahogy korábban említettük és a fentiekből is következik, az elsődleges és a másodlagos tekercsek között nincs közvetlen elektronáramlás, hanem a köztük közti kapcsolatot az elsődleges tekercsben folyó áram által keltett mágneses tér alakítja ki. A transzformátor működése két fizikai jelenségen alapul, melyek az elektronok és a mágneses tér kölcsönhatásából származnak:

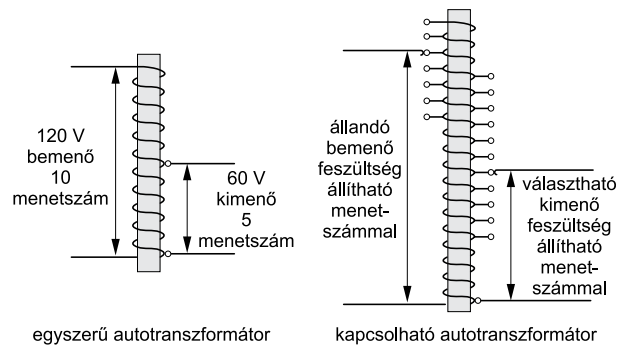
1. ha egy tekercsben elektronok áramlanak, a tekercs körül mágneses tér keletkezik;
2. az elektronok egy tekercsben energiát vesznek fel, ha ezt a tekercset változó mágneses térbe helyezük.

A transzformátor működésének kulcsa az lenne tehát, hogy az elsődleges tekercs körül egy állandóan változó vagy pulzáló mágneses tér alakuljon ki, mely a másodlagos tekercs elektronjait energizálja. Ez akkor történhet meg, ha az elsődleges tekercset egy váltóáramú áramforráshoz kapcsoljuk ( $V_1$ ). Ez esetben az elsődleges tekercs körül egy pulzáló mágneses tér keletkezik, mely pulzáló mágneses tér elektronokat mobilizál a másodlagos tekercsben. A másodlagos tekercsben lévő elektron egy adott mennyiségű energiát nyer minden egyes meneten való áthaladás esetén. Ezért az elektron teljes energianyeresége a másodlagos tekercsen való áthaladás esetén a menetek számával arányos. Mivel az elektron energiája egyenesen arányos a feszültséggel, a másodlagos tekercsből kijövő feszültség ( $V_2$ ) a másodlagos tekercs menetszámával arányos:

$$V_1/V_2 = N_1/N_2$$

### Az autotranszformátor

A legtöbb röntgenkészülékben a vizsgálatnak megfelelően kívánatos a feszültségérték szabályozása. Ezt általában az úgynevezett autotranszformátor segítségével oldják meg, melynek a másodlagos tekercsén csúszócslakozás van, ami a másodlagos tekercsen a hurkok számának állítását teszi lehetővé (6.5. ábra). Az autotranszformátor az önindukció elvén működik, míg a transzfor-



6.5. ábra Az egyszerű és a kapcsolható autotranszformátor

mátorban kölcsönös indukció valósul meg, a transzformátor elv természetesen itt is érvényes. Általában az autotranszformátor a magasfeszültségű transzformátor bemenő oldalához biztosít változtatható feszültséget. Maga az autotranszformátor lényegesen nem növeli a feszültséget, hanem kissé csökkenti.

Gyakran felmerül az a kérdés, hogy miért nem a magasfeszültségű transzformátor másodlagos tekercsén alkalmaznak csúszócsatlakozást, illetve feszültségállítási lehetőséget. Ez azért nem lehetséges, mivel a magasfeszültségű transzformátor által előállított kV nagyságrendű feszültség jelentős szigetelést igényel, melyet általában a transzformátor olajtartályban való elhelyezésével oldanak meg. Ebből kifolyólag nemigen létezik praktikus megoldás, mely a feszültségállítást a szigetelés megbontása nélkül lehetővé tenné.

## Egyenirányítás<sup>16</sup>

A transzformátorból kimenő magasfeszültségű áram váltóáram, melynek polaritása másodpercenként 50-szer változik (50 Hz). Ha ezt az áramot kapcsolnánk a röntgensőre, akkor csak fele időben lenne az anód a pozitív pólus és a feszültségperiódusnak megfelelően a másik félidőben a katód lenne a pozitív pólus, mely az anódról próbálna elektronokat vonzani. Bár az anódból nem tudnak elektronok felszabadulni (ha csak nem ér el egy adott hőmérsékletet). Az említett utóbbi szituáció, illetve a fordított feszültségperiódus nemkívánatos a röntgensugár előállítása szempontjából. Hatékony röntgensugár-előállítás céljából egy olyan áramkör szükséges, mely az ellenkező polaritást megfordítja, és ez által az elektronáramlás folytonosan egyirányú. Ez a folyamat az egyenirányítás.

<sup>16</sup> Lásd még Fizika jegyzet Villamosenergia-átalakítók fejezet

## Egyenirányítók

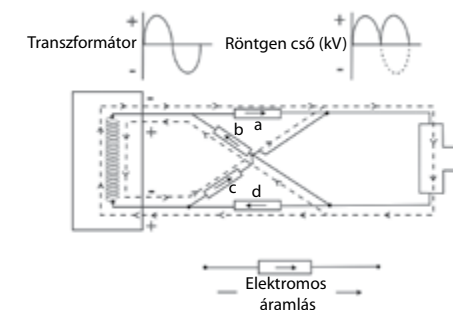
Egy tipikus egyenirányító áramkör számos egyenirányító diódát tartalmaz. Az egyenirányító egy viszonylag egyszerű eszköz (pl. dióda – félvezető vagy vákuumcső), mely csak egy irányba engedi az elektronokat áramlani, de a másik irányba nem. Úgyis elképzelhetjük ezeket, mint például a szívbillentyűt, mely a vért csak egy irányba engedi áramlani és ellenkező irányú véráramlás esetén bezáródik.

## Egyenirányító áramkör

Egy egyszerű egyenirányító áramkörnek két bemenő pontja van, melyen keresztül a transzformátorból származó áram csatlakoztatható és két kimenő pontja, melyen keresztül az egyenirányított áram a röntgensőhöz jut.

A 6.6. ábra egy egyenirányító áramkört ábrázol, melyben négy egyenirányító helyezkedik el. Az elektronok az egyenirányítón keresztül csak egy irányban jutnak át, mely a nyíl irányával megegyezik. Ennek az áramkörnek a működését egyszerűen megérthetjük, ha végigkövetjük a lejátszódó események sorát. A feszültségperiódus első felében a felső transzformátorvég negatív pólusú és az elektronok az egyenirányító áramkörben ezen a ponton keresztül áramolhatnak be. Innen az elektronáram az „a” egyenirányítón keresztül a röntgenső felé halad, melybe a katódvégen jutnak be és az anódvégen jutnak ki, majd az alsó vezetőkön keresztül visszatérnek az egyenirányító áramkörbe. Ezen a ponton elvileg két lehetséges úton haladhat tovább az elektronáram. Ugyanakkor csak a „d” jelű egyenirányítón keresztül történik elektronáramlás a transzformátor pozitív végéhez, mivel annak pozitív polaritása vonzóbb az elektronok számára, mint a felső negatív pólus.

A feszültségperiódus ezen részében tehát a „b” és „c” egyenirányítókon keresztül nem folyik áram. A feszültségperiódus második felében a transzformátor polaritása megfordul, és az ábra



6.6. ábra Az egyenirányító áramkör

szerinti alsó transzformátorvég válik negatívvá. Az elektronok így az áramkör alsó végén áramlanak be és a „c” egyenirányítón keresztül jutnak a katódhoz. A röntgensőből kilépő elektronok a „b” egyenirányítón keresztül jutnak a felső transzformátorvéghez, mivel ekkor az a pozitív pólusú.

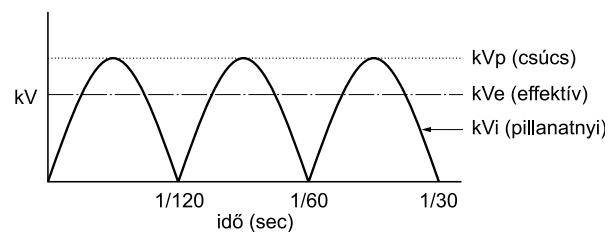
Ez az egyenirányító áramkör tehát folyamatosan azonos pólusú kijövő feszültséget és elektronáramlást produkál, melynek következtében a röntgenső katóddoldala folyamatosan negatív pólusú. Ezt az egyenirányító áramkört hídkapcsolásnak is hívják, mely a teljes feszültség hullámot ki tudja használni.

Egy olyan áramkörben, ahol csak egyetlen egyenirányító helyezkedik el, a feszültség hullám felében történik elektronáramlás. Ilyen típusú egyenirányítás kisebb röntgenkészülékekben, pl. fogászati készülékekben fordulhat elő.

## Feszültség hullám-forma és röntgensugár-előállítás

### Egyfázisú, állandó feszültségű áramkör<sup>17</sup>

A fentiekben bemutatott példa az egyfázisú készülékekre jellemző. Az egyfázisú üzemeltetés alapvető hátránya, hogy a röntgensőhöz érkező áram feszültsége folyamatosan változik (6.7. ábra). Ez egyben azt is jelenti, hogy az előállított röntgensugárzás mennyisége és energiaspektruma a feszültségperiódus alatt szintén folyamatosan változik. Tehát egy ilyen csőben keletkező röntgensugárzás spektruma a folytonosan változó spektrumokból átlagolódik. Egy tipikus egyfázisú feszültség hullám esetén három alapvető feszültségértéket lehet megadni. Az első ilyen jellemző a mindenkor feszültségérték ( $kV$ ), mely a röntgensugár-előállítást meghatározza az adott pillanatban. A második jellemző feszültségérték, a feszültségperiódus alatt elért maximális feszültség értéke ( $kV_p$ ). A felhasználó a röntgenkészüléken ezt a feszültségértéket tudja állítani. A harmadik jellemző pedig az effektív fe-

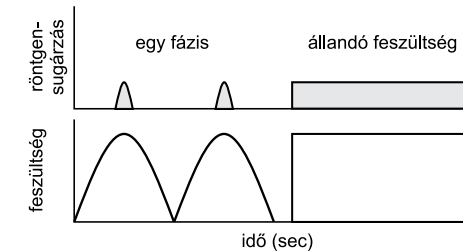


6.7. ábra Egyenirányított egyfázisú áram feszültség görbéje

<sup>17</sup> Lásd még Fizika jegyzet Villamosenergia-átalakítók fejezet

szültség ( $kV_e$ ), mely az energiaátadás hatékonyságát jellemzi. Egy tipikus szinuszos feszültség hullám esetén (ld. 6.7. ábra) a  $kV_e$  a  $kV_p$  70,7%-a. A  $kV_e$  értéke nem csupán a röntgensugár-előállítás szempontjából, hanem az amellet termelődő hő szempontjából is meghatározó.

Bizonyos generátorok állandó feszültséget tudnak előállítani; ez esetben a  $kV_p$ ,  $kV_e$  és  $kV_i$  értékek megegyeznek egymással. Az állandó feszültségű röntgenkészülékek nagyobb átlagos energiájú és nagyobb mennyiségű röntgenfotont tudnak előállítani az egyfázisú készülékekhez képest (6.8. ábra). Az egyfázisú készülék esetén az expozíció jelentősen változik az expozíciós idő során. Az expozíció nagy része a feszültségperiódus csak egy rövid szakaszából származik, ahol a feszültség a  $kV_p$  érték közelében van. Ezt a jelenséget számos tényező befolyásolja. Így például, ha a feszültséget emeljük, akkor javul a röntgensugár-termelés hatékonysága, és egységnyi mAs-ra számolva nagyobb expozíciót kapunk magasabb feszültségértékeknél. A magasabb csőfeszültségnél termelt fotonok átlagos energiája és penetráló képessége is nagyobb. Az egyfázisú készülékekben az áramerősség is változik a feszültség hullám függvényében.



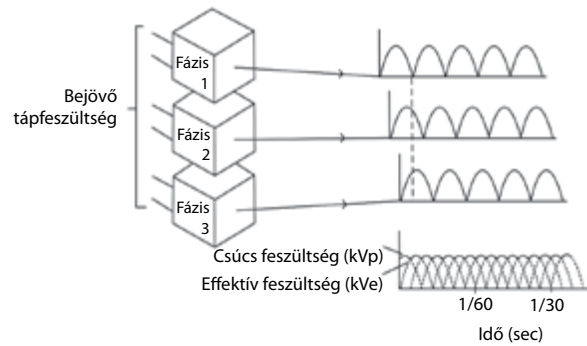
6.8. ábra A csőfeszültség és a röntgenfoton előállítás összefüggése. Az egyfázisú egyenirányított feszültség esetén csak a feszültség hullám egy részében képesek elektronok a katódról „leszakadni”, míg állandó feszültség esetén a teljes időtartam alatt

Az egyfázisú készülékekben az expozíció pulzusszerűen éri a vizsgált testrészt, illetve a receptort és a pulzusok között gyakorlatilag nincs röntgensugár-expozíció. Ebből következik, hogy a teljes expozíciós idő általában hosszabb az egyfázisú készülékekben az állandó feszültségű készülékekhez viszonyítva, hiszen ez utóbbi sokkal rövidebb idő alatt képes ugyanazt az expozíciót biztosítani.

### Háromfázisú áramkör<sup>18</sup>

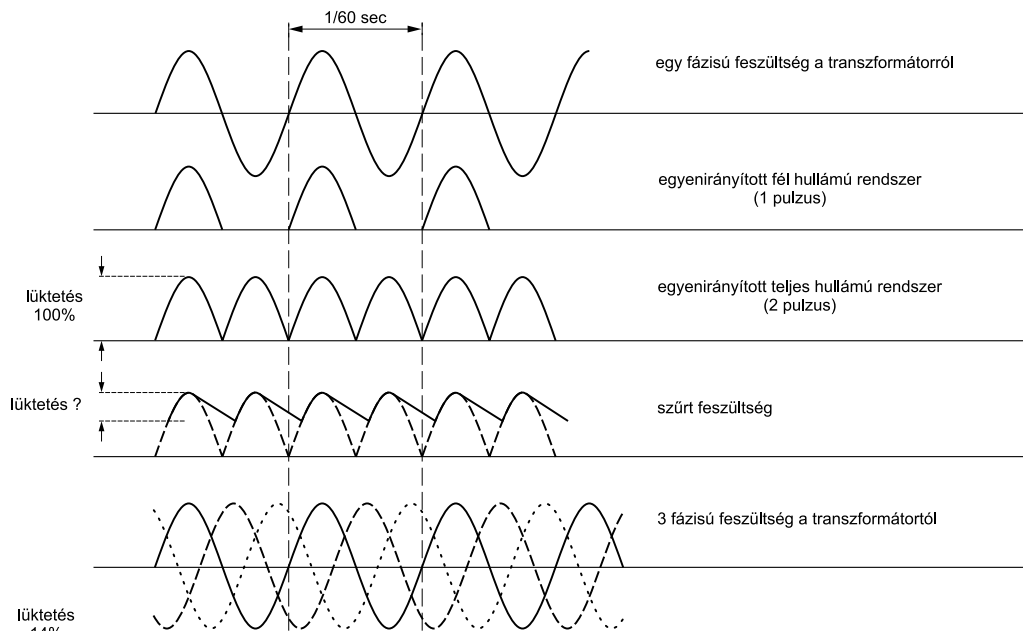
A háromfázisú áram gyakorlati előnye, hogy sokkal könnyebb állandó feszültséget és magas átlagos áramerősséget biztosítani. A háromfázisú áram fogalmát könnyebb megérteni, ha három külön egyfázisú áramkört képzelünk (6.9. ábra). Bár a 6.9. ábrán hat bejövő vezető látható, ez a valóságban nem szükséges, mivel a három fázis „elosztódik” egy áramkörön is.

<sup>18</sup> Lásd még Fizika jegyzet Villamosenergia-átalakítók fejezet



6.9. ábra A háromfázisú feszültség hullám kialakulása (egyenirányítás után)

Az ábrán látható különböző fázisú áramok a már korábban bemutatott módon transzformálhatók és egyenirányíthatók. A háromfázisú áram legfontosabb jellemzője, hogy a különböző feszültségperiódusok egymáshoz képest más fázisban vannak még pedig úgy, hogy az egyik mindig a másik kettőhöz képest tolik el. Ennek következtében a három fázisnak megfelelő feszültségcsúcsok különböző időben vannak, melyek nem additív jellegűek, hanem egymással kombinálódnak



6.10. ábra A feszültség-ingadozás (lűktetés) mértéke 2,6,12 pulzus esetén

(ld. 6.9. ábra). Az így létrejövő feszültség megfelel az éppen legmagasabb fázisban lévő feszültségértéknek. Mivel a feszültségesés csupán néhány %-os, a  $kV_p$  bármely pillanatban a  $kV_p$ -hez közelítő értéket mutat.

A feszültségperiódus alatt létrejövő feszültség-ingadozást lűktetésnek is nevezik és a csúcsfeszültség százalékában adják meg. A különböző típusú tápegységek esetén létrejövő ingadozásokat – lűktetéseket – a 6.10. ábra szemlélteti.

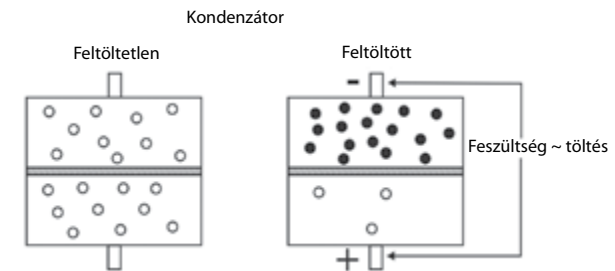
Az áramellátást a feszültségperiódus (Európában a másodperc 1/50-e) alatt létrejövő feszültség-hullámok száma szerint is lehet jellemezni. Egy összetett tápegység esetén lehetséges akár 12 pulzusú áramot előállítani, ahol a lűktetés a csúcsfeszültség kevesebb, mint 4%-a lesz csupán.

## Kondenzátor

A kondenzátorokat számos elektromos készülékben alkalmazzák. A röntgengenerátorokban a kondenzátorokat két ok miatt alkalmazzák, egyrészt a hordozható röntgenkészülékekben a kondenzátorok tárolják az elektromos energiát, másrészt bizonyos készülékekben a kondenzátorok szűrőfunkciót látnak el, mely funkció állandó feszültséget biztosít. A kondenzátor alapvetően két elektromos vezetőből (fémfólia) és a köztük elhelyezkedő szigetelő rétegből áll.

### Kondenzátor elv

A kondenzátor valójában nem más, mint egy elektrontároló eszköz (6.11. ábra). Ha feszültségforráshoz kötjük a kondenzátort, akkor elektronok áramlanak a kondenzátorba, és azt feltöltik. Az elektronáramlás mindaddig tart, amíg a kondenzátor feszültsége el nem éri a feszültségforrásból származó feszültséget. Energiát a kondenzátor töltött állapotában tárol, és a tárolt energia meny-



6.11. ábra A kondenzátor felépítése

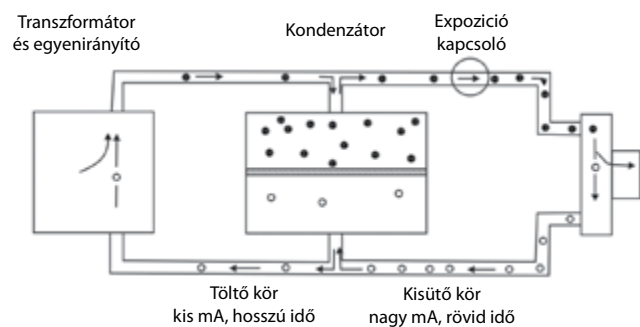
nyisége a töltőfeszültséggel és a tárolt elektronok mennyiségével arányos. Ha egy töltött kondenzátort egy másik áramkörhöz kapcsolunk, akkor a kondenzátor lesz a feszültségforrás, és az elektronok a kondenzátorból fognak az áramkörbe áramlani.

## Energiatárolás

A nagyfeszültségű transzformátornál említésre került, hogy az elsődleges áramkörben lévő áram nagyobb, mint a másodlagos áramkörben lévő áramerősség, melyek arányát a feltranszformálási arány határozza meg. Ez tipikusan általában 1000:1, mely azt jelenti, hogy a hálózati áramkör 1 A szükséges ahhoz, hogy a csőáram 1 mA legyen. Ezt a magas áramerősséget a nem mobil röntgenkészülékek esetén speciális áramkörök biztosítják. Hordozható röntgenkészülékek esetén a hálózati áram áramerőssége azonban legfeljebb 15-20 A. Ennek következtében a hordozható röntgenkészülékekben kondenzátorokat alkalmaznak elektromosenergia-tárolásra, melyek az előbb említett korlátozást kiküszöbölik. A 6.12. ábra egy kondenzátoron alapuló tápegység leegyszerűsített vázlatát demonstrálja. A nagyfeszültséget ez esetben is feltranszformálás és egyenirányítás révén éri el, és ezáltal a kondenzátort nagyfeszültségekre lehet feltölteni. Ilyen nagyfeszültség esetén a töltési idő akár 10–20 másodperc is lehet.

A kondenzátorba folyó áram áramerőssége általában csak néhány mA, ugyanakkor a kondenzátor kisütése – azaz, ha a kondenzátort a röntgensőre kapcsoljuk – nagyon rövid idő (expozíciós idő) alatt jön létre, és így az áramerősség több száz mA is lehet.

A kondenzátorban lévő feszültség tehát arányos a benne tárolt elektronok mennyiségével, ill. töltésével (mAs), mely valójában a kondenzátor méretétől, illetve kapacitásától függ<sup>19</sup>. A legtöbb



6.12. ábra A kondenzátor működése a rtg-készülékben

<sup>19</sup> A kondenzátor kapacitásának mértékegysége a farad (F). 1 F a kondenzátor kapacitása, ha 1 C töltés hatására a feszültsége 1 V lesz. A gyakorlatban ennek a törtrészeit használjuk.

készülékben 1 microfarados ( $\mu\text{F}$ ) kondenzátorokat alkalmaznak, melyekben 1 mAs töltéshez 1 kV feszültség tartozik. Amikor a kondenzátorból a röntgenső felé elektronáramlás történik, a kondenzátorban a feszültségesés 1 kV/mAs rátájú lesz. Például, ha a készülék 70 kV-ra töltött, akkor egy 18 mAs-os expozíció után a kondenzátorban visszamaradt feszültség értéke 52 kV lesz.

A kondenzátor alapú röntgenkészülékek feszültség hulláma különbözni fog az egyéb energiaellátású készülékekétől. Amennyiben nagy mAs igényű expozíciót végzünk, akkor az expozíció vége felé a feszültség (kV) jelentősen lecsökken. Az alacsony csőfeszültség miatt csak kis energiájú röntgenfotonok keletkeznek, melyek a filmexpozíció szempontjából hasztalanok, ugyanakkor növelik a páciens sugárterhelését. Ezt elkerülendő a követendő elv az, hogy a beállított mAs értéke általában ne legyen több, mint a kiindulási feszültség 1/3-a.

## Simítás

A kondenzátor alkalmas állandó feszültség kialakítására még pedig úgy, hogy a kondenzátort az egyenirányító áramkör és a röntgenső közé kötjük. Ahogy a feszültség emelkedik, akkor az egyenirányító áramkörből az elektronok mind a röntgenső, mind pedig a kondenzátor felé áramlanak, és a kondenzátort feltöltik. Ahogy a feszültség csökkenni kezd, a feltöltött kondenzátorból az elektronok a röntgenső felé kezdenek áramlani. Ez bizonyos határok között állandó feszültséggel látja el a röntgensövet.

## Nagyfrekvenciás tápegységek

Az állandó feszültség létrehozása úgy is lehetséges, hogy a hálózati frekvenciát (alacsony frekvencia) egy nagyfrekvenciává (akár 50 000 Hz) alakítjuk még az egyenirányítás előtt. Ezt egy inverternek nevezett elektromos áramkörrel tehetjük meg. A nagyfrekvenciás feszültség egyenirányítása után a feszültség hullámok nagyon rövid időtartamúak lesznek, melyek szűrésével lényegében állandó feszültség érhető el (ld. 8. ábra). Ennek segítségével a rtg-foton előállítás hatékonysága és az időzítés is jelentősen javul.

## mA vezérlés

A katód fűtését egy külön alacsony feszültségű áramkör biztosítja.

Ennek az áramkörnek a teljesítményét a mA beállításával szabályozhatjuk, azaz nagyobb mA érték beállítás nagyobb fűtőáramot biztosít a katódon, melynek következtében úgy a katód hőmérséklete, mint az emittált elektronok száma és végeredményben a csőáram is növekedni fog. A röntgensőben tehát kétféle áram is folyik: az egyik a katód és az anód között a nagyfeszültsé-



gű áramkörben, míg a másik a katódszálon keresztül folyó kifestültségű áram. Mégis a második áram vezérli a katód–anód között folyó áramot.

Megfelelő termoionikus emisszió viszonylag magas katódhőmérsékletnél jön csak létre, különösen nagy mA beállítás esetén. Ez a magas hőmérséklet a wolfram-katód párolgását is előidézi, mely nemkívánatos jelenség. Éppen ezért ezt a magas üzemi hőmérsékletet csak az expozíció alatt szabad fenntartani. A legtöbb röntgenkészülékben a katódfűtés kétszintű: a készülék bekapcsolásakor a katód először egy készenléti hőmérsékletet ér el, melyen párolgás még nem alakul ki. A megfelelő csőáramot biztosító hőmérsékletre csak közvetlenül az expozíció előtt fűtjük fel a katódot, melyet a legtöbb készülékben az anód forgásával szinkron kapcsolnak. Ha a katódot főlegesen üzemi hőmérsékleten tartjuk, az lényegesen csökkentheti a cső élettartamát. Ugyan a csőáramot elsősorban a katód hőmérsékletével szabályozzuk, vannak olyan körülmények, amikor ezt az alkalmazott nagyfeszültség is befolyásolja. Alacsony kV értékeknél az emittált elektronok egy részét az anód nem vonzza eléggé, és ezért ezek az elektronok egy ún. tértöltést hoznak létre. Ez valójában azt jelenti, hogy a katód közvetlen környezetében „lebegő” elektronok taszítják a további kilépni, „vágó” elektronokat, és ezáltal csökkentik az emissziót. Ilyen esetben a csőáram a tértöltés miatt limitált.

A jelenség tehát alacsony csőfeszültségnél jöhet létre, mint például mammográfias vizsgálatok alkalmával. Technikailag a jelenség előfordulását úgy lehet csökkenteni, ha az anód és a katód egymáshoz közelebb kerül.

Ahogy a kV-ot emeljük, a katód körül kialakuló tértöltés csökken, és egy ponton elérjük azt a csőáramot, melynek további növelését a korlátozott elektronemisszió nehezíti. Ezen a ponton a csövet szaturálnak (telített) hívják. A legtöbb készülékben ezt a hatást egy kompenzáló áramkör csökkenti.

## Expozíciós idő vezérlés

Az expozíciós idő vezérlése a röntgengenerátor egy másik alapvető funkciója. A radiográfiában az expozíciót a készüléket működtető személy indítja, mely vagy egy előre beállított idő vagy egy bizonyos expozíciós szint elérése után ér véget. A fluoroszkópiában az expozíciót a vizsgáló személy kezdi és szakítja meg, de a legtöbb készüléken az expozíciós idő rögzítésre kerül, valamint bizonyos időtartamú expozíció után egy hangjelzés is figyelmeztet. A sugárzást tehát a röntgengenerátor elsődleges áramkörét vezérlő kapcsolók segítségével kapcsoljuk be és szakítjuk meg.

### Kézi időzítés

Kézi időzítéssel működő röntgenkészülékekben az expozíciós időt az expozíció megkezdése előtt kell beállítani. Ezt az időt a kezelő személy határozza meg tapasztalata, a páciens mérete, a vizsgálati terület alapján. Egy egyfázisú készülékben az expozíciós időt a periódusidő felével emelhetjük

lépcsőzetesen, mely egyben a sugárzaspulzusok között eltelt időt is jelenti (ld. 6.8. ábra). Ez esetben tehát a sugárzás pulzusokban jelenik meg, ezért nem szerencsés a pulzus közepén megállítani az expozíciót. Ezzel az időzítésfajttal az a legnagyobb probléma, hogy az expozíciós idő állításával kis változásokat nem lehet elérni. Például, ha egy század másodperc beállítással mérsékelten alulexponált felvételt kapunk, a következő beállítási lehetőség az 1/50-ed másodperc, mely megduplázza a sugárzás mennyiségét, és könnyen túlexponált felvételt kapunk.

Értelemszerűen ez a probléma rövid expozíciós idők esetén fordul elő. A háromfázisú és állandó feszültségű készülékekben a sugárzás rátája sokkal egyenletesebb, ezért az időzítés lényegesen könnyebb és pontosabb.

### Automatikus expozícióvezérlés

Az automatikus expozícióvezérlés a röntgenkészülékekben egy olyan funkció, mely a detektort érő megadott expozícióértéknél megszakítja a röntgensugárzást. A rtg-expozíció érzékelésére pl. ionizációs kamrát alkalmaznak, melynek jelét felerősítve egy ún. komparátor áramkörből kerül a jel feldolgozásra. Ma már a legtöbb készülék rendelkezik ilyen automatikával.

## Minőségbiztosítás

Minden röntgenkészülék esetén a kezelő személy kontrollálja a sugárzás mennyiségét és minőségét, a kV, a mA és az expozíciós idő beállításával. Ha egy készüléket nem kalibrálnak rendszeresen vagy nem megfelelően használnak, akkor a készülék sugárzás teljesítményét sem lehet pontosan tudni. Ennek számos negatív következménye lehet, úgy, mint rossz képminőség, a páciensre érő felesleges sugárterhelés, különösen, ha a felvételeket ismételni kell. Éppen ezért fontos a készülék rendszeres karbantartása, kalibrálása, illetve a minőségbiztosítási folyamatok elvégzése és betartása.

## 7. fejezet

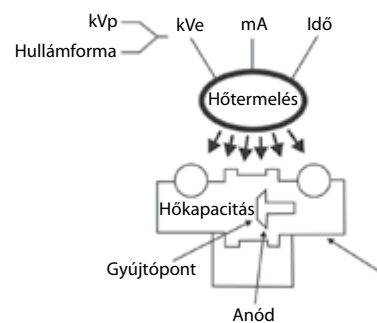
## A röntgenső hűtése és fűtése

Bogner Péter

Ahhoz, hogy röntgensugárzást állítsunk elő, viszonylag nagy elektromos energiát kell a röntgensőbe vinni. Ennek az energiának csak egy kis része (általában kevesebb mint 1%-a) fordítódik röntgensugarak előállítására, az elektromos energia nagy része pedig hővé alakul. Ez a körülmény a röntgenkészülék használatát bizonyos értelemben korlátozza. Ha a röntgensőben túl sok hő keletkezik, akkor annak hőmérséklete kritikus értékek fölé emelkedhet, mely a röntgenső károsodásához vezethet. Ez a károsodás lehet az anód megolvadása vagy a burkolat (üvegbura) sérülése. A röntgenső károsodása megelőzhető, ha a készüléket üzemeltető személy tudatában van a termelt hő mennyiségének és a röntgenső hőkapacitásának, illetve ezek viszonyának. A 7.1. ábra demonstrálja azokat a tényezőket, melyek a röntgenső hőtermelésével és hőkapacitásával kapcsolatban állnak.

## Hőtermelés

A röntgensőben a hő az anód fókuszterületén (gyújtópont) keletkezik, az oda becsapódó elektronok miatt.



7.1. ábra A röntgenső hőtermelését befolyásoló tényezők

Mivel az elektromos energiának csak egy kis része alakul át röntgensugárzássá, ez a mennyiség a hőtermelés számításánál figyelmen kívül hagyható. Egy expozíciónál a fókuszterületen keletkezett hő mennyiségét az alábbi összefüggés adja meg:

$$h\ddot{o} (J) = kV_e \times mA$$

vagy

$$h\ddot{o} (J) = w \times kV_p \times mAs$$

Ebben az összefüggésben  $w$  a feszültség hullám tényezőnek felel meg, és ennek értékét a röntgensőre kapcsolt feszültség hullám formája adja meg. Ennek értéke az állandó feszültségű generátorok esetén 1, a háromfázisú 12 pulzusú hullám-forma esetén 0,99, a háromfázisú 6 pulzusú hullámforma esetén 0,96 és az egyfázisú hullámforma esetén 0,71<sup>19</sup>. Az energia és a hő mértékegysége a Joule, a röntgensőveknél történeti okok miatt nem mindig ezt a mértékegységet alkalmazták/alkalmazzák. Gyakorlati okok miatt korábban az úgynevezett hőegység (HU) mértékegységet vezették be, ill. használták a röntgensővek hőtermelésének jellemzése céljából. A hőegység és a J közötti összefüggés:

$$h\ddot{o} (HU) = h\ddot{o} (J) \times 1,4$$

Ennek az összefüggésnek az alapja valójában az egyfázisú generátorok feszültség hullám tényezője, hiszen ha ezt a tényezőt a két hőegység közötti konverziós faktorról megszorozzuk, akkor 1-et kapunk, és az alábbi összefüggés is érvényes<sup>20</sup>

$$h\ddot{o} (HU) = kV_p \times mAs$$

Ennek alapján tehát egyfázisú generátor esetén a hőegységben kifejezett hőt a  $kV_p$  és a  $mAs$  szorzata adja. Régen, amikor minden röntgenkészüléket egyfázisú generátorral használtak, célszerű volt a képződő hőt minél egyszerűbben meghatározni, és ezért vezették be a hőegység mértékegységet. A hőtermelés sebességét az elektromos teljesítménnyel fejezhetjük ki, úgy mint

$$teljes\ddot{i}tm\ddot{e}ny (W) = w \cdot kV_p \times mA$$

Egy expozíció alatt termelt teljes hőmennyiséget a teljesítmény és az expozíciós idő szorzataként kapjuk meg.

<sup>20</sup> A fenti összefüggésben szereplő szorzófaktor az effektív feszültséggel kapcsolatos.

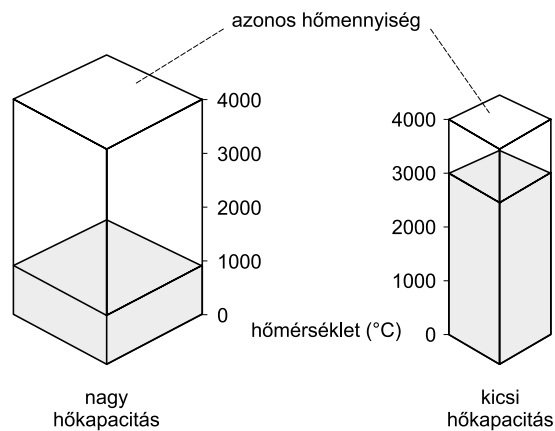
## Hőkapacitás

A röntgenső fűtésének problémája csak akkor érthető meg, ha ismerjük három fizikai mennyiség, úgy, mint (1) a hő, (2) a hőmérséklet és (3) a hőkapacitás közötti összefüggést. A hő az energia egy formája, melyet energia-mértékegységekkel jellemezhetünk. A röntgenkészülékben a hőt J vagy hőegység mértékegységekkel jellemezzük. A hőmérséklet az a fizikai mennyiség, mely egy tárgy relatív hőtartalmát jellemzi. A hőmérséklet mértékegysége a kelvin (K). Egy tárgy állapotának fizikai változásai, mint például olvadás, forrás, párolgás közvetlen kapcsolatban az adott tárgy hőmérsékletével vannak, nem pedig annak hőtartalmával.

Egy adott tárgyra a hőmérséklet és a hőtartalom közötti összefüggés magában foglal egy harmadik mennyiséget is, a hőkapacitást<sup>21</sup>, mely az adott tárgyra szintén jellemző. E három mennyiség közötti összefüggés tehát:

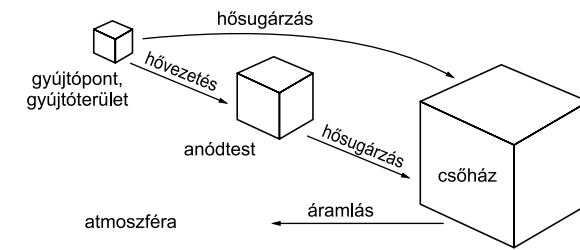
$$\text{hőmérséklet} = \text{hő} / \text{hőkapacitás}$$

Egy tárgy hőkapacitása többé-kevésbé arányos annak méretével, tömegével és a tárgy anyagának jellemzőjével, melyet úgy ismerünk, mint fajhő. Ahogy a tárggyal hőt közlünk, annak hőmérséklete a közölt hő arányában nőni fog. Ha egy adott mennyiségű hőt közlünk, a tárgy hőmérséklete a tárgy hőkapacitásával fordított arányban fog nőni. Ha egy tárgynak nagy a hőkapacitása, ak-



7.2. ábra A hőmérséklet, hőtartalom és hőkapacitás összefüggése

<sup>21</sup> A hőkapacitás megmutatja, hogy mennyi hőt kell közölni egy adott tömegű anyaggal ahhoz, hogy a hőmérséklete egy kelvinnel emelkedjen.



7.3. ábra A hőtadás mechanizmusai a röntgensőben

kor adott hő közlése esetén a hőmérséklete kisebb mértékben fog változni egy kis hőkapacitású tárggyal összehasonlítva. Összefoglalva tehát: egy tárgy hőmérsékletét annak hőtartalma és hőkapacitása és ezek viszonya határozza meg (7.2. ábra).

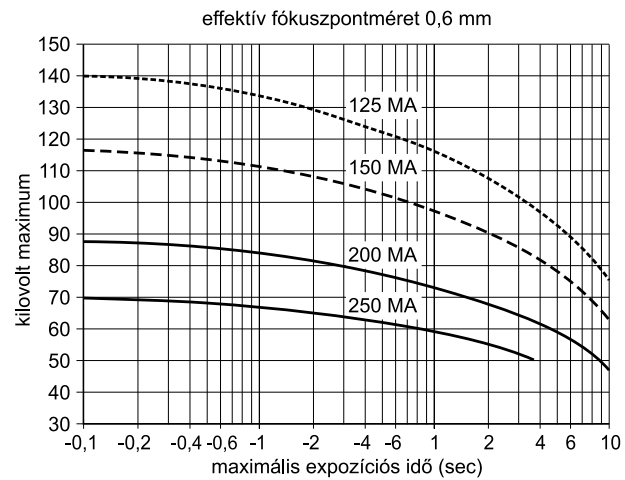
A röntgenső üzemeltetése során az alapvető cél az, hogy a röntgensövet károsító kritikus hőmérsékletet soha se érjük el. Ez úgy oldható meg, hogy a röntgenső hőtartalmát a kritikus értékek alatt tartjuk, mely a cső hőkapacitásával is összefügg.

A 7.3. ábra a röntgenső három különböző egységét mutatja, melyek kritikus hőkapacitással bírnak. A legkisebb hőkapacitású terület a fókuszterület, illetve gyújtósáv, és egyben ezen a területen képződik a röntgensőben a hő. Erről a területről a hő az anódttest felé vezetéssel, a védőburkolat felé pedig sugárzással terjed. Sugárzással az anódttestről a burkolathoz szintén terjed hő. A védőburkolatról a hő környezete felé távozik. A röntgenső károsodása jöhet létre, ha a három terület közül bármelyik hőtartalma meghaladja a maximális hőkapacitást.

## Fókuszterület

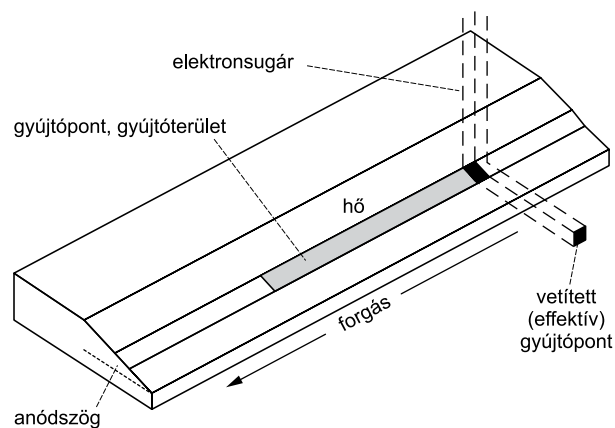
A fókuszterület, illetve fókuszszáv maximális hőkapacitása adja a cső használatának (egyetlen expozíció) felső korlátját. Hogyha egyetlen expozíció során keletkezett hő meghaladja a fókuszterület hőkapacitását, akkor az anód megolvad. A fókuszterület hőkapacitását a gyártó általában megadja egy görbesorozat formájában, mely mutatja a maximális elérhető teljesítményt (kV és mA) egy adott expozíciós idő függvényében (7.4. ábra). Ezeket a görbéket hívják csőbesorolási görbéknek, illetve táblázatoknak. Az ábráról leolvasható, hogy a leadható teljesítmény nagysága fordítottan arányos az expozíciós idővel. Ez nem meglepő, hiszen egy expozíció alatt termelt hőt a teljesítmény és az expozíciós idő szorzata adja meg. Valójában nemcsak a csőben termelődött hő teljes mennyisége a fontos, hanem az is, hogy ez a hő mennyi idő alatt szabadul fel.

A röntgensöveket jellemezni lehet a leadható teljesítmény alapján is, melyet a gyakorlatban a 0,1 másodperces expozíciós idő alatt leadható teljesítmény szerint osztályoznak. A gyújtóterület



7.4. ábra Röntgenső expozíciós besorolási tábla

hőkapacitását számos tényező befolyásolja. Ezek közül a legfontosabb a fókuszerület azon mérete, melybe az elektronok becsapódnak. Álló anódú csövekben ez egy igen kis terület (néhány mm). A forgóanódú csövekben a gyújtóterület lényegesen nagyobb, mely az anód mozgásának következménye (7.5. ábra).



7.5. ábra A hőtermelődés „mechanizmusa” a forgó anódon

## A fókuszerület mérete

A geometriai leképezés szempontjából minimális elmosódást kis gyújtóterület esetén kapunk. Ugyanakkor kis fókuszerület koncentrálja a hőképződést, mely csökkenti a gyújtósáv hőkapacitását. A nagyobb fókuszerület egyetlen előnye a megnövekedett hőkapacitásban rejlik. A legtöbb röntgensőben két fókuszerület van, melyet a kezelő személy megválaszthat. A kis fókuszerület általában viszonylag alacsony teljesítmény (kV, mA) beállításoknál kapcsolható be. A nagyobb fókuszerület általában akkor aktiválódik, ha a kis fókuszerület hőkapacitását meghaladó teljesítményt kell a csőnek leadni. A fókuszerület megadott mérete mindig az effektív vagy kivetített fókuszerület méretét jelenti. Az aktuális fókuszerület, melybe az elektronok becsapódnak, mindig nagyobb, mint az effektív fókuszerület. Egy adott anódszög esetén a gyújtósáv szélessége egyenesen arányos a kivetített fókuszerület méretével. A hőkapacitás és a fókuszerület mérete közötti összefüggés ennél kicsit összetettebb. A legtöbb csőben a fókuszerület méretének megkésztérézése a cső teljesítményét akár háromszorosra is növelheti.

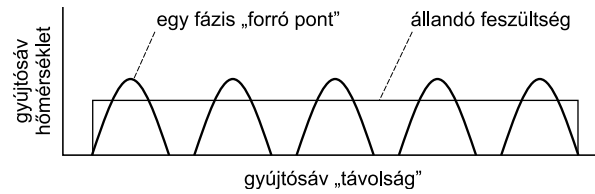
## Anódszög

A fókuszerület mérete és hőkapacitása, valamint a kivetített fókuszerület közötti összefüggést az anód dőlésszöge határozza meg. Az anódszög általában 7 és 20° között változik. Egy bizonyos effektív fókuszerület-méret esetén a gyújtósáv szélessége és hőkapacitása fordítottan arányos az anódszöggel. A kis anódszög a kedvező geometriai tulajdonságok mellett nagy relatív hőterhelést jelent, és a leképezhető terület nagysága is korlátozott az anódsarok effektus miatt. Az anódszög kiválasztása a röntgenső hőkapacitása és a vizsgálandó terület nagysága közötti kompromisszum keresése.

## Anód forgási sebesség

A forgóanódos csövekben az anódszerkezet az elektromotor rotorjának részét képezi. A röntgenső körül elhelyezett tekercsek a motor állórészét alkotják, melyekbe, ha áramot vezetünk, akkor a rotor forogni kezd. A rotor forgási sebességét az elektromos áram frekvenciája határozza meg. 50 Hz-es áram esetén a rotor, illetve az anód forgási sebessége kb. 2500-3000 rpm<sup>22</sup> lesz, és nagyfrekvenciás (180 Hz) áram alkalmazása esetén a forgási sebesség akár a 10 000 rpm-et is elérheti. Ez utóbbi esetben nagysebességű forgóanódról beszélünk. A gyújtósáv effektív hossza az anód forgási sebességével arányos. Nagysebességű anódokban a keletkező hő egy hosszabb területen

<sup>22</sup> rpm: revolution per minute = fordulat/perc



7.6. ábra Az anód hőterhelése egyfázisú feszültség hullám és állandó feszültség esetén

oszlík meg, és ez különösen igaz rövid expozíciós idő alkalmazása esetén. A nagy forgási sebesség a röntgenső hőkapacitását akár 60%-kal is növelheti.

### Feszültség hullámforma

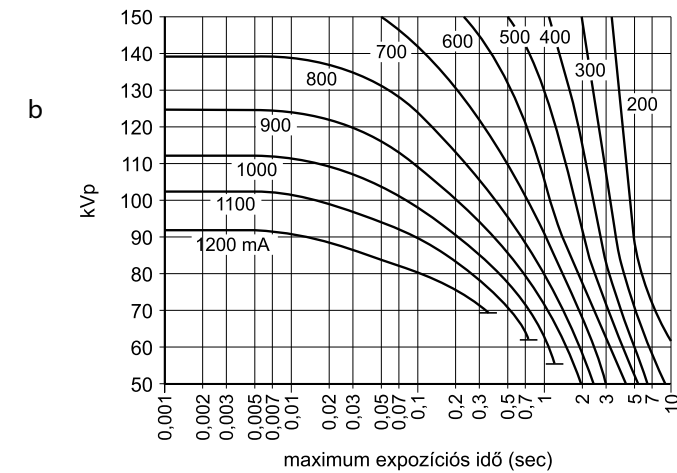
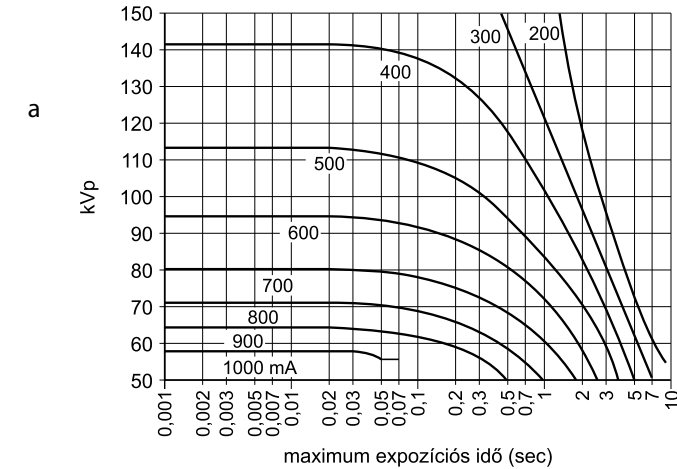
A röntgenső, illetve fókuszterület hőkapacitását az alkalmazott feszültség hullámformája is befolyásolja. Egyfázisú generátor használatánál az anódra vitt energia pulzusszerűen érkezik (7.6. ábra). A háromfázisú és állandó feszültségű generátorok esetén a hőképződés praktikusán egyenletes.

Az egyfázisú generátorokkal szerelt röntgenkészülékben az energialeadás, illetve hőképződés pulzusszerűen történik, ezért az anód bizonyos pontjain magasabb hőmérséklet alakul ki. Ezen az úgynevezett forró pontokon tehát magasabb hőmérséklet alakul ki, mint a háromfázisú energiaátadás során. Ha a röntgensövet egyfázisú generátorral használjuk, akkor a maximális teljesítményt alacsonyabb szinten kell tartani azért, hogy a forró pontokon a hőmérséklet ne haladjon meg a kritikus mértéket. Más szóval: az állandó feszültségű energiaellátás alkalmazásával jobb az effektív fókuszterület hőkapacitása és ennek következtében a cső teljesítménye is.

A háromfázisú vagy állandó feszültségű és az egyfázisú üzemmód összehasonlításánál három fontos szempontot kell figyelembe venni:

1. állandó feszültség esetén magasabb teljesítményszint érhető el az egyenletes hőeloszlás miatt;
2. állandó feszültség esetén több röntgensugárzás keletkezik, melynek penetrációja (áthatoló képessége) jobb egy adott  $kV_p$  és mAs beállításnál;
3. állandó feszültség esetén egy adott  $kV_p$  és mAs beállításnál több hő keletkezik

Az állandó feszültségű üzemeltetés igazi előnye az 1. és 2. pontokhoz kapcsolódik. A hatékonyabb röntgensugár-előállítás és annak kedvezőbb penetrációs tulajdonsága miatt ugyanazon expozíciót alacsonyabb  $kV_p$  és/vagy mAs beállítással teszi lehetővé. Ez az alacsonyabb  $kV_p$  és mAs beállítás bőven kompenzálja a 3. pontban említett nagyobb hőtermelést. A nagyobb csőteltjesítmény szintén fontos előny az állandó feszültségű üzemeltetés szempontjából. Háromfázisú vagy



7.7. ábra Röntgenső expozíciós besorolási táblázatok különböző anód forgási sebesség esetén (a) 3000 rpm, (b) 10 000 rpm

állandó feszültségű generátor alkalmazásával tehát a röntgenső magasabb teljesítményszinten üzemeltethető, és a röntgensugár-előállítás is hatékonyabb lesz.

A különböző anód forgási sebességek csőbesorolási táblázatát a 7.7. ábra mutatja. A fentiekből logikus, hogy legnagyobb teljesítmény a háromfázisú áram és nagysebességű anód esetén érhető el, mely legszembetűnőbb a rövid expozíciós idők használatánál. Ahogy az expozíciós idő nő, a fókuszterületen képződő hő „átfed”, és ezáltal a hőelvezetés lelassul, mely a csőteltjesítményt

is korlátozza. A mai modern röntgenkészülékekbe megfelelő érzékelők és automatika kerül beépítésre, melyek megakadályozzák, hogy a röntgensövet túlmelegítsük. Így az automatika figyel, hogy egy adott beállítással egy expozíció elvégezhető, és a cső túlterhelése esetén a csövet az automatika kikapcsolja.

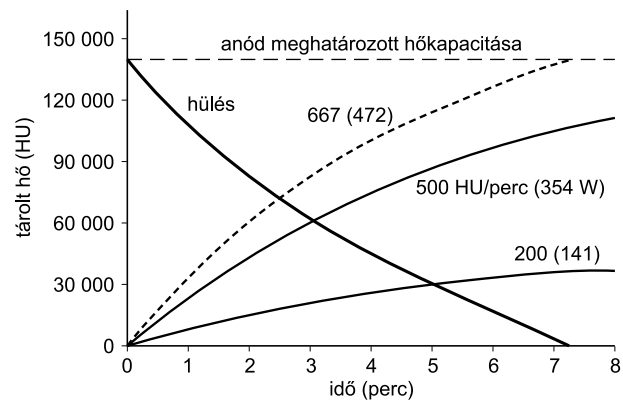
A legtöbb forgóanódú csőben két fókuszterület van, melyek nagysága jelentősen befolyásolja a cső hőkapacitását. A fókuszterület nagysága természetesen szintén hatással van a hőkapacitásra, ill. a lokális hőtermelődesre; a fókuszterület mérete, forgási sebesség és a képződő hő nagyságrendjére mutat példát a 7.1. táblázat.

7.1. táblázat A fókuszterület mérete, a forgási sebesség és a képződő hő összefüggése

	J gyújtópont
3,600 rpm	1,050 – 0,7 mm
	3,400 – 1,5 mm
10,800 rpm	1,700 – 0,7 mm
	5,800 – 1,5 mm

## Anód

A fókuszterület, illetve -sáv hőkapacitása jelenti egy adott expozíció korlátait. Olyan vizsgálatoknál, ahol sorozatfelvételek készülnek, vagy folyamatos röntgensugárzásra van szükség, úgy, mint computer tomográfia vagy fluoroszkópia, az anódban keletkező hő mennyisége és felsza-



7.8. ábra Az anód hőmennyiségének változása a hőtermelődes és hűlés során

badulásának sebessége igen nagymértékű lehet. Ha az anód túlzott mértékben felmelegszik, az anódtányér torzulhat vagy akár el is törhet. Az anód hőkapacitását grafikusán a 7.8. ábra jeleníti meg.

Az ábrán megfigyelhető az anódon történő hőfelépülés különböző energiabevitel esetén. Ezek a görbék elsősorban folyamatos csőhasználatnál érvényesek. Egy adott röntgensőnél meghatározható az a kritikus energiabeviteli sebesség, mely egy bizonyos idő után eléri az anód maximális hőkapacitását. Hogyha az energiabevitel sebessége ennél kisebb mértékű, a cső hűtése megakadályozza, hogy ezt a kritikus értéket elérjük.

A hűlési görbe segítségével megbecsülhető, hogy az egyes vizsgálatosorozatok között mennyi időt kell várni azért, hogy újabb felvételsorozatot tudjunk indítani. Vegyünk például egy olyan felvételsorozatot, melynek hőtermelése 90 000 HU. Ez az érték az anód hőkapacitásának 50%-át jóval meghaladja, ezért ha egy ugyanilyen vizsgálatosorozatot kívánunk indítani, akkor az anódnak egy olyan szintre kell hűlni, ahol az újabb 90 000 HU hőenergia nem haladja meg az anód meghatározott maximális hőkapacitását. Ha tehát az első vizsgálatosorozat során 90 000 HU hőmennyiség szabadult fel, akkor az ábra szerint kb. 3-4 perc alatt az anód hőtartalma 30 000 HU-ra csökken. Ezen a ponton egy újabb 90 000 HU hőenergiát felszabadító vizsgálatosorozatot lehet indítani.

Az anód hűlése nem lineáris. Ez azt jelenti, hogy nagyobb hőtartalomnál és magas hőmérsékleten az anód gyorsabban hűl. A computer tomográfiában, ahol az anód felmelegedése gyakran korlátozó tényező, egy adott vizsgálati beállításnál a készülék előre kiszámolja a felszabaduló hő mennyiségét, és a vizsgálatot csak akkor engedi elvégezni, ha az anód megfelelő hőmérséklettel bír. A radiográfiai röntgenkészülékekben a röntgensövet a természetes hősugárzás hűti. Ugyanakkor a nagyteljesítményű röntgensöveket, mint például CT- és angiográfias készülékekben, aktív hűtéssel, illetve hőcserélővel látják el, melyekben általában olajkeringetéssel segítik elő a gyorsabb hőleadást. Különleges megoldást jelent a 3. fejezetben bemutatott Straton-cső, melynek anódtányérja közvetlen kapcsolatban van a hűtőközeggel (olaj), így ennek hűtése kimagaslóan hatékony, és ennek következtében a Straton-cső teljesítménye kimagaslóan jó.

Az anód megsérülhet, hogyha hideg anódon nagy hőmennyiség szabadul fel. Ezért az anódot is fel kell melegíteni, mely a készülékek bekapcsolásával együtt megtörténik.

## Védőburkolat

A röntgenső hőkapacitása szempontjából a védőburkolat hőkapacitása is meghatározó. A védőburkolatban felszabaduló túl nagy hőmennyiség miatt a röntgensövet körülvevő olaj hirtelen felmelegszik, mely a szigetelések, dugók sérüléséhez vezethet, és ez a páciensen sérülést okozhat. (Ld. röntgenső-baleset.)



Hasonlóan az anódhoz, a védőburkolat hőkapacitása is korlátozhatja a röntgencső használatát, mely korlátozás inkább tartós használat esetén jelentkezik. Mivel a védőburkolat hűtését az azt körülvevő levegő okozza, ezért a burkolat körül a forszírozott légáramlat növeli a burkolat, illetve a cső hűlését. A védőburkolat hőkapacitása az anód hőkapacitásánál lényegesen nagyobb, általában 1 millió HU fölött van<sup>23</sup>. A védőburkolat hűlését, illetve hőkapacitását a csőbesorolási táblázatokhoz hasonlóan grafikusán is ábrázolni lehet.

<sup>23</sup> A hőkapacitás SI mértékegysége: J/K.

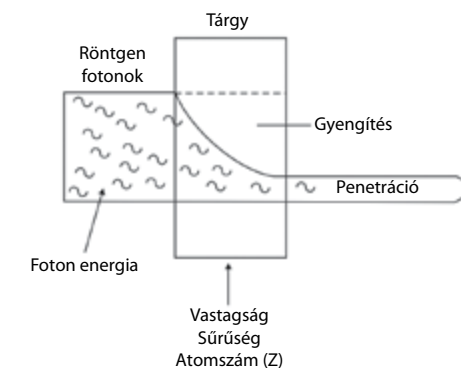
## 8. fejezet

# Sugárzáspenetráció

*Bogner Péter*

A röntgen- és gammasugárzás egyik legfontosabb tulajdonsága, mely ezeket felhasználhatóvá teszi az orvosi képképzésben, az emberi testen való áthatoló képességük (penetrációjuk). Ahogy a röntgensugárzás egy tárgyon áthalad, a sugárzást alkotó fotonok egy része elnyelődik (abszorbeálódik) vagy szóródik, de bizonyos fotonok teljes mértékben áthatolnak a tárgyon. A penetráció definiálható úgy mint a sugárzás azon része, mely az adott tárgyon áthalad, azaz a penetráció a gyengítés inverze (fordítottja). A penetráció mennyisége függ a sugárzást felépítő fotonok energiájától, illetve a fotonok egyedi energiájától és a tárgy sűrűségétől, vastagságától, valamint a tárgyat felépítő atomok rendszámától (8.1. ábra).

A foton–anyag kölcsönhatás valószínűsége, különösen fotoelektromos hatásnál, a fotonenergiától függ. Ha nő a fotonenergia, akkor általánosságban csökken a foton–anyag kölcsönhatás (attenuáció) valószínűsége, következésképpen nő a penetrációja. Általánosságban azt mondhatjuk, hogy a nagyenergiájú fotonok nagyobb áthatoló képességgel rendelkeznek, mint az alacsony energiájú fotonok, bár vannak bizonyos kivételek.



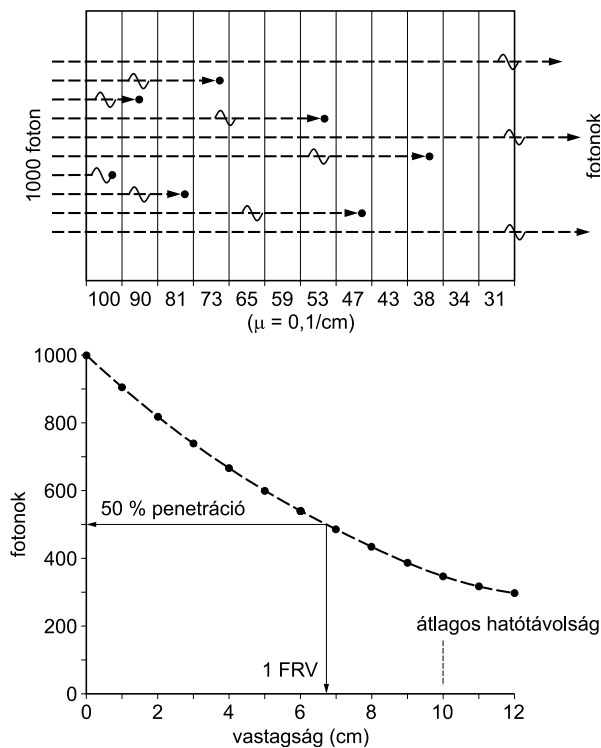
8.1. ábra A sugárzás penetrációját befolyásoló tényezők

## Hatótávolság

A sugárzás penetrációjának jellemzése szempontjából az egyik legfontosabb jellemző a hatótávolság, mely azt a távolságot jelenti, amit egy egyedi foton abszorpciója vagy szóródása előtt az adott szövetben megtesz. Amikor egy foton belép egy szövetbe (tárgyba), akkor egy bizonyos távolságot megtesz, mielőtt az anyaggal kölcsönhatásba lépne. Ezt a távolságot tekinthetjük az egyedi foton hatótávolságának.

A sugárzás egyik jellemzője, hogy a sugárzást felépítő fotonok hatótávolsága nem egyforma, még akkor sem, ha ezek a fotonok azonos energiával rendelkeznek. Valójában egy adott foton hatótávolságát megjósolni lehetetlen.

Vegyünk egy példát, ahol az azonos energiájú fotonok egy csoportja belép egy tárgyba (8.2. ábra). Bizonyos fotonok viszonylag rövid utat tesznek meg, mielőtt kölcsönhatásba lépnének, más fotonok viszont áthatolnak a tárgyon. Ha megszámlalnánk a penetráló fotonokat a tárgy minden egyes rétegében, akkor a fotonpenetráció egyik alapvető tulajdonságát sikerülne leírni: egy adott pontot elérő fotonok száma és az ehhez a ponthoz tartozó anyag vastagságának összefüggése egymással exponenciális. Az exponenciális



8.2. ábra A fotonok penetrációja azonos attenuációjú rétegeken

összefüggés természetéből fakadóan minden egyes réteghez azonos arányú fotonyengítés tartozik. Ez azt jelenti, hogy az első rétegben sokkal több foton attenuálódik, mint a következő rétegekben.

Egy adott szituációban a sugárzást felépítő fotonoknak, bár különböző az egyedi hatótávolságuk, jellemezhetők egy átlagos hatótávolsággal. Az átlagos hatótávolság azt az átlagos távolságot jelenti, míg a fotonok nem lépnek kölcsönhatásba az anyaggal. A fotonok átlagos hatótávolsága fordítottan arányos az attenuációval. Ha nő az attenuáció, például a fotonenergia megváltozása miatt, akkor csökkenni fog a fotonok átlagos hatótávolsága. Tulajdonképpen az átlagos fotonenergia a gyengítési együttható ( $\mu$ ) reciprokával egyenlő:

$$\text{átlagos hatótávolság (cm)} = 1/\text{gyengítési együttható (cm}^{-1}\text{)}$$

Ebből következik, hogy a fotonok átlagos hatótávolságát ugyanazok a tényezők határozzák meg, mint az attenuációt, azaz a fotonenergia, a penetrálandó anyagot felépítő atomok rendszáma és az anyag denzitása.

Az átlagos hatótávolság a sugárzás penetrációs tulajdonságát jól szemlélteti, ugyanakkor a sugárzás penetrációjának jellemzésére nem túl praktikus. Az attenuáció jellemzésére tehát a fent említett gyengítési együtthatót ( $\mu$  = lineáris gyengítési együtthatót) alkalmazzák, mely egy adott vastagságú rétegben ( $\Delta x$ ) meghatározza az eltávolított fotonok mennyiségét:

$$n = \mu N \Delta x$$

ahol  $n$  = az eltávolított fotonok száma,  $N$  = az anyagba belépő fotonok száma. Monoenergetikus fotonok esetén, az az  $x$  vastagságú anyagon áthaladó fotonok számát ( $N$ )  $N_0$  beeső foton esetén az alábbi összefüggés adja meg:

$$N = N_0^{-\mu x}$$

A különböző kölcsönhatások külön-külön attenuációt okoznak, melyek persze összeadódnak, tehát:

$$\mu = \mu_{\text{Rayleigh}} + \mu_{\text{fotoeffektus}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{.....}}$$

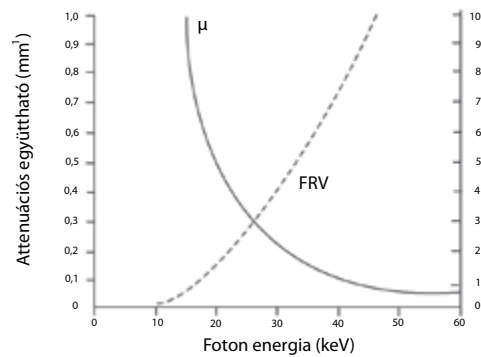
## Felezési rétegvastagság (FRV)

Mind a sugárzás penetrációs képességének, mind pedig egy adott anyag jellemzésére a felezési rétegvastagság a leggyakrabban használt fogalom, illetve fizikai jellemző. A felezési rétegvastagság az anyagnak azon vastagsága, amelynél a sugárzás intenzitása felére csökken, mértékegysége pedig az anyag vastagságának jellemzésére használt távolság (mm vagy cm).

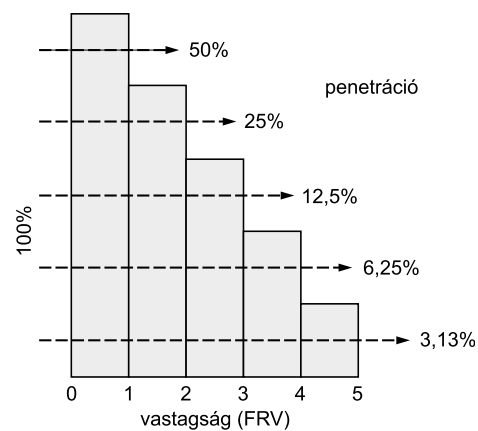
Ha növekszik a sugárzás penetrációs képessége, akkor nő a felezési rétegvastagság is. A felezési rétegvastagság összefügg, de nem azonos az átlagos hatótávolsággal. A kettő közötti különbség a sugárzás gyengítésének és penetrációjának exponenciális tulajdonságában rejlik, úgy mint<sup>24</sup>

$$FRV = 0,693 \times \text{átlagos hatótávolság} = 0,693/\mu$$

A felezési rétegvastagság tehát fordítottan arányos az attenuációs együtthatóval, a 0,693 pedig azaz exponenciális érték, mely 50%-os penetrációt ad ( $e^{-0,693} = 0,5$ ). Bármely tényező, amely az attenuációs együtthatót megváltoztatja, az felezési rétegvastagságot szintén befolyásolja. A 8.3. ábrán az attenuációs együttható és a felezési rétegvastagság viszonyát mutatja alumínium esetén. Az

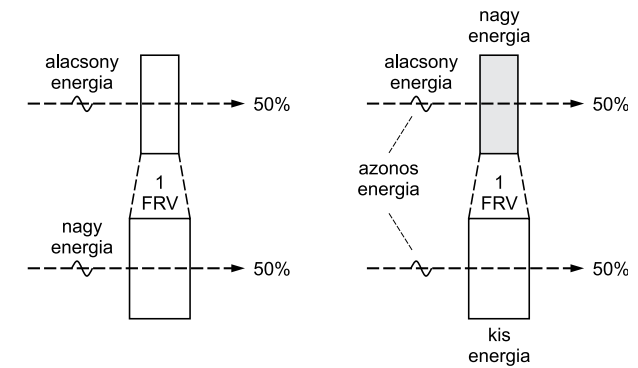


8.3. ábra Az attenuációs koefficiens és felezési rétegvastagság összefüggése alumíniumra



8.4. ábra A felezési rétegvastagság és a penetráció összefüggése

<sup>24</sup>  $0,693 = \ln 2$ , ez analóg a radioaktív bomlás felezési idejével.



8.5. ábra Az 1 felezési rétegvastagságot befolyásoló tényezők

alumíniumnak két fontos alkalmazása is van a röntgenkészülékekben, egyrészt a röntgensugárzás szűrésére használják, másrészt pedig a sugárzás penetrációs képességének mérésekor, mint referenciaanyagot alkalmazzák. Az attenuációs együttható értéke gyorsan csökken a fotonenergia növekedésével, mely egyben a penetrációs képesség emelkedését is jelenti. A 8.4. ábrán a felezési rétegvastagság és sugárzáspenetráció egy fontos aspektusát demonstrálja. Ha a sugárzás penetrációja 1 felezési rétegvastagságnyi anyagon 0,5 (50%), akkor 2 felezési rétegvastagságnál a penetráció  $0,5 \times 0,5$ , azaz 25%. Minden további felezési rétegvastagság további 0,5-es faktorral csökkenti a fotonok számát. A penetráció és az n felezési rétegvastagságú anyag közti összefüggés:

$$P = (0,5)^n$$

Nézzünk egy példát, mely a sugárzás penetrációját demonstrálja egy ólom védőfelszerelésen át. A 60 keV energiájú fotonok felezési rétegvastagsága ólomban 0,125 mm. Határozzuk meg, hogy milyen a sugárzás penetrációja 0,5 mm vastag ólom esetén. Az adott fotonenergiánál a 0,5 mm 4 felezési rétegvastagságnak felel meg, így a sugárzás penetrációja:

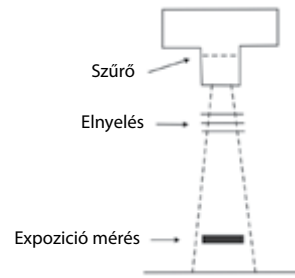
$$n = \text{vastagság}/FRV = 0,5/0,125 = 4$$

$$P = (0,5)^4 = 0,0625$$

Ez tehát azt jelenti, hogy a belépő sugárzásnak alig több mint 6%-a jut át a 0,5 mm vastag ólom-rétegen.

A 8.5. ábra a felezési rétegvastagság két fontos tulajdonságát mutatja be. Egyrészt egy adott anyagban a felezési rétegvastagságot a fotonenergia befolyásolja, másrészt egy adott fotonenergia esetén a felezési rétegvastagság az adott anyag sűrűségével és/vagy atomi összetételével függ össze.

A felezési rétegvastagság meghatározásának általános elvét a 8.6. ábra mutatja be, melyhez két eszköz szükséges: 1. a sugárzásexpozíciót mérő eszköz, 2. az alumíniumszűrők. Először egy

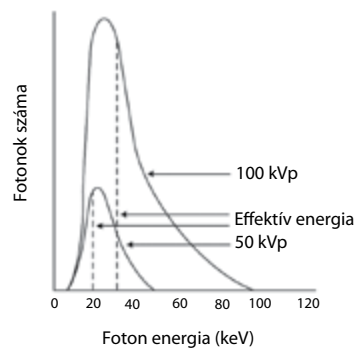


8.6. ábra A felezési rétegvastagság meghatározásának elve

kontrollmérést végzünk – természetesen az alumíniumszűrők nélkül. Ezután az alumíniumszűrőket egyenként a sugár útjába helyezzük, általában 0,5-1 mm lépésekben és az expozíció(ka)t újra megmérjük. A szűrőkkel készült expozíciós értéket elosztva a kontrollértékkel, megkapjuk az adott szűrőre jellemző penetrációt. A penetrációs értékeket ezután ábrázolni kell az alumíniumszűrők vastagságának függvényében, és a 0,5 penetrációértéket adó vastagság fogja megadni a felezőréteg-vastagságot. Ezt az értéket nevezik első felezőréteg-vastagságnak is. A második felezési rétegvastagság érték a 0,25 penetrációhoz szükséges alumíniumréteg-vastagságot jelenti, melyhez általában az első felezési rétegvastagság értékénél vastagabb alumíniumréteg szükséges. Ennek az az oka, hogy az első alumíniumréteg(ek) szűrőként működik és ez által a penetráló sugárzás átlagos fotonenergiája valamelyest megnő.

## A röntgensugárzás minősége

A röntgensugárzás minőségén annak áthatoló képességét értjük. Ahogy azt korábban tárgyaltuk, egy adott anyag esetén a röntgensugárzás áthatoló képessége a fotonenergia függvénye. A fentiekben eddig egy adott fotonenergiát hoztunk példának, ugyanakkor a diagnosztikában használt



8.7. ábra Az rtg-sugárzás spektrum effektív energiája

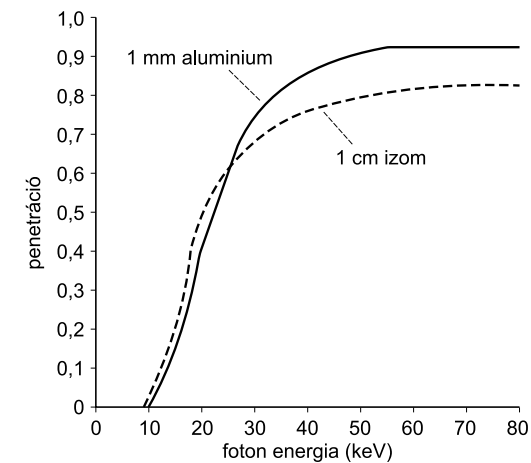
röntgensugárzás nem egyetlen fotonenergiával, hanem egy energiaspektrummal jellemezhető. Ebben az esetben a sugárzás átlagos penetrációja a spektrumban lévő minimum és maximum fotonenergiák penetrációja között helyezkedik el. Ezt az átlagos penetrációt jellemző energiát a spektrum effektív energiájának hívjuk (8.7. ábra). Egy röntgenspektrum effektív energiája megfelel annak a monokromatikus (azonos energiájú) sugárzás fotonenergiájának, mely felezési rétegvastagsága megegyezik a spektrum felezési rétegvastagságával.

Egy spektrum effektív energiája általában a maximális energia ( $kV_p$ ) 30–40%-a, de pontos értéke függ a spektrum alakjától is. Egy adott  $kV_p$  esetén a spektrumot két tényező befolyásolhatja, egyrészt az alkalmazott filtráció (szűrés – ld. alább) és a feszültség hullámformája.

## Filtráció (szűrés)

Mivel a röntgensugárzás különböző energiájú fotonokból épül fel, bizonyos fotonok könnyebben áthatolnak egy adott anyagon, mint mások. A fotonok ezen szelektív attenuációját – mely energiájuktól függ – filtrációnak nevezzük. A 8.8. ábra két különböző anyag, egy 1 cm vastag izom és egy 1 mm vastag alumíniumréteg penetrációját mutatja be. Az izom esetén a 10 keV-nél kisebb energiájú fotonok nem penetrálnak, az összes ilyen foton a szövetben elnyelődik.

Az alacsony energiájú fotonok kis penetrációját a magas attenuációs érték is jelzi. A magas attenuációs együttható érték a fotoelektromos kölcsönhatásra jellemző, melynek valószínűsége ebben az energiatartományban rendkívül nagy. A 10-25 keV tartományban a penetráció az energia függvényében gyorsan nő. 40 keV fölött a sugárzás penetrációja tovább nő, de sokkal lassabb mértékben emelkedik. A 20 keV alatti fotonok gyenge penetrációs képessége külön figyelmet



8.8. ábra A penetráció és a fotonenergia összefüggése izomban (lágyrész) és alumíniumban

érdemel. Ennél az energiánál az 1 cm szöveten át történő penetráció értéke 0,45, mely azt jelenti, hogy 15 cm vastag szöveten a sugárzás penetrációja:

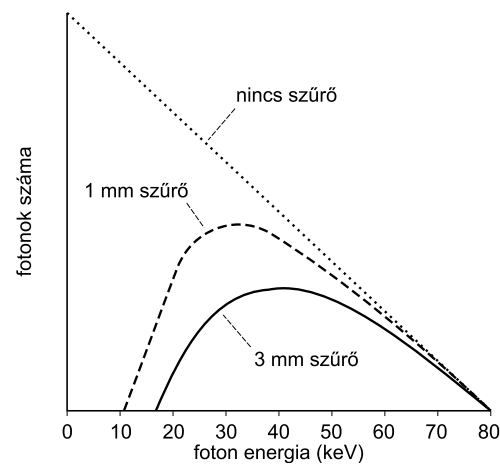
$$P = (0,45)^{15} = 0,000063$$

Ugyanakkor egy 50 keV energiájú foton penetrációja az 1 cm vastag izomszöveten kb. 0,8, így a 15 cm vastag izmon:

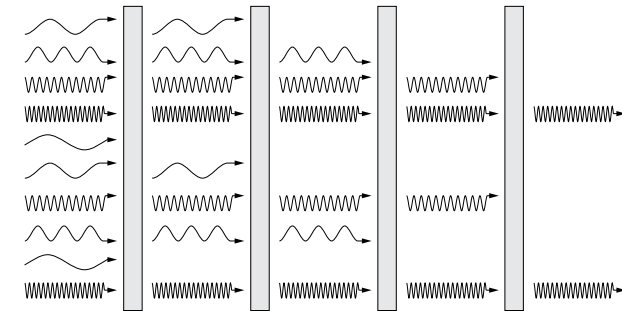
$$P = (0,8)^{15} = 0,035$$

Ez azt jelenti, hogy 50 keV energiájú fotonok egy része (3,5%) penetrál a 15 cm vastag lágyrészen, míg a 20 keV energiájú fotonok gyakorlatilag egyáltalán nem hatolnak át. Ebből következik, hogy az energiaspektrum alacsony tartományát reprezentáló fotonok nem vesznek részt a röntgenkép kialakításában, ugyanakkor növelik a páciens sugárterhelését. Az emberi szövetek tehát az alacsony energiájú fotonokat szelektív módon kiszűrik. Ennek a problémának egy egyszerű megoldása az lehet, ha a röntgensugár útjába egy olyan anyagot helyezünk, mely a betegbe való belépés előtt kiszűri a röntgensugárzásból az alacsony energiájú fotonokat. A diagnosztikai röntgenkészülékekben erre a célra alumíniumot használnak.

A 8.9. ábrán egy 1 mm vastag alumíniumon való sugárzáspenetráció látható. Jellemző, hogy a legtöbb röntgenkészülék több mm alumíniumnak megfelelő szűrőt tartalmaz. A szűrés nem mindig alumíniumszűrővel történik, mivel számos „tárgy” hozzájárul a kilépő röntgensugárzás szűréséhez: például a röntgenső ablaka, a kollimátor tükör, fluoroszkópiás készüléknél az asztallap stb.



8.9. ábra A spektrum változása a filtráció függvényében



8.10. ábra Az alacsony energiájú fotonok elnyelődése miatt a rtg-sugárzás „keményedik” az anyagon való áthaladás során

Egy adott röntgenkészüléknél a szűrés teljes mennyiségét alumíniumvastagság ekvivalensben adják meg. A szűrés jelentősen befolyásolja a spektrum alakját (8.9. ábra). Mivel a szűrés szelektíven abszorbeálja az alacsony energiájú fotonokat, a röntgensugárzás effektív energiáját jobbra tolja és a sugárnyalábot „keményíti” (8.10. ábra). A 8.9. ábrán összehasonlíthatjuk a filtráció nélküli, valamint 1 és 3 mm alumíniumszűrő esetén kapott spektrumokat. Látható, ahogyan a filtrációt emeljük, a röntgenfotonok száma jelentősen csökken. Ez a csökkenés ugyanakkor leginkább a 40 keV alatti fotonok mennyiségére igaz, melyek a röntgenkép keletkezése szempontjából alig kapnak szerepet, de a beteg sugárterhelését jelentősen növelnék.

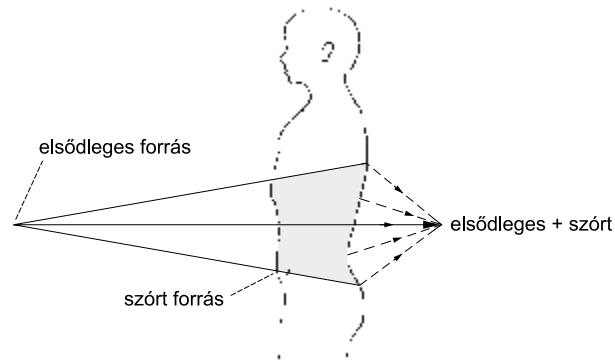
A filtráció tehát növeli a röntgensugárzás penetrációját (FRV) az alacsony energiájú fotonok szűrése, illetve eltávolítása révén. Az FRV értéket a szűrés megfelelőségének jellemzésére is használják.

Az FRV érték a röntgenkészülék minőségi mutatója is egyben, melyet a minőségbiztosításban és a hatósági előírásokban is felhasználnak.

## Penetráció és szóródás

Az eddigiekben olyan röntgenfotonok penetrációját vizsgáltuk, melyek nem kerültek az anyaggal sem fotoelektromos, sem Compton-kölcsönhatásba. Azokban az esetekben, ahol a Compton-szóródás nagymértékben jelen van, a leírt elvek kissé megváltoznak, mert az elsődleges sugárnyalábból Compton-szóródás által „eltávolított” fotonok előrefelé szóródnak, mely fokozott penetráció megjelenéséhez vezet. Egy ilyen esetet mutat be a 8.11. ábra, ahol egy vastag testrészen viszonylag jelentős Compton-szóródás következik be. Ha az előrefelé szóródott fotonok kombinálódnak az elsődleges sugárnyalábban penetráló fotonokkal, akkor az effektív penetráció ( $P_e$ ):

$$P_e = P \cdot S,$$



8.11. ábra A szóródás hatása a penetrációra

mely összefüggésben  $S$  a szóródási faktort jelenti. A szóródási faktor értéke 1-6 tartományban változhat a különböző vizsgálatok során.  $S = 1$  esetben nincs szóródás.

Az előre szóródott sugárzás mennyiségének meghatározásában számos tényező szerepet játszik, melyek tehát az  $S$  értékét is befolyásolják. Az egyik legfontosabb tényező a besugárzott terület, azaz a mező nagysága. Mivel a szórt sugárzás valójában a betegből, illetve abból a térfogatból származik, melyen a sugárzás keresztülhalad, a szórt sugárzás ennek nagyságával arányos lesz. Bizonyos korlátokkal az  $S$  értéke 1-től a mezőnagyság arányában növekszik. Egy másik fontos tényező a szövetvastagság, a harmadik pedig a  $kV_p$ . A  $kV_p$  emelésével több változás is bekövetkezik: nőni fog a Compton-kölcsönhatásban résztvevő fotonok aránya, és a Compton-fotonok nagyobb részben fognak előrefelé szóródni. Még egy fontos szempont az lenne, hogy a magasabb  $kV_p$  értéknél szóródott sugárzás penetrációja is nagyobb. Ha a szórt sugárzás penetrációja nagyobb, akkor a „sugárforrás” (a vizsgált testrész, illetve szövetek) is hatékonyabb.

Alacsony  $kV_p$  értékeknél, ahol a szórt sugárzás nagy része a belépési felület közelében keletkezik, a szórt fotonok penetrációja kicsi, és gyakorlatilag nem hagyják el a vizsgált testrészt; ugyanakkor magasabb  $kV_p$  értékeknél a szórt sugárzás jelentős mértékben hozzájárul a testen áthaladó, illetve áthatoló sugárzás mennyiségéhez.

## Penetrációs értékek

Ahogy a fentiekben tárgyaltuk, egy adott vastagságú anyagon áthatoló sugárzás mennyiségét az egyedi fotonenergia és az anyag jellemzői (sűrűség és rendszám) határozzák meg. Az FRV értékek hasznos információt adnak egy adott sugárzás adott anyagon való penetrációjára vonatkozóan. Ha az FRV értéket ismerjük, akkor bármely vastagságú anyagon való penetráció

könnyen meghatározható. A 8.1. táblázat néhány diagnosztikailag fontos anyagra vonatkozó FRV értéket mutat be.

8.1. táblázat A fotonenergia és FRV összefüggése

Anyag	FRV (mm)		
	30 keV	60 keV	120 keV
Lágyrész	20,0	35,0	45,0
Alumínium	2,3	9,3	16,6
Ólom	0,02	0,13	0,15



## 9. fejezet

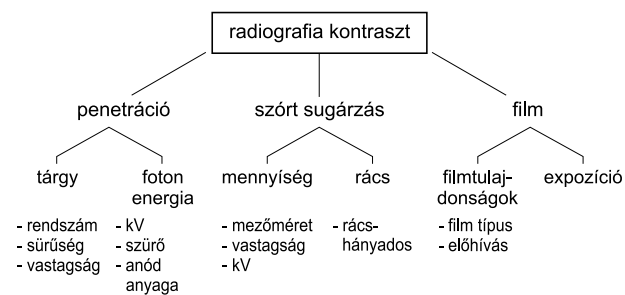
## A röntgenkép keletkezése

Bogner Péter

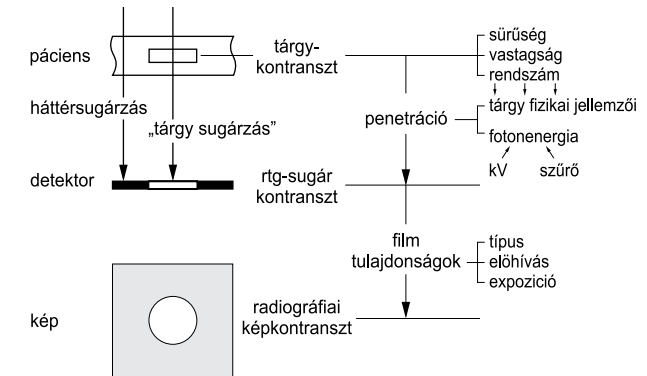
Alapvetően két módja van annak, hogy röntgensugárzás segítségével képet alkossunk. Az egyik módszer az lenne, hogy a röntgensugárzás keresztülhalad a testen, illetve a test egy részén, és árnyékképet vetítünk egy megfelelő receptorra (projekció). A másik módszer, melyet a computer tomográfiában alkalmaznak, egy computer segítségével a röntgensugárzás penetrációs adatokból képet számol, illetve rekonstruál (ld. computer tomográfia fejezet). Ebben a fejezetben a projekciós képalkotásról lesz szó, mely a hagyományos radiográfia, mammográfia és a fluoroszkópia alapjául szolgál.

A radiográfia kép megjelenítése kétféle módon lehetséges manapság: analóg vagy digitális úton. Az analóg mód a rtg-filmet jelenti, melyet egy külső fényforrással kell megvilágítanunk, a film feketedésétől függően pedig a film egyes területeiről eltérő mennyiségű fényfoton jut át. A film feketedése természetesen a filmet ért rtg-fotonok intenzitásával függ össze. A digitális megjelenítés monitorok segítségével történik, ahol fényfoton-kibocsátás révén jelenik meg a radiográfiai kép, mely értelemszerűen szintén a detektort ért rtg-foton intenzitással korrelál.

A képen megjelenő kontrasztot számos tényező befolyásolja, melyet a 9.1. ábra foglal össze. A röntgensugárzás penetrációján túl a kép kontrasztját jelentős mértékben befolyásolja a szórt sugárzás és a receptor/detektor kontraszt jellemzői. Kisméretű képletek és anatómiai struktúrák kontrasztját az elmosódottság is csökkenti. Ahogy a röntgensugárnyaláb a páciens testéből



9.1. ábra A radiográfiai kontrasztot befolyásoló tényezők



9.2. ábra A rtg-kép kontrasztja kialakulásának lépései

„kijön”, valójában már tartalmazza a képet az egyes területek közötti expozíció különbségekben (9.2. ábra). Ennek a látens képnek egy fontos tulajdonsága, hogy milyen mennyiségű kontrasztot tartalmaz. A kontraszt egy kép pontjai közötti röntgensugár-expozíció különbségében rejlik, mely kontraszt függ az adott vizsgálat során vizsgált testrészt fizikai jellemzőitől és az alkalmazott röntgensugárzás áthatoló képességétől. Ebben a fejezetben elemezni fogjuk a vizsgálandó tárgy/struktúra és a röntgensugár tulajdonságait abból a szempontból, hogy miként kaphatunk ideális képkontrasztot.

## A kontraszt fajtái

A röntgenkép keletkezése során többféle kontraszttal találkozunk. A látható kép kialakulása a különböző fajtájú kontrasztok egymásba való átalakulását jelenti, melynek utolsó fázisa a kép rögzítése során létrejövő kontraszt (9.2. ábra).

## Tárgykontraszt

Ahhoz, hogy egy tárgy a röntgenképen látható legyen, az őt körülvevő anyaghoz vagy szövethez képest fizikai értelemben kontrasztosnak kell lenni. Ez a fizikai kontraszt jelenthet sűrűségkülönbséget vagy kémiai összetételbeli (rendszám) különbséget. Ha egy tárgy fizikailag különbözik a környezetétől, akkor vagy több, vagy kevesebb röntgensugárzást abszorbeál az ugyanolyan vastagságú környező szövethez képest, melynek eredményeképpen árnyék keletkezik a röntgensugárban. Ha a tárgy kevesebb sugárzást abszorbeál a környező szövethez képest (például gázok), akkor úgymond negatív árnyékkal jelenik meg, azaz például sötét területként a röntgenfilmen.

A harmadik tényező, mely a tárgykontrasztot befolyásolja, az a tárgy vastagsága a röntgensugár áthaladás irányában. A tárgykontraszt arányos a tárgy sűrűségével és vastagságával, illetve ennek szorzatával. Ez a mennyiség kifejezi az egységnyi területre eső anyagtömeget. Így például egy vastag érben lévő hígított jódos kontrasztanyag és egy vékony érben lévő hígítatlan kontrasztanyag ugyanolyan mennyiségű kontrasztot hozhat létre, hogyha az érátmérő és a jódkoncentráció (sűrűség) szorzata megegyezik. A kontraszt szempontjából a tárgy kémiai összetétele az effektív rendszám szempontjából érdekes, illetve az, hogy ez a környezetétől milyen mértékben különbözik. Az emberi szervezetben lévő lágyrészek kémiai összetétele és effektív rendszáma csak kismértékben különbözik, mely viszonylag kis kontrasztot eredményez. A kémiai összetételbeli különbségből eredő kontraszt kifejezetten érzékeny a röntgensugár fotonenergiára ( $kV_p$ ).

A lágyrészekhez képest nagy kontrasztot adó anyagok általában mind sűrűségük, mind pedig effektív rendszámuk szerint is jelentősen különböznek. A radiográfiában található fontosabb anyagok fizikai jellemzőit a 9.1. táblázat foglalja össze.

9.1. táblázat A röntgenkontraszt szempontjából fontos anyagok jellemzői

Anyag	Effektív rendszám (Z)	Sűrűség (g/cm <sup>3</sup> )
Víz	7,42	1,0
Izom	7,46	~1,0
Zsír	5,92	0,91
Levegő	7,64	0,00129
Kalcium	20,0	1,55
Jód	53,0	4,94
Bárium	56,0	3,5

## Röntgensugárkontraszt

A röntgensugárkontraszt a vizsgált páciens testéből kilépő, még láthatatlan képben rejlő kontrasztot jelenti, mely a kép egyes pontjai között lévő expozíciós különbségből származik. Egy egyedi tárgynál egy fontos kontrasztértéket a tárgy által reprezentált terület és környezete között fennálló expozíciós különbség jelent. Ezt az expozíciós különbséget a háttér, illetve környezethez viszonyított százalékos érték jelenti. Kontraszt akkor keletkezik, ha a tárgy területét reprezentáló expozíció több vagy kevesebb lesz, mint a környezet/háttér expozíciója.

A röntgensugárkontraszt azért keletkezik, mert a röntgensugár penetrációja különbözik egy tárgyon való áthaladás esetén környezetéhez képest. Ha egy tárgy a környező szövetekhez képest a röntgensugárzást jobban gyengíti, akkor annak kontrasztja a röntgensugár penetrációjával fordítottan arányos. Maximális (100%) kontraszt akkor jön létre, ha a tárgyon a röntgensugárzás egyáltalán nem halad át (pl. fémtárgyak). Ahogy a röntgensugárzás penetrációja nő, úgy a kont-

raszt is csökken. Amennyiben a tárgyon való röntgensugár-penetráció megegyezik a környező szövetekben fennálló röntgensugár-penetrációval, akkor a kontraszt megszűnik. A röntgensugárkontrasztot a tárgy fizikai jellemzői (rendszám, sűrűség, vastagság) és a röntgensugár áthatoló képessége (fotonenergia) határozza meg.

## Képkontraszt

A képkontraszt a látható képen megjelenő kontrasztot jelenti. A röntgenfilmen vagy a monitoron a kontraszt a kép egyes pontjai között fennálló optikai denzitáskülönbséget jelent. A látható kontraszt mennyiségét a röntgensugár kontraszt és a film kontraszt jellemzői határozzák meg. A digitális képen/monitoron ugyanakkor további kontrasztállítási lehetőség van, mellyel a kép végső kontrasztját módosíthatjuk.

A fluoroszkópiás kép kontrasztja a kép egyes pontjai között fennálló fényességi arányokból származik, mely szintén függ a receptorra érkező röntgensugár kontrasztmennyiségétől, valamint a képerősítő egyes részeinek beállításától (ld. fluoroszkópia).

## A fotonenergia ( $kV_p$ ) hatásai

A röntgensugár áthatoló képessége és az ebből származó kontraszt nagymértékben függ a röntgensugárzást felépítő fotonok energiájától. A fotonenergia három meghatározó tényezője a következő:

1. az anód anyaga,
2. a röntgensugárzás filtrációja,
3. csőfeszültség ( $kV_p$ ).

Mivel a legtöbb röntgenkészülékben az anód wolframból készül, ezért a fent említett első tényező kontrasztbeállítás céljából a gyakorlatban nem jön szóba. Az egyetlen kivétel a mammográfiás csövekben használt molibdén anód. A legtöbb röntgenkészülékben a filterezés is gyakorlatilag azonos, mely néhány mm alumíniumszűrőt jelent. Itt is kivétel a mammográfia, ahol a szűrő anyaga vörös- vagy sárgaréz – ezeket néha mellkasvizsgálatoknál is alkalmazzák.

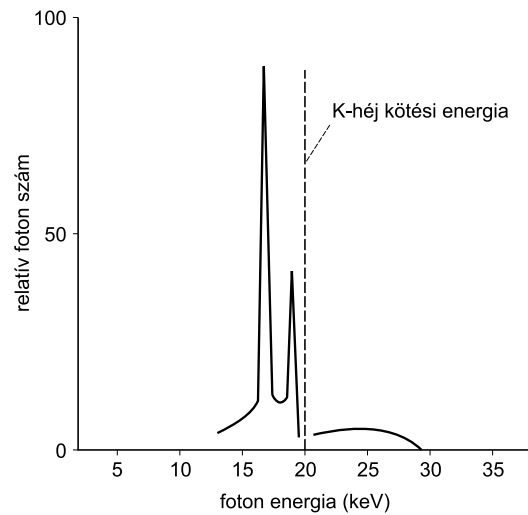
A legtöbb vizsgálatban a csőfeszültség ( $kV_p$ ) az egyetlen tényező, mellyel a kontrasztot változtatni lehet. A röntgenvizsgálatokban használt csőfeszültség a mammográfiában alkalmazott 25  $kV_p$ -tól a mellkasvizsgálatokban használt 140  $kV_p$  tartományban mozog. Hogy milyen feszültségértéket kell alkalmazni egy adott vizsgálat során, azt elsősorban a kontraszt követelmények határozzák meg, de emellett egyéb tényezőket, mint például a páciens sugárterhelése, csőmelegedés is figyelembe kell venni. A képkontraszt kialakulásánál a két legfontosabb kölcsönhatási

forma a fotoelektromos abszorpció és a Compton-szóródás is szerepet játszik. A Compton-kölcsönhatások gyakoriságát elsősorban a szövetek sűrűsége határozza meg, a szöveteket felépítő atomok rendszáma és a fotonenergia hatása gyakorlatilag elhanyagolható.

Ugyanakkor a fotoelektromos kölcsönhatás nagymértékben függ a vizsgált anyagot felépítő atomok rendszámától és a röntgenfoton energiájától. Ez azt jelenti, ha a kontraszt a vizsgált tárgyat és környezetét felépítő atomok rendszámának különbségéből származik, akkor a fotonenergia meghatározó fontosságú. Ha a kontraszt a szövetdenzitás, azaz Compton-kölcsönhatás miatt jön létre, akkor ez a fotonenergiától független. A  $kV_p$  változása abban az esetben okoz jelentős kontrasztváltozást, hogyha a körülmények a fotoelektromos abszorpciónak „kedveznek”. A viszonylag alacsony rendszámú anyagokban (pl. lágyszövetek, folyadékok) az imént említett körülmény legfeljebb alacsony  $kV_p$  tartományban áll fenn, de ott is csak korlátozott mértékben. Ugyanakkor nagy kontrasztkülönbséget kapunk olyan anyagok esetén, mint például kalcium, jód, bárium, és ezen anyagok  $kV_p$  függése sokkal szélesebb feszültségtartományban fennáll.

### Lágyszövet-radiográfia

A lágyszövetekben és lágyszövetek, valamint folyadékok között ábrázolható kontraszt mennyiségét két alapvető tényező határozza meg: 1. az említett anyagok fizikai jellemzői (sűrűség és rendszám) közötti kis eltérés, 2. az alacsony rendszám miatt a fotoelektromos kölcsönhatások



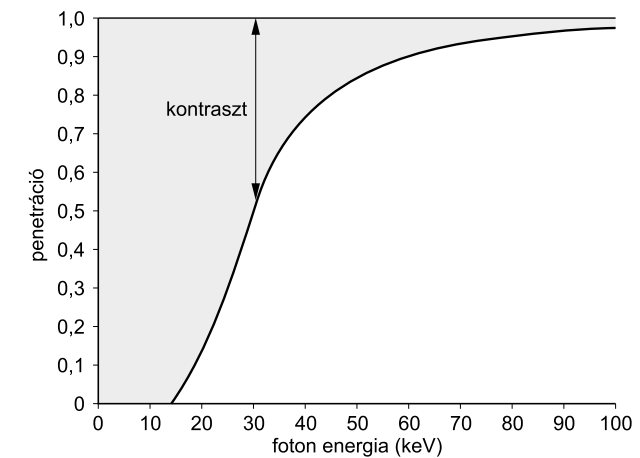
9.3. ábra A molibdén anód emissziós spektruma

viszonylag alacsony előfordulása. A lágyszövet-radiográfia legfontosabb alkalmazási területe a mammográfia. A megfelelő kontraszt elérése miatt alacsony energiájú fotonokat alkalmaznak. A mammográfiai készülékben molibdén anódon keletkezett röntgensugárzást alkalmaznak, melynek spektrumát a 9.3. ábra mutatja. A spektrumban látható fotonenergiák egy viszonylag jó kompromisszumot jelentenek a kontraszt és a röntgensugár-penetráció szempontjából.

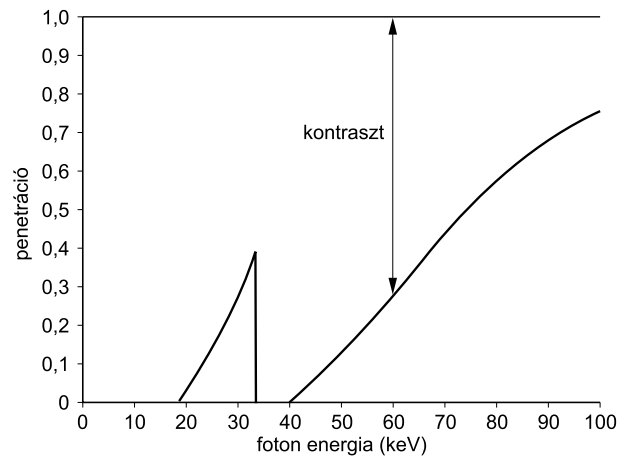
### Kalcium

A kalcium azért ad jó kontrasztot a lágyszövetekhez képest, mivel a kalciumtartalmú struktúrák sűrűsége és természetesen a kalcium rendszáma is különbözik azoktól. A magas rendszám miatt a fotoelektromos kölcsönhatás dominálni fog a Comptonnal szemben a 85 keV alatti tartományban. 85 keV fölött a fotoelektromos kölcsönhatások kisebb mértékben járulnak hozzá a képkontraszt kialakításához.

A 9.4. ábra a röntgensugárzás penetrációja és fotonenergiája közti összefüggést mutatja kalcium esetén. Elvileg a kalciumtartalmú struktúrák leképezésénél az optimális fotonenergia-tartomány valamelyest a struktúra vastagságától függ. Ha nagyon kis (vékony) kalciumtartalmú struktúrákat (például a mammográfiaiban látható kalcifikáció) vizsgálunk, akkor alacsony fotonenergiát kell alkalmazni, különben alacsony kontrasztot kapunk. Ha a cél nagyméretű mésztartalmú struktúrák (csontok) leképezése, akkor viszonylag nagy fotonenergiát kell alkalmazni azért, hogy megfelelő penetrációt érjünk el.



9.4. ábra A kalciumon keresztüli penetráció és fotonenergia összefüggése



9.5. ábra A jódon (1 mm vastag kontrasztanyag) keresztüli penetráció és fotonenergia összefüggése

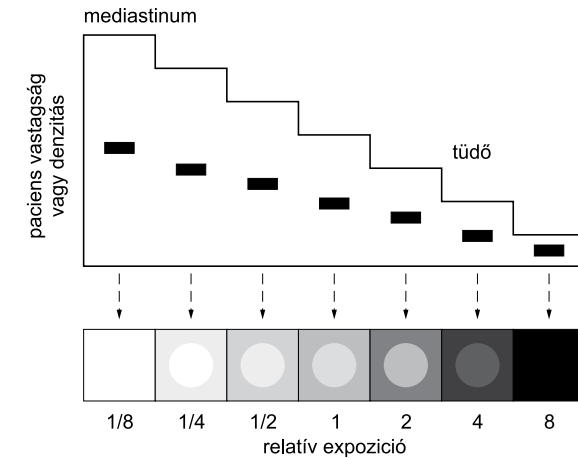
### Jód- és báriumtartalmú kontrasztanyagok

A lágyrészekhez viszonyítva igen magas kontrasztot kapunk a jód- és báriumtartalmú kontrasztanyagok alkalmazásával, melyek sűrűsége és rendszáma is lényegesen magasabb a lágyrészekhez képest. A nagy rendszám jelentősége abban áll, hogy a K-héj abszorpció energiája egy tipikus spektrum szempontjából kedvező helyen található. Ez az energiaérték jód esetén 33 keV, bárium esetén pedig 37 keV. Maximális kontrasztot akkor kapunk, ha a röntgenfoton energiája a kontrasztanyagok K-héj energiájánál kicsivel nagyobb (9.5. ábra). Mivel egy tipikus röntgensugár viszonylag széles energiatartományú fotonokból áll, nem minden energia alakít ki azonos szintű kontrasztot. A gyakorlatban maximális kontrasztot úgy érhetünk el, ha a spektrum nagyobb része a K-héj energia fölé esik. Jód esetén ez általában 60-70 kV<sub>p</sub>-t jelent.

### Térfületkontraszt

A fentiek során mindig csupán egyetlen képlet/tárgy és környezete viszonyát vizsgáltuk, ahol a kontraszt növelése általában a képlet/tárgy láthatóságát is növelte. A legtöbb klinikai szituációban ugyanakkor egyetlen kép számos képletet és anatómiai struktúrát „tartalmaz”.

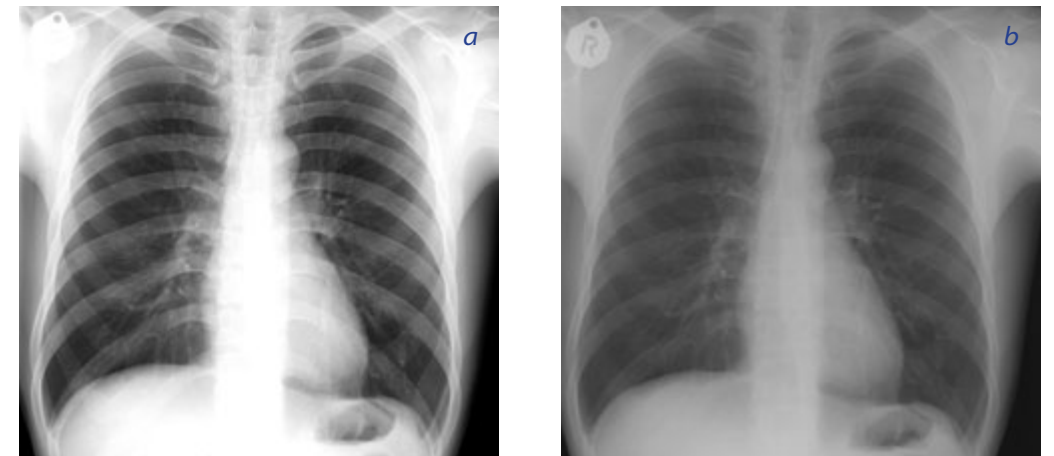
Ez különösen akkor jelent problémát, ha a különböző képletek a test különböző vastagságú és sűrűségű területein helyezkednek el. A mellkas, illetve a mellkasfelvétel jól érzékelteti ezt a problémát, hiszen a mellkasfelvételen a tüdő mellett a gerinc és mediastinalis képletek is leképezésre kerülnek. Ennek modelljét a 9.6. ábra szemlélteti.



9.6. ábra A területkontrasztot kialakító tényezők

A tüdő és mediastinum között nagy szövetsűrűség-különbség áll fenn, ezért e két terület közötti kontraszt is nagy lesz. Egy tipikus röntgenfelvételen a mediastinumot reprezentáló filmtérület igen világos, míg a tüdőké jóval sötétebb. Bármely képlet, mely a mediastinalis területen ábrázolódik, igen világos háttérrel és bármely képlet, mely a tüdő területén ábrázolódik, sötét háttérrel rendelkezik.

A röntgenfilm egyik jellemzője, hogy a tárgykontrasztot csak korlátozott mértékben tudja ábrázolni akkor, ha az egy nagyon világos (mediastinum) vagy viszonylag sötét (tüdő) háttérrel rendelkezik. Ha tehát egy kép különböző területei között viszonylag nagy kontrasztkülönbség áll fenn,



9.7. ábra A területkontraszt változása a csőfeszítés függvényében (FOTÓ)

a 60 kV<sub>p</sub>

b 140 kV<sub>p</sub>

akkor az ezeken a területeken elhelyezkedő képletek kontrasztja redukált lehet a film korlátozottsága miatt. Ezt a problémát háromféleképpen orvosolhatjuk:

1. lágyművek alkalmazása, mely csökkenti a területkontrasztot, és ez által javítja az egyes területeken a képletek láthatóságát (ld. képrögztetés folyamata);
2. a röntgensűrítő és a beteg közé kompenzációs szűrőt helyezünk úgy, hogy a szűrő vastagabb része a kisebb sűrűségű testrész fölött helyezkedik el. A szűrő alkalmazása következtében a teljes képen látható nagy kontrasztkülönbségek csökkennek;
3. nagy áthatoló képességű röntgensugárzás alkalmazása (magas  $kV_p$ ).

A 9.7. ábra két különböző  $kV_p$  értékkel készült mellkasfelvételt demonstrál. Az „a” képen egy 60  $kV_p$  csőfeszültséggel készült kép látható, melyen megfigyelhető, hogy bár a mediastinum és a tüdőterületek között nagy a kontraszt, ezen területeken belül a struktúrák láthatósága viszonylag gyenge. A magas (140  $kV_p$ ) csőfeszültséggel készült felvételen a terület kontrasztja alacsonyabb, de az egyes képletek kontrasztja különösen a tüdők területén lényegesen jobb.

## 10. fejezet

# Szórt sugárzás

*Bogner Péter*

Szórt sugárzás az anyag és röntgensugár Compton-kölcsönhatása során jön létre. A Compton-kölcsönhatásban az elsődleges röntgenfotonok az atomok külső héj elektronjaival lépnek kölcsönhatásba, mely után a foton haladási iránya megváltozik, azaz szórt fotonná alakul. A szórt fotonok már nem a hasznos sugárnyaláb részei, és a képminőséget azáltal rontják, hogy az anatómiával nem összefüggő helyen okoznak a filmen denzitásnövekedést (a geometria szabályai miatt). Annak érdekében, hogy a képminőség a lehető legjobb legyen, a radiográfusnak a filmet érő szórt sugárzás mennyiségét minimalizálni kell. Ez a sugárnyaláb és a film közé elhelyezett ráccsal érhető el. A megfelelő szórt sugárzáskontroll a vizsgált szövetek sugárterhelését is alacsony szinten tartja, a képminőséget pedig javítja.

A sugárnyalábkontroll segítségével csökkenni fog az elsődleges fotonok száma, melynek következtében kevesebb szórt foton keletkezik. Az elsődleges fotonok számának csökkenése a beteg sugárterhelését is csökkenti. Ugyanakkor, ha már a szórt foton létrejött, akkor a képminőséget csak úgy lehet javítani, ha a szórt foton a filmet nem éri el. Ezért kell a rácsokat a páciens és a film közé tenni. A szórt sugárzás mennyiségét alapvetően 1. a csőfeszültség, 2. a besugárzott anyag (térfogata és összetétele) határozza meg.

### $kV_p$

A feszültség a sugárnyaláb penetrációját befolyásolja. Ha a  $kV_p$  növekszik, kevesebb foton fog az anyaggal kölcsönhatásba lépni, és több halad át a páciensen. A diagnosztikus foton energia tartományban ugyanakkor jelentős a fotoelektromos és Compton-kölcsönhatásba lépő fotonok aránya. A kölcsönhatásba lépő fotonok száma a  $kV_p$  emelésével csökken, és a fotoelektromos abszorpció helyett egyre több foton Compton-kölcsönhatásba lép.

Mivel a Compton-kölcsönhatás során jön létre a szórt sugárzás, a  $kV_p$  emelése a primer fotonokból keletkező szórt fotonok arányát növeli.

Ugyanakkor a fotoelektromos abszorpció arányának csökkenése a beteg sugárterhelését is csökkenti. Ha semmilyen más paramétert nem változtatunk, csak a csőfeszültséget, akkor végeredményben több áthatoló fotont kapunk, és növekedni fog a páciensből kilépő dózis

is. Ennek következtében a filmet több sugárzás éri, ezért a film sötétebb lesz. A feszültség emelése a szórt sugárzás arányát és mennyiségét is növeli. Például 50 kV<sub>p</sub> és 10 cm szövet esetén 1000 foton közül 990 foton gyengítődik és csupán 10 foton (1%) halad keresztül a szöveten. A 990 gyengített foton kb. fele fotoelektromosan abszorbeálódik és a másik fele szóródik. 130 kV<sub>p</sub> és 10 cm szövet esetén 1000 fotonból 940 foton gyengítődik és 60 foton halad keresztül. A 940 gyengített fotonból kb. 25% vesz részt fotoelektromos kölcsönhatásban és 75% szóródik.

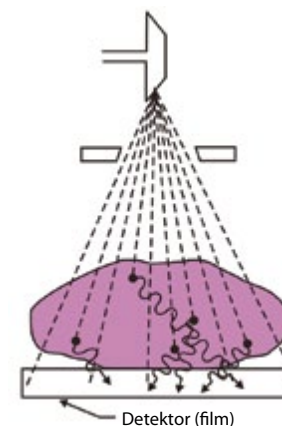
A radiográfiában a kV szint kiválasztása elsősorban a vizsgálandó testrész mérete és az elérni kívánt kontraszt alapján történik. Ha csak a feszültséget növeljük, több szórt sugárzást kapunk. Ha azonban a feszültséget a mAs csökkentésével parallel növeljük úgy, hogy a kilépő fotonszám változatlan maradjon, akkor végeredményben a szórt sugárzás mennyisége csökkenni fog. Ez azért van, mert összességében kevesebb fotonnal fogunk megfelelő képet készíteni.

A röntgenkép úgy keletkezik, hogy a fotonok közül néhány a vizsgált testrészen áthalad kölcsönhatás nélkül, mások pedig fotoelektromosan abszorbeálódnak. Ez a jelenség, illetve különbség a radiográfiai denzitás és kontraszt alapja. Ha több foton halad át a testrészen kölcsönhatás nélkül, akkor a keletkező kép denzitása nagyobb lesz, ha pedig a fotonok nagyobb része abszorbeálódik, akkor a kép kisebb denzitású lesz. A Compton-kölcsönhatásból származó szórt fotonok az adott struktúrák leképezése szempontjából nem használhatók, ezek csupán nemkívánatos denzitásemelkedést (zaj) okoznak a filmen. A radiográfiai denzitás nagyobb részt a szórt fotonok által jön létre, és a képminőség minden esetben javulni fog, ha a szórt sugárzás mennyiségét csökkenteni tudjuk.

### Besugárzott anyag

A szórt sugárzás mennyiségét a besugárzott anyag térfogata és az abban lévő atomok rendszáma alakítja ki. A humán vizsgálatoknál besugárzott anyag térfogatát a mezőméret és a vizsgált testrész vastagsága adja (10.1. ábra).

Ha a besugárzott anyag, illetve szövet térfogata nő, akkor a szórt sugárzás mennyisége is emelkedik. A térfogat növekedését a mezőméret és a vizsgált testrész vastagságának növekedése eredményezi. A nagyobb mezőméret több foton kölcsönhatását teszi lehetővé, ezért nő a szórt sugárzás. Ebből kifolyólag a szórt sugárzás mennyiségét úgy csökkenthetjük, hogy mindig a lehető legkisebb mezőméretet alkalmazzuk. Ezért van az is, hogy a sugárnyalábkontroll a szórt sugárzás mennyiségének egy jelentős tényezője, mely természetesen a páciens is védi. A vizsgált testrész vastagságát a radiográfus lényegesen befolyásolni nem tudja, de vannak bizonyos technikák (pl. kompressziós szalagok, kompressziós rendszer a mammográfiában), ahol a szövetek vastagságát némileg csökkenteni lehet.



10.1. ábra A szórt sugárzás mennyiségének tényezői: a mezőméret és a besugárzott anyag térfogata

A besugárzott anyag atomjainak rendszáma szintén hatással van a szórt sugárzás mennyiségére, mivel a nagyrendszámú atomokban több elektron van, és ezért az atomok közelébe érkező fotonok nagyobb valószínűséggel ütköznek elektronokkal. A nagyrendszámú atomokban nagyobb a fotoelektromos abszorpció valószínűsége és kisebb lesz a szóródás aránya. Így például a csont több sugárzást abszorbeál és kevesé szór, mint a légyszövetek. Ugyanezen okból alkalmazunk nagyrendszámú anyagokat kontrasztanyagként, melyek nagy kontrasztot okoznak a fotoelektromos abszorpció miatt.

A szórt sugárzás keletkezését befolyásoló tényezők közül a mezőméret és a csőfeszültség a radiográfus közvetlen irányítása alatt van. A feszültséget a vizsgálandó terület szerint kell kiválasztani és mindig a lehető legkisebb mezőméretet kell alkalmazni. A sugárnyalábkontroll tehát szintén fontos tényező a képminőség szempontjából. Emlékeztetni szeretnénk, hogy kontrollált, illetve korlátozott sugárnyaláb esetén kevesebb szórt sugárzás éri a filmet, melynek eredményeképpen lehet, hogy egyéb technikai faktorokat kell változtatni ahhoz, hogy a film értékelhető denzitású legyen.

### Sugárnyalábkontroll

A sugárnyalábkontroll eszközöknek három alapvető típusuk van:

1. apertúra diafragma,
2. tubus/henger
3. blende/kollimátor.



A teljesség kedvéért mindhárom eszközt bemutatjuk, valójában manapság apertúra diafragmát nem alkalmaznak.

### Apertúra diafragma

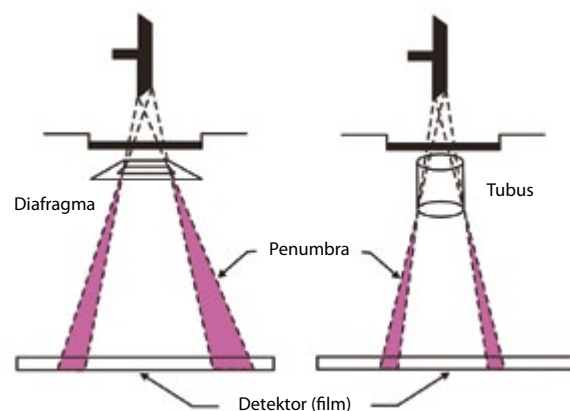
Az apertúra diafragma egy lapos fémlemez, általában ólom, melynek közepe nyitott. A diafragma a legegyszerűbb sugárnyalábkontroll eszköz. A különböző filmméretre és távolságokhoz különböző diafragma használata szükséges. A diafragma nyílása bármilyen méretű és alakú lehet, de leggyakrabban ez négyzetes vagy kerek. A négyzetes diafragmák a leggyakoribbak, melyek egy adott méretű filmhez alkalmazhatók. A diafragma nyílásának mérete függ a kívánt expozíciós mező nagyságától, a fókusztávolságtól és a gyújtópont–apertúra távolságtól.

A diafragma használatának legnagyobb előnye egyszerűségében és olcsóságában rejlik. Az elsődleges hátrány viszont a penumbra növekedése, mely a kép szélének geometriai életlenségét jelenti (árnyékszél). A penumbra növekedésének legfőbb oka a diafragma és a sugárforrás közötti kis távolság, mely tehát úgy csökkenthető, ha a sugárnyalábkontroll eszközt a sugárforrástól minél távolabb helyezzük el.

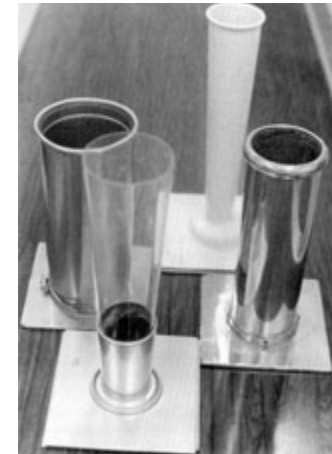
A penumbra keletkezésének fő oka, hogy a sugárforrás nem pontszerű. A csőből távozó elsődleges fotonok különböző szögben divergálnak, és ezért egy adott struktúrát is különböző szögben metszenek a képkalkotás során (10.2. ábra).

A penumbra csökkentésével javul a kép szélén lévő részletek élessége, a centrális képrészletek élességét a sugárnyaláb kontroll nem befolyásolja.

Az apertúra diafragma használatának egy másik hátránya a fókuszon kívüli sugárzás megjelenése, illetve nagyobb aránya. Ez is amiatt van, hogy az apertúra a sugárforráshoz, illetve a csőhöz



10.2. ábra A penumbra keletkezése és mértéke a sugárnyalábkontrolltól függően



10.3. ábra Különböző méretű tubusok

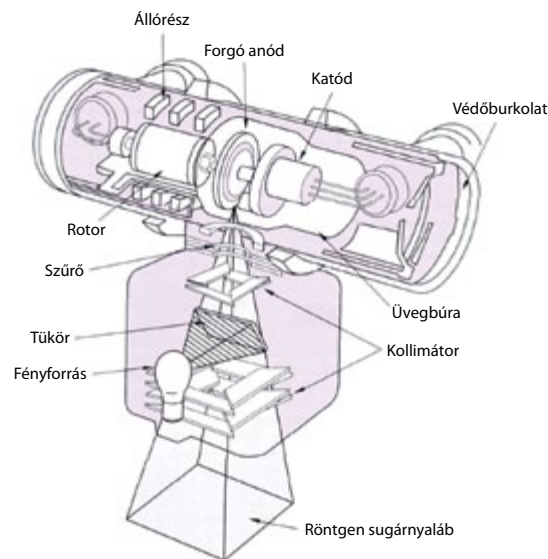
(ablakhoz) túl közel van. Fókuszon kívüli sugárzás a fókuszterületen kívül keletkező sugárzásból származik. Fókuszon kívüli sugárzás is képet produkál, mely exponált mezőn kívül megjelenő árnyékot eredményez. A diafragma volt a legelső sugárnyalábkontroll eszköz, melyet ma már csak korlátozott mértékben alkalmaznak.

### Tubusok, hengerek

A tubusok lényegében kör alakú diafragmának felelnek meg, melyek a térben kinyúlnak (10.3. ábra). A tubus lehet kúp alakú vagy henger alakú, és vannak olyanok, melyeknél a henger hosszát állítani lehet. A tubusokat leggyakrabban ma már a mammográfiában használják, de korábban a koponya és a gerinc vizsgálatánál is alkalmazták. Ezek hátránya a diafragmahoz hasonlóan a nem változtatható mezőméret, ha csak a henger magassága nem állítható. A kúp alakú tubus nem csökkenti jobban a penumbrát a széli részeken, mint az apertúra diafragma. A henger alakú tubusok ugyanakkor jelentősen csökkentik a penumbrát és a fókuszon kívüli sugárzást (ld. 10.2. ábra).

### Kollimátor (rekesz, blende)

A kollimátor a radiográfiában leggyakrabban alkalmazott sugárnyalábkontroll eszköz, bár az előzőekhez képest kissé költségesebb. A kollimátor különböző, ill. folyamatos mezőméret beállítását teszi lehetővé, és másik nagy előnye, hogy egy fényjel segítségével a helyes pozicionálást is segíti. A kollimátor egy-egy pár párhuzamosan elhelyezkedő, egymásra merőleges ólomlemezről áll, és



10.4. ábra A kollimátor/blende felépítése

a párok egymással szimmetrikusan a középponttól kifelé elmozdíthatók. Ezekből a rekeszekből a kollimátorszerkezetben több egység is elhelyezkedik (10.4. ábra).

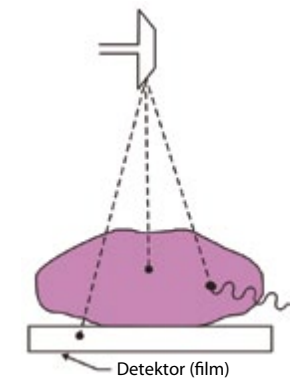
Azon kívül, hogy a rekeszek a mezőméretet szabályozzák, két másik funkciójuk is van: egyrészt csökkentik a mező periferiáján kialakuló penumbrát (a csőtől távolabbi rekeszek), másrészt csökkentik a fókuszon kívüli sugárzást (a csőhöz közelebbi rekesz).

A kollimátor általában a kijelölt mezőt is a fényjel segítségével kijelöli és a mezőbe hajszáleresztet rajzol a pozicionálás megkönnyítéséhez. Néhány készülékben az automatikus expozíció kontrollszerkezet (AEC) pozícióját is jelöli a fényjel. A fényjelet a sugárnyaláb útjában 45°-ban elhelyezett tükör segítségével vetítik az exponálandó mezőbe.

A fényforrás és a röntgensugár-forrás egyenlő távolságban kell, hogy legyenek ahhoz, hogy a röntgensugár és a fény által meghatározott mező egybeessen. Ezért a kollimátorszerkezetet is – például a tükör helyzetét – rendszeresen ellenőrizni kell.

Az újabb készülékeket úgy építik, hogy a kollimátorban egy automatika a Bucky-tartóba behelyezett filmméretet is regisztrálja, és ennek megfelelően a film által meghatározott mezőt beállítja, de manuálisan ezt a méretet változtatni lehet (automatikus kollimátor).

A kollimátor alkalmazása a röntgensugárzást kismértékben szűri, hiszen a sugárzásnak a kollimátorban elhelyezett tükrön át kell haladnia (kb. 1 mm alumíniumnak megfelelő filtráció). Mivel a kollimátor növeli a filtrációt és ezáltal a röntgensugarat keményíti, alacsony  $kV_p$  radiográfiában, mint például mammográfiában, használata korlátozott.



10.5. ábra A rtg-foton „sorsa” a vizsgálat során: 1. nincs kölcsönhatás 2. abszorpció 3. szóródás

A megfelelő kollimáció, illetve sugárnyalábkontroll a radiográfus felelőssége és feladata: a mezőméret semmilyen körülmények között nem haladhatja meg a receptor méretét. Ebben az automata kollimátor segíthet, de a mezőméret sosem haladja meg a vizsgált terület nagyságát. Ha ezt az elvet betartjuk, akkor nemcsak a képminőség javul, hanem a páciens sugárterhelése is csökken.

## A rács

A rács egy olyan eszköz, mely a radiográfiai kép kontrasztját hivatott javítani. Ha a röntgensugár egy testen keresztülhalad, az elsődleges fotonokkal háromféle dolog történhet:

1. kölcsönhatás nélkül keresztülhaladnak a testen;
2. a testben abszorbeálódnak (fotoelektromos abszorpció);
3. kölcsönhatásba lépnek és irányt változtatnak (Compton-szóródás) (10.5. ábra).

Azok a fotonok, melyek kölcsönhatás nélkül áthaladnak a testen, a filmet elérve fogják a radiográfiai képet alkotni, és ezek azok a fotonok, melyek hozzájárulnak a radiográfiai kontraszt kialakításához. A kontraszt abból ered, hogy bizonyos fotonok kölcsönhatás nélkül áthaladnak a testen, míg mások abszorbeálódnak (fotoelektromos abszorpció). Bár a fotoelektromos abszorpció során az elsődleges foton helyett egy másodlagos foton keletkezik, ez utóbbi energiája rendkívül gyenge, és ezért a környező szövetekben gyorsan abszorbeálódik. Az elsődleges sugárzás egy része, mely kölcsönhatásba lép és a kölcsönhatás következtében irányt változtat, szórt sugárzássá alakul (Compton-szóródás). A szórt fotonok elég energiával rendelkeznek ahhoz, hogy a vizsgált testet elhagyják és a filmmel kölcsönhatásba lépjenek. Mivel ezek a fotonok irányukat megváltoztatták, ezért az általuk a filmen okozott denzitás a páciens anatómiájával nem függ össze, diagnosztikus értékkel nem rendelkeznek. A szórt fotonok tehát a film egész területén egy általános denzitásemelkedést okoznak, mely a kép elszürkülésében, illetve csökkent kontrasztjában jelentkezik. Fontos emlékezni arra a tényre, hogy a

csőfeszültség ( $kV_p$ ) növelésével a Compton-kölcsönhatás aránya emelkedik, tehát minél nagyobb a  $kV_p$ , annál nagyobb a szórt sugárzás mennyisége, és annál inkább romlik a kontraszt. Mivel a szórt sugárzás forrása maga a páciens, ezért logikus feltételezésnek tűnik, hogy a szórt sugárzás mennyiségét maga a páciens is befolyásolja. A szórt sugárzás növekszik a besugárzott szövet térfogatával és a szöveteket felépítő atomok rendszámának csökkenésével. A besugárzott szövet mennyiségét (térfogatát) a szövet vastagsága és a mezőméret határozza meg. A szöveti vastagság lényegében adott, ugyanakkor a mezőméretet a sugárnyalábkontroll módszerekkel a minimumon tudjuk tartani. A szövetet felépítő atomok rendszáma szintén befolyásolja a szórt sugárzás mennyiségét, mégpedig úgy, hogy minél nagyobb az átlagos rendszám, annál nagyobb a fotoelektromos abszorpció aránya, és természetesen annál kevesebb szórt sugárzás keletkezik. Így például kevesebb szórt sugárzás keletkezik a csontokban, mint a lágyrészekben, melynek oka a kölcsönhatásba lépő atomok mennyisége (sűrűség) és fajtája. Összefoglalva tehát a szórt sugárzás mennyisége növekszik

1. a vizsgált test rész vastagságával,
2. a mezőmérettel,
3. a szövetet felépítő atomok rendszámának csökkenésével.

Mivel a rácsokat a nemkívánatos szórt sugárzás abszorpciójára alkalmazzák, ezért fontos a vastagabb és nagyobb testrészek vizsgálatánál, valamint magas  $kV_p$  technikáknál használni.

#### 10.1. táblázat Rácsfajták

Rácshányados	Fókuszált/paralell	rész anyaga	Rács frekvencia	Súly (g/cm <sup>2</sup> )	Vastagság
15:1	F	Al	103	1,74	3,7
15:1	F	Al	85	1,64	4,4
12:1	F	műanyag	80	1,45	4,4
12:1	F	Al	152		1,86
12:1	F	Al	103	1,21	3,2
12:1	F	Al	85	1,35	3,8
8:1	F	műanyag	80	0,96	3,4
8:1	F	Al	152		1,34
8:1	F	Al	103	0,87	2,3
8:1	F	Al	85	0,96	2,8
6:1	F	Al	103	0,67	1,9
6:1	F	Al	85	0,77	2,3
6:1	P	Al	85	0,77	2,3
6:1	F	Al	85	1,40	3,8
Speciális rácso			Felhasználási terület		
4:1	F	műanyag	60	spot felvételezés	
3,5:1	P	Al	196	mammográfia	
2:1	P	Al	196	mammográfia	

Általános szabályként elfogadható, hogy rácsoat akkor kell használni, amennyiben a vizsgált testrész vastagsága a 10 cm-t meghaladja, vagy a  $kV_p$  60-nál több. A rácso nem más, mint egy vékony, lapos, négyzetleges eszköz, mely vékony ólomcsíkokból és a közöttük lévő sugáráteresztő anyagból épül fel. Az ólomcsíkok nagyon vékonyak, és a közöttük lévő anyag, például alumínium, általában vastagabb. Az első rácsoat egy amerikai radiológus, GUSTAV BUCKY 1913-ban készítette, ezért a rácsokat gyakran Bucky-rácsnak is hívják.

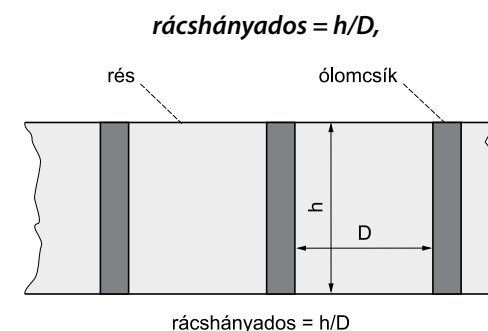
Manapság számos rácsofajtából választhatunk (10.1. táblázat). Ahhoz, hogy a megfelelő rácsoat válasszuk ki egy adott vizsgálatnál, érteni kell a rácso működését és felépítését, mely utóbbinak három fontos szempontja: a rácso anyaga, a rácshányados és a rácsofrekvencia.

### A rácso anyaga

A rácso sugár nem áteresztő és áteresztő csíkok váltakozása, melyek közül értelemszerűen a sugár át nem eresztő rétegek fogják a szórt sugárzást abszorbeálni. Ezért ezeket nagyrendszámú anyagból kell készíteni, mely általában ólom. Az ólomcsíkok között sugáráteresztő anyag helyezkedik el, mely lehet alumínium vagy valamilyen műanyag. Ideálisan ez az anyag sugárzást nem nyel el, de a valóságban egy kis mennyiséget mégiscsak abszorbeál. Praktikus szempontokból az alumínium a leggyakoribb erre a célra használatos anyag, melynek rendszáma magasabb, mint a műanyagoké, és primer fotonokat is abszorbeálhat. Ez a jelenség nemkívánatos alacsony  $kV_p$  technikáknál, ezért ezeknél műanyaggal kombinált rácsokat érdemes használni.

### Rácshányados

A rácshányados az a paraméter, melynek jelentős hatása van a kontrasztjavításra. Definíció szerint a rácshányados az ólomcsíkok magasságának és az ólomcsíkok közötti távolságnak a hányadosa (10.6. ábra):



10.6. ábra A rácso felépítésének elve és a rácshányados

ahol:

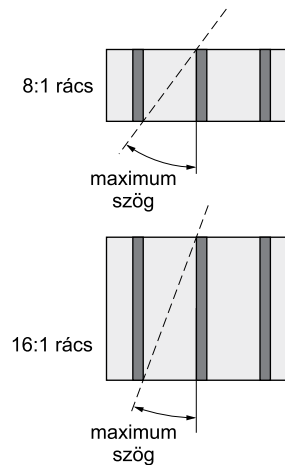
$ah$  = ólomcsík magassága,  
 $D$  = csíkok közötti távolság.

Például az ólomcsík 3,0 mm magas és a csíkok közötti távolság pedig 0,25 mm, akkor a rácshányados =  $3,0/0,25 = 12:1$ .

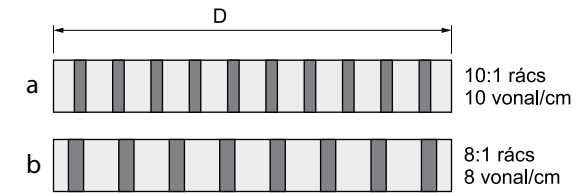
Ha a magasság állandó, akkor a csíkok közti távolság csökkenésével a rácshányados nő. A csíkok közötti távolság és a rácshányados között tehát fordított arányosság áll fenn, ha a magasság változatlan. A nagyobb rácshányadosú rácson kevesebb szórt sugárzást eresztnek át (10.7. ábra). A nagyobb rácshányadosú rácson csak a kisebb szög alatt beeső fotonok tudnak áthaladni, azaz csak az „egyenesebben” haladó szórt fotonok és természetesen a primer fotonok érik el rácson keresztül a filmet. Ez azt jelenti, hogy minél nagyobb a rácshányados, annál hatékonyabb a szórt sugárzás eltávolítása szempontjából. Ugyanezen okból a nagyobb rácshányados esetén a precíz pozicionálás rendkívül fontos, illetve a pozicionálásból eredő rácshibák is gyakoribbak.

### Rácsfrekvencia

A rácshányados az egységnyi távolságra eső rácsvonalak számaként definiálható. A rácshányados általában 25-78/cm tartományban változik, de leggyakrabban a 33-41/cm frekvenciájú rácsokat használjuk. Általában a nagyobb frekvenciájú rácsookban vékonyabb az ólomcsíkok vastagsága (10.8. ábra). Mammográfiában a nagyfrekvenciájú (80/cm), de alacsony rácshányadosú (2:1, 3:1) rácsokat alkalmazzák az alacsony  $kV_p$  miatt és azért, hogy minimalizálják annak lehetőségét, hogy



10.7. ábra A rácshányados és a foton lehetséges beesési szögének összefüggése

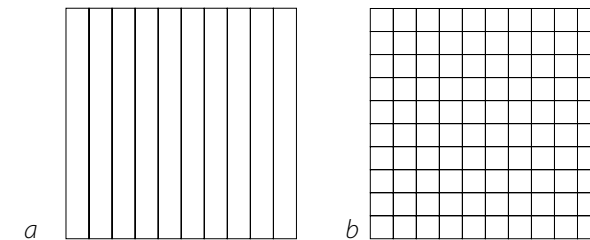


10.8. ábra Nagyobb (a) és kisebb (b) frekvenciájú rácso. A b jelű rácson látható, hogy a vastagabb lamellák kisebb rácshányadost eredményeznek

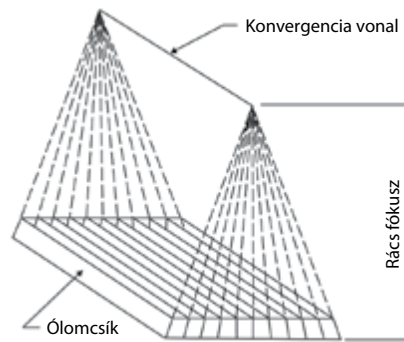
a rácsvonalak a filmen ábrázolódnak. Ha a rácshányadosból és rácshányadosból származó információt kombináljuk, akkor meghatározható a rácson lévő ólom mennyisége. Valójában a rácshányados hatékonysága szempontjából az ólomtartalom a leginformatívabb paraméter, melyet megadhatunk egységnyi területre, úgy, mint gramm ólom/cm<sup>2</sup>. Általánosságban a nagyobb rácshányadosú és alacsony frekvenciájú rácsoknak magasabb az ólomtartalma. Egy rácshányados növelése javítja a szórt sugárzás eltávolítását és ezáltal a kontrasztot.

### Rácsminták

A rácson az ólomcsíkok egy vagy két irányban helyezkedhetnek el, az előbbi hívják lineáris rácsonak, ha pedig az ólomcsíkok két irányban futnak, egymásra merőlegesen, akkor ezeket négyzet-rácsos rácsonak hívjuk (10.9. ábra). A klinikai gyakorlatban legtöbbször lineáris rácsokat alkalmaznak, mivel ezeket döntött cső esetén is használni lehet. Csődöntés a lineáris rácson a rácshányados tengelyével párhuzamosan lehetséges, azaz az ólomcsíkokkal párhuzamosan, hiszen ha ettől eltérő szögben érkezik az elsődleges sugárnyaláb, akkor azokat az ólomcsíkok elnyelnek (levágás). A négyzet-rácsos rácsok alkalmazásánál csődöntés nem megengedett, mivel bármilyen anguláció a primer fotonok abszorpcióját okozná, ezért manapság ilyen rácson már nem alkalmaznak (ilyen volt az eredeti Bucky-rács).



10.9. ábra Az a rácson lineáris, a b négyzet-rácsos mintájú

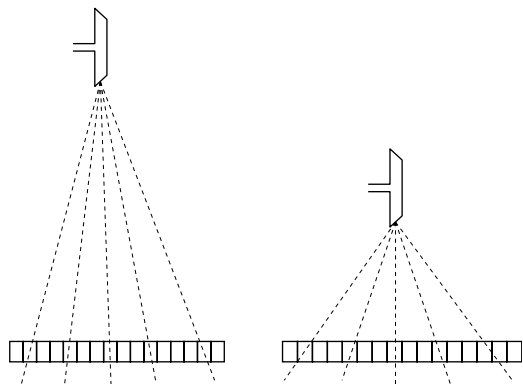


10.10. ábra A fókuszált rács elve

## Rácsfajták

A rácsokban az át nem eresztő csíkok lehetnek parallel lefutásúak vagy pedig fókuszáltak. A parallel rácsokban a csíkok és a csíkok közötti rés egymással párhuzamosak. A fókuszált rácsokban a rács közepén lévő csíkok egymással párhuzamosak, de a periféria felé haladva fokozatosan döntötté válnak (10.10. ábra).

A fókuszált rácsokban az ólomcsíkok döntése követi a röntgensugár széttartását. Ha a rácsot felépítő ólomcsíkok csíkját meghosszabbítanánk, akkor ezek egy bizonyos pontban metszenék egymást, mely pontot konvergenciapontnak, illetve -vonalnak hívunk (ld. 10.10. ábra). A konvergenciapont és a rács felületének távolsága adja meg a rács sugarát. A fókuszált rácsok alkalmazá-



10.11. ábra Parallel rácsok használata csak nagy film-fókusz távolság esetén célravezető

sánál rendkívül fontos, hogy a rács konvergenciapontja és a röntgenső fókuszerülete egymással megegyezzen. Következésképpen egy adott fókuszált rács csak egy bizonyos film-fókusz távolsággal (távolságtartománnyal) használható. Így vannak rövid, közepes és hosszú fókusztávolságú rácsok. Rövid fókusztávolságú rácsokat (36-46 cm) használnak mammográfiában, míg hosszú fókusztávolságú (152-183 cm) rácsokat mellkasi radiográfiában alkalmaznak.

Parallel rácsokat ma már ritkán használnak, mivel ezekben az ólomcsíkok nem követik a sugárnyaláb széttartását, ezért főleg a kép széli részein a levágás jelensége szembetűnőbben jelentkezik. Értelemszerűen parallel rácsokat csak nagy film-fókusz távolság esetén érdemes használni (10.11. ábra).

## A rácsok használata

A rácsokat használhatjuk álló (stacioner) módon vagy pedig a Bucky-szerkezetben, ahol a rács az expozíció alatt elmozdul. A stacioner rácsok különböző méretben – a filmmérethez igazodva – állnak rendelkezésre. Stacioner rácsokat elsősorban mobil felvételeknél használnak. Vannak olyan filmkazetták is, melyek beépített rácsot tartalmaznak. A stacioner rácsok használata esetén a rácsvonalak a filmre vetülnek, és ez különösen alacsony frekvenciájú rácsoknál lehet feltűnő. Magas frekvenciájú rácsoknál a rácsvonalak alig vagy nem láthatók.

A rácsokat leggyakrabban a Bucky-szerkezetben használjuk. Ez a szerkezet a felvételi asztalra van beépítve és egyben magában foglalja a kazettatartót is. Ez a szerkezet a rácsot az expozíció alatt mozgatja, így a rácsvonalak elmosódnak és a felvételen ezért nem látszanak. Ezek a rácsok nagyméretűek, tehát a nagyméretű filmeket is teljes egészében lefedik. A rács mozgásának iránya nyilvánvalóan nem elhanyagolható, és természetes módon az ólomcsíkokra merőleges irányú.

A Bucky-szerkezetben a rács kétféle mozgást végezhet, vagy oda-vissza, vagy pedig oszcilláló mozgást végez. Az oda-vissza mozgás esetén a rácsot egy motor két pont között kb. 2-3 cm távolságra „rángatja”. Az oszcilláló mozgásnál elektromágnes készlettel a rácsot egy körpálya mentén történő elmozdulásra.

## A rács kiválasztása

A rács megválasztásánál az adott vizsgálat több szempontját értékelni kell. A rácsok szórt sugárzást abszorbeálnak, melynek következtében csökkentik a radiográfiai denzitást, és ezt kompenzálni szükséges. Ez a kompenzáció a mAs emelésével valósítható meg, ami viszont a páciens sugárterhelését növeli. Egy rács minél jobban csökkenti a szórt sugárzás hatását, annál nagyobb dózist kell használni egy felvétel megfelelő/ugyanazon denzitásának elérése céljából. A mAs kompenzáció mértékét az úgynevezett rácskonverziós faktor (RKF) adja meg:

**rácskonverziós faktor = mAs rács nélkül/mAs ráccsal.**

A rácskonverziós faktor nőni fog nagyobb rácshányados és nagyobb  $kV_p$  esetén. A különböző rácso-  
csoknak más és más a rácshányadosa, frekvenciája és ólomtartalma, ezért a leggyakrabban hasz-  
nált rácso-  
csoknál érdemes a konverziós faktort ismerni; néhány példát a 10.2. táblázat demonstrál.  
Két különböző konverziós faktorú rács cseréje esetén a szükséges mAs állítást az alábbi képlet  
szerint számolhatjuk:

$$mAs_1/mAs_2 = RKF_1/RKF_2$$

10.2. táblázat A rácskonverziós faktor különböző rácshányados és csőfeszültség esetén

Rácshányados	60 kVp	85 kVp	110 kVp
rács nélkül	1	1	1
5:1	3	3	3
8:1	3,75	4	4,25
12:1	4,75	5,5	6,25
16:1	5,75	6,75	8

### A rácso- csok értékelése

Bár a rácso-  
csokat elsősorban a szórt sugárzás abszorpciója miatt használják, elsődleges fotonokat  
is abszorbeálnak. Azokat a rácso-  
csokat, melyek a szórt sugárzást nagyobb mértékben abszorbeál-  
ják, mint az elsődleges sugárzást, nagyobb szelektivitásúnak értékeljük. Nyilvánvaló, hogy ha  
egy rács több szórt sugárzást abszorbeál, mint elsődleges sugárzás, akkor nagyobb lesz a sze-  
lektivitás.

### A kontrasztjavítás értékelése

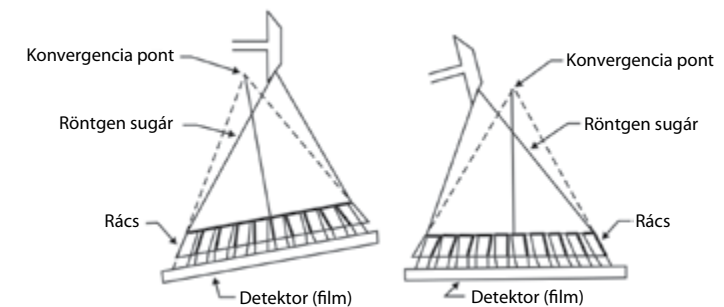
Valójában a kontrasztjavítás a rács működésének legfontosabb jellemzője. A kontraszt javu-  
lása függ a szórt sugárzás mennyiségétől, melyet a  $kV_p$  és a besugárzott szövet térfogata ha-  
tároz meg. Ha a szórt sugárzás mennyisége növekszik, akkor a kontraszt is alacsonyabb lesz,  
és a kontrasztjavulás is kisebb mértékű. A kontraszt javulása matematikailag kifejezhető úgy,  
mint a radiográfiai kontraszt rács használatával/a radiográfiai kontraszt rács használata nélkül.  
Ha ennek a hányadosnak az értéke 1, akkor nincs kontrasztjavulás. A legtöbb rács 1,5-3,5-szörös  
kontrasztjavulást okoz.

## Rácshibák

A rácso-  
csok nem megfelelő használata igen gyenge minőségű felvételt eredményezhet. A leggyako-  
ribb rácso-  
csokhibák a fókuszált rácso-  
csok használatánál jelentkeznek, hiszen ezeknél a rácso-  
csot centrálni kell a megfelelő távolságban a sugárforrással. Ezen túl a fókuszált rácso-  
csoknak van egy cső felőli és egy film felőli oldala az ólomcsíkok dőlésszögének megfelelően, mely tévedés esetén felcserélhető.

### Szintkülönbség

Rács-szintkülönbség akkor jön létre, ha a cső a rácso-  
csok tengelyére merőlegesen van megdöntve. Ennek oka lehet a cső vagy a rács helyzetének rossz beállítása (10.12. ábra). Emléke-  
ztetni szeretnénk arra, hogy a lineáris rács használata esetén az egyetlen lehetséges csődöntési  
irány az asztal, illetve a rács hosszútengelyével párhuzamos. Helytelen rácso-  
csokpozicionálás leggyak-  
rabban mobil felvételeknél fordul elő, ahol például a beteg súlya nem egyenletesen oszlik el a  
rácson, és az helytelen pozícióba kerül.



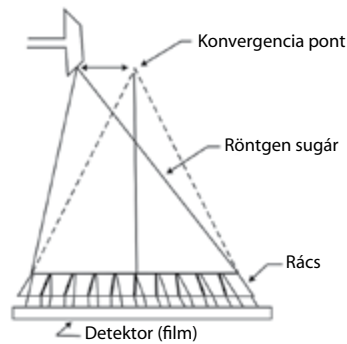
10.12. ábra Rácshiba: szintkülönbség

Szintkülönbség rácso-  
csokhiba előfordulhat fókuszált rácso-  
csoknál és párhuzamos rácso-  
csoknál is, mely utób-  
biaknál ez az egyetlen lehetséges rácso-  
csokhiba. Ennek a fajta rácso-  
csokhibának az eredménye az elsődleges  
sugárnyaláb fokozott abszorpciójában nyilvánul meg, mely az egész felvételen csökkent denzitást  
okoz.

### Decentrált pozicionálás

A fókuszált rácso-  
csoknál a röntgencső, illetve a sugárforrás a rács konvergenciapontjában kell, hogy  
legyen, és ha ez a feltétel nem teljesül, akkor decentrált pozícióról beszélünk. A decentráltás late-  
rális irányba történhet, melynek következtében a centrális sugárnyaláb nem párhuzamosan fog



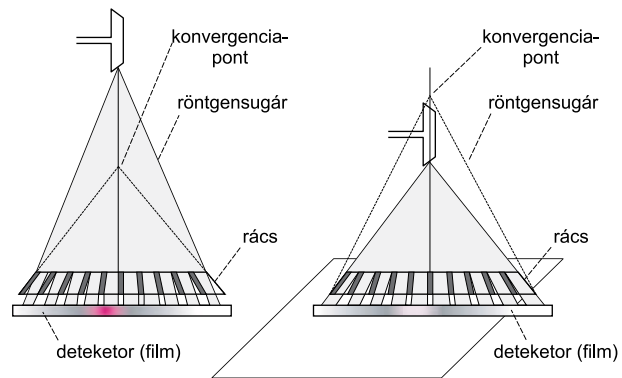


10.13. ábra Rácshiba: decentrálás

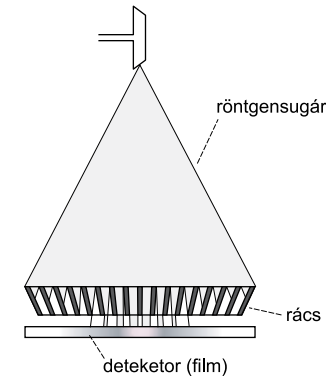
beesni a rác közpő részét alkotó párhuzamos lamellákkal. Ezen rácshiba eredménye is a teljes filmre kiterjedő csökkent denzitás (10.13. ábra).

### Defokuszálás

Ez a rácshiba akkor jön létre, ha a sugárforrás nem a rác konvergenciapontjában helyezkedik el, hanem távolabb vagy közelebb (10.14. ábra). A defokuszálás következtében a felvétel széli részein jön létre a rácslévágás jelenség, mely csökkent denzitást okoz. Értelmszerű, hogy a nagyobb rácshányadosú rácok különösen érzékenyek a defokuszált pozícionálásra.



10.14. ábra Rácshiba: defokuszálás



10.15. ábra Rácshiba: fordított pozícionálás

### Fordított rácspozíció

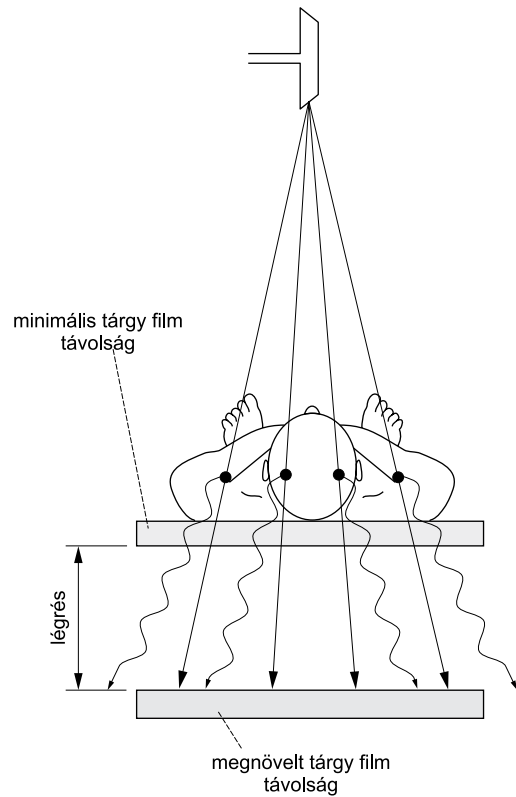
Ez a rácshiba is csak fókuszált rácoknál jelentkezhet, melynek következtében szintén a kép széli részeinél jön létre rácslévágás (10.15. ábra), mely igen jellegzetes, könnyen felismerhető denzitá-seltérést okoz a felvételen.

## A szórt sugárzás csökkentésének egyéb lehetőségei

A rácok használata mellett egyéb módszerekkel is csökkenteni lehet a filmet érő szórt sugárzás mennyiségét. A képminőség javításának legfontosabb módja a keletkező szórt sugárzás mennyiségének csökkentése, melyet legjobban az elsődleges sugárnyaláb kontrolljával érhetünk el. Ez a vizsgálati mező pontos kijelölését jelenti. A rácok alkalmazása mellett a légréstechnikát, valamint a fordított kazettatechnikát szokták még a szórt sugárzás kiküszöbölésére alkalmazni.

### Légréstechnika

A légréstechnikát elsősorban a nagyítós radiográfiában lehet használni és bizonyos esetekben a mellkasfelvételeknél is. Ennek a technikának a lényege a tárgy–film távolság növelése, mely a páciens és a film között egy légrést hoz létre (10.16. ábra). Mivel a páciens-t a filmtől eltávolítottuk, a szórt sugárzás egy része már nem éri el a filmet, hanem azt elkerülve halad tovább. Értelmszerű, hogy a páciens minél távolabb kerül a filmtől, annál kevesebb szórt sugárzás éri majd a filmet, bár a betegben keletkező szórt sugárzás mennyisége nem változik. Ugyanakkor a légréstechnika hátránya a megnövekedett tárgy–film távolság miatti élelenség. A légrést technikával – 25 cm légrést



**10.16. ábra** A légréstechnika: a csökkent szórt sugárzás mellett a felvétel elmosódottabb lesz, és fokozódik a nagyítás

alkalmazva – hasonló eredményt érhetünk el, mint egy 15:1 rácscsal 10 cm szövetvastagság esetén. Ugyanakkor ez a rács már lényegesen hatékonyabb 20 cm szövetvastagság esetén.

### Fordított kazettatechnika

Bizonyos kazetták, melyeknek nincs olyan szerkezeti eleme, amely a felvétellel interferálna, megfordíthatók, és ez esetben a kazettatokat képező rétegek a szórt sugárzás egy részét elnyelik. Valójában ezek a kazetták az alacsony rácshányadosú rácsokhoz hasonlóan működnek.

## 11. fejezet

# Fotográfiai képtulajdonságok

Bogner Péter

### Denzitás

A denzitás azon két fotográfiai tulajdonság egyike, mely a részletek láthatóságát meghatározza. A részletek láthatósága a radiográfiai kép egy olyan tulajdonsága, mely lehetővé teszi az emberi szem számára, hogy megfelelő denzitás (és kontraszt) esetén strukturális részleteket lássunk. Definíció szerint a denzitás a radiográfiai kép feketedését jelenti, mely a fémes ezüst kiválása miatt alakul ki. A denzitást a legkönnyebb az úgynevezett technikai faktorokkal állítani, illetve befolyásolni. A denzitás értékelésének legfontosabb szempontja az lenne, hogy az fennáll-e azon az anatómiai területen, amelyet valójában vizsgálni kívánunk. Természetesen a kép denzitása az emberi látás számára értékelhető tartományban kell, hogy legyen, azaz általában OD (optikai denzitás) 0,25-2,5 között. A radiográfiában a megfelelő denzitás természetesen klinikai tapasztalat függvénye is (11.1. ábra).



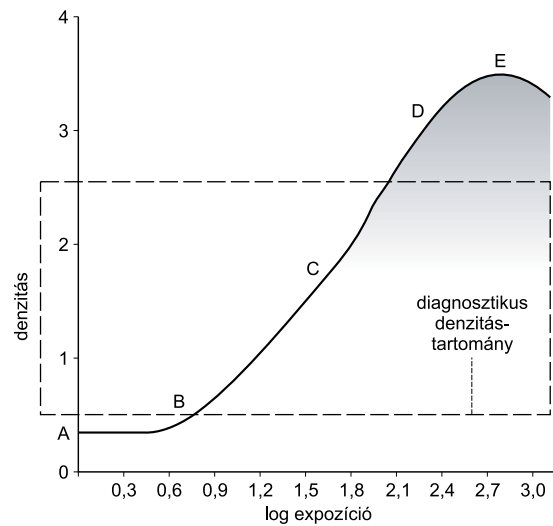
**11.1. ábra** Diagnosztikus minőségű mellkasfelvétel nem alkalmas a thoracalis gerinc értékelésére

Nyilvánvaló, hogy a tüdőszövet értékelésére megfelelő denzitás nem lehet megfelelő a thoracalis gerinc vizsgálatára, még akkor sem, hogyha mindkettő azonos anatómiai régióban helyezkedik el. Középső hely, hogy a gyakorlott, professzionális szem a radiográfus elsődleges eszköze a denzitás értékelésekor.

A túllexponált, azaz túl sötét röntgenfilmen az információ rögzítésre kerül, még akkor is, ha nehezen értékelhető, szemben azzal, hogy az alulexponált, azaz „világos” képen egy adott információ nem biztos, hogy rajta van. A sötét film túl sok fotont kapott és ennek eredményeképpen túl sok információt tartalmaz. Ezt a túl sok információt nagyon erős fényforrással vagy digitalizált, illetve komputerezált rendszerrel meg lehet jeleníteni, és a releváns információt a képről az emberi látás számára elérhetővé tehetjük. Az alulexponált, azaz a túl világos képen nem ez a helyzet. Az alulexponált film túl kevés fotont kapott, és ezért kevés információ rögzült rajta, és nincs olyan módszer, amely a jelen nem lévő információt „oda tudja varázsolni”. Következésképpen, ha választani kell egy túl nagy vagy egy kis denzitású felvétel között, akkor a bölcs döntés mindig a sötétebb kép választása.

### A kép megjelenését befolyásoló tényezők

Egy kép denzitását a mAs-on és egyéb befolyásoló tényezőkhöz kívül számos változó módosíthatja. Több tényező a képdensitást nem lineáris módon változtatja bizonyos körülmények között. Például a



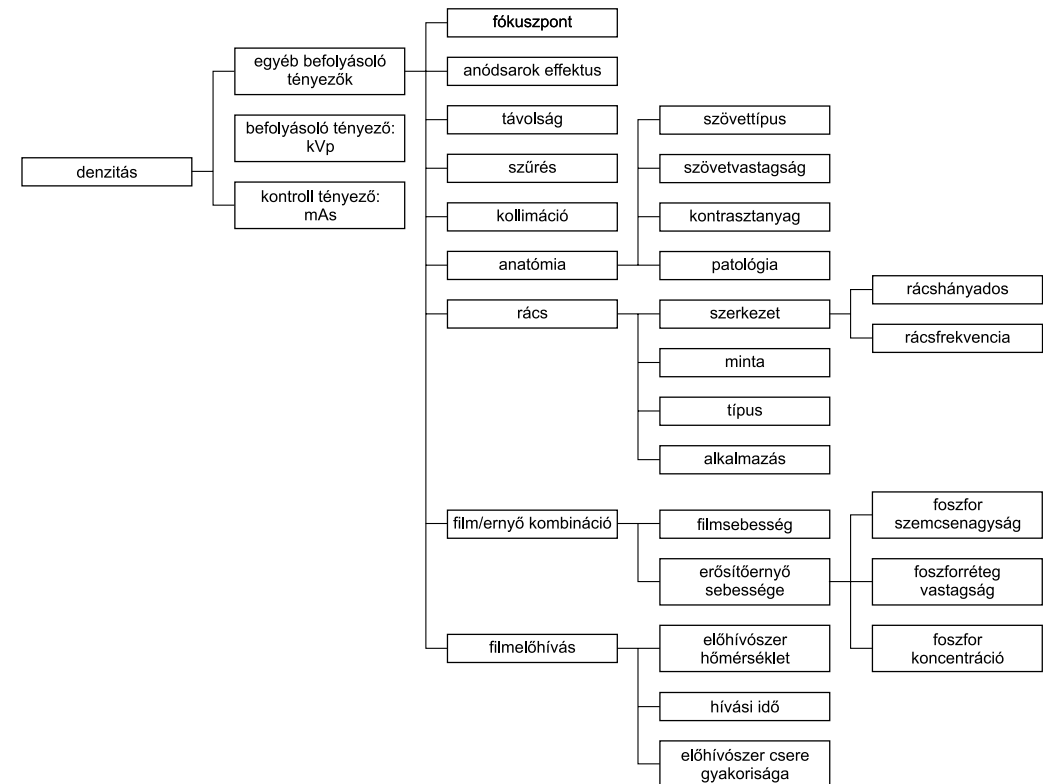
11.2. ábra A D log E görbe (Hurter–Driffeld-görbe). (C) Megfelelő expozíció esetén a denzitások a látható tartományba esnek. (A–B) Alulexponált filmet eredményez a B tartomány. (D–E) Túllexponált filmet eredményez a D–E tartományban keletkező expozíció. A kontrasztszökkenés az alul-, ill. túllexponált felvételeken a görbe csökkent meredekségéből adódik

tipikus **D log E görbe** (Hurter–Driffeld-görbe) is csak a görbe egy részén mutat linearitást (11.2. ábra). Ha a felvételi körülmények a görbe kezdeti vagy végső szakaszába helyezik az expozíciót, akkor a denzitás drámaian változhat. Hasonló nem lineáris viselkedés, illetve denzitásváltozás figyelhető meg például az erősítőernyők foszforváltás görbéje esetén, a röntgenső termoelektronikus emissziójánál stb.

Szerencsére ezek a változók statisztikailag nagyjából kiegyenlítik egymást. Lehetnek azonban olyan körülmények, mikor a változók úgy alakulnak, hogy több mint 30%-os denzitásváltozást hoznak létre, és ekkor egy váratlan jelentős denzitásváltozás válik láthatóvá.

### A denzitást befolyásoló tényezők

A radiográfiai denzitást számos tényező befolyásolja, melyeket a 11.3. ábrán foglaltunk össze. Ezek a tényezők kontrolláló és befolyásoló tényezőkre oszthatók. A radiográfiai denzitás beállítására alapvetően a kontrolláló faktorokat kell használni.



11.3. ábra Radiográfiai képmínőség: denzitást befolyásoló tényezők

### **mAs mint kontrolláló faktor**

Bár a mAs és az expozíció összefüggése egyenesen arányos egymással, ezek a faktorok és a denzitás összefüggése lényegesen összetettebb. A denzitást a kiváló ezüst mennyisége határozza meg, mely függ az emulzió és a film típusától, az expozíciós körülményektől, az expozíciótól (mR) és az előhívástól.

A **D log E** szenzitometriás görbe az expozíció és a denzitás közti összefüggést adja meg, mely görbén az x tengely a relatív expozíció logaritmusát, az y tengely pedig a denzitást jelenti (ld. 11.2. ábra).

Az expozíció és a denzitás összefüggése határozza meg a D log E görbe alakját és helyzetét egy adott előhívási körülmény mellett. A radiográfiai denzitás, az opacitás 10-es alapú logaritmus és az opacitás pedig a beeső ( $I_0$ ) és átmenő ( $I_t$ ) fény viszonyát (hányadosát) adja meg. Ha tehát egy adott terület egy radiográfiai filmen 1,0 optikai denzitással bír, az azt jelenti, hogy a beeső fény 10%-a jut át ezen a filmterületen. Ugyanakkor ezen terület opacitása 10. Ha az OD szám (optikai denzitás) 1,3-ra növekszik, akkor az opacitás megkétszereződik (20), és az átengedett fény mennyisége az előbbi értéknek csupán fele, azaz 50%. A OD szám 3 tizeddel való változása tehát az opacitást felezi vagy duplázza.

- **opacitás** =  $I_0/I_t$
- **OD** =  $\log I_0/I_t$

A **D log E görbe** legfontosabb része a középső egyenes tartomány, ahol a denzitás egyenesen arányos az expozíció logaritmusával. Ez a középső egyenes tartomány tehát egy állandó arányt biztosít, így például ha ennek a szöge 45°-os, akkor ez az arány 1,0. A fent említett példában, ha az expozíciót megkétszerezzük, akkor az opacitás is megduplázódik. A radiográfiában egy gyakori rossz elnevezés, hogy az expozíció megduplázása a denzitást is megkétszerezi. Ez általában nem igaz egy tipikus film-erősítőrendszerben.

Ha a filmet ért expozíciót növeljük, akkor a denzitás is nőni fog egy bizonyos pontig. Mivel a denzitást elsősorban az expozíció mennyisége határozza meg, és az expozíció egyenesen arányos a mAs-sal, ezért a mAs az az elsődleges kontrolláló tényező, mellyel a radiográfiai denzitást befolyásoljuk. Ha tehát a mAs értéket növeljük, akkor a röntgensugár-expozíció is növekszik, következésképpen a denzitás is. A mAs érték és az expozíció egyenes arányossága teremti meg annak az alapját, hogyha egy vagy több technikai faktor változik, akkor a mAs tényezővel lehet ezt a változást kompenzálni. A fentiek alapján a reciprocitás szabályt újrafogalmazhatjuk, mégpedig úgy, hogy a radiográfiai film denzitása mindaddig állandó, amíg a röntgensugár-expozíció intenzitása és időtartama (melyet a mAs értékkel kontrollálunk) változatlan marad. A reciprocitás szabály ugyanakkor nem érvényesül, hogyha nagyon rövid vagy nagyon hosszú expozíciós időket használunk. A mai készülékeken az automata expozíciós rendszerek igen nagy segítséget nyújta-

nak a radiográfus számára, mivel általában ajánlanak mAs értékeket egy bizonyos expozícióhoz, melyeket természetesen változtatni lehet.

Ahhoz, hogy a denzitásban látható különbséget találjunk, a mAs értéknek legalább 30%-kal különbözni kell. Természetesen a befolyásoló tényezők is változhatnak, de az imént említett mAs okozta expozícióváltozás mértéke szükséges ahhoz, hogy különbséget lássunk. Ez a 30%-os érték egy irányszám; az a tartomány, ahol a denzitásban különbséget tudunk tenni, 25–35% között lehet. Laboratóriumi körülmények között bizonyos esetekben már néhány százalék esetén is a látórendszer különbséget tud tenni a kép denzitásában, ugyanakkor komplex klinikai képek esetén ilyen kis denzitáskülönbséget nem lehet meglátni.

Az a radiográfiai felvétel, amely nem értékelhető denzitás problémák miatt, újból elkészítendő, és ez esetben legalább 30%-os mAs változást kell beállítani. Ugyanakkor, ha csak 30%-os különbséget állítanánk be, a nem megfelelő felvételtől való különbség elenyésző lenne. Éppen ezért egy általános szabály, hogyha a denzitás problémák miatt a felvételt meg kell ismételni, akkor a mAs értéket vagy duplázni, vagy felezni kell. Ha tehát egy rontott filmet 10 mAs értékkel exponáltuk, akkor ismétlésnél legalább 20 mAs értéket kell beállítani (ha a 20 mAs nem elegendő, akkor a következő lépcső a 40, esetleg 80 mAs lehet).

### **A kV mint befolyásoló tényező**

A kV, azaz a csőfeszültség, a röntgensugár intenzitását kétféle módon befolyásolja. Egyrészt a kV határozza meg az anódba csapódó elektronok energiáját és ez által a maximális és átlagos fotonenergiát is. Ugyanakkor, a csőfeszültség változtatása a röntgensugárzás intenzitását is determinálja, amennyiben a mAs és egyéb faktorok változatlanok. A kV hatással van még a szórt sugárzás „előállítására”, mely szintén kihat a filmet, illetve a receptort elérő fotonok mennyiségére és minőségére.

A csőfeszültség tehát meghatározó hatással van a röntgensugárzás mennyiségére és minőségére, következésképpen nagy jelentőséggel bír a radiográfiai denzitás kialakításában. A radiográfia fejlődése során történtek próbálkozások olyan praktikus összefüggések megfogalmazására, melyek a röntgensugár mennyiségi és minőségi jellemzőit is figyelembe veszi. Sajnos túl sok változót kell figyelembe venni, de az alábbi általános szabályok jó tájékozódást biztosítanak:

- látható denzitásbeli eltérést az alacsony csőfeszültség-tartományban (30–50 kV<sub>p</sub>) akkor kapunk, ha a csőfeszültség legalább 4-5%-kal változik,
- közepes csőfeszültség (50–90 kV<sub>p</sub>) tartományban ez 8-9%,
- magas csőfeszültség (90–130 kV<sub>p</sub>) esetén 10-12%.

Ne feledkezzünk meg arról, hogy a magas csőfeszültség tartományban a domináns kölcsönhatási forma a Compton-szóródás!

A denzitás és kV közti kapcsolat alapszabályát mégis a 15%-os szabály fejezi ki legegyszerűbben, mely kimondja, hogy a csőfeszültség 15%-os növekedése az expozíciót duplájára növeli vagy a csőfeszültség 15%-os csökkentése fele annyi expozíciót jelent. A 15%-os szabály sajnos nem a teljes diagnosztikus feszültségtartományra igaz, hanem a 60-100 kV<sub>p</sub> tartományban tekinthető pontosnak. A magas csőfeszültség-tartományban 15%-kal magasabb értékkel lehet az expozíciót csökkenteni, mert a szórt sugárzás jelentősebb mértékű. Mivel a szórt sugárzás mennyisége a vizsgált testrész vastagságával függ össze, egy kövérebb betegnél nagyobb denzitást kapunk ugyanannál a beállításnál, mint egy vékonyabb beteg esetén. Ebből következően egy 5 cm vastag csuklónál lehet, hogy a „20%-os szabályt” optimális alkalmazni, míg a 20 cm lágyrészvastagságú hasnál a 15%-os szabály ad jó eredményt.

A kV változtatása ugyanakkor a képkontraszt állításának elsődleges módja. Ezért a csőfeszültség 15%-os változtatása a képkontrasztot is változtatni fogja. Nyilvánvaló, hogy ha a kontraszt változtatása szükséges, akkor a 15%-os szabály egy jó módszer a denzitás optimalizálására. Ugyanakkor, ha csak a denzitást kívánjuk változtatni, akkor a 15%-os szabályt nem szabad alkalmazni, mivel a kontrasztot is megváltoztatja. Ilyenkor kizárólag a mAs állítással kell a megfelelő kontrasztot elérni.

A kV<sub>p</sub> denzitásra gyakorolt hatását a generátor fajtája, illetve konfigurációja is befolyásolni tudja. A nagyenergiájú fotonok mennyiségét ugyanis a feszültség hullám alakja determinálja, azaz egy egyfázisú hullámnál sokkal kisebb az átlagos fotonenergia, mint egy háromfázisú 12 pulzusú hullámformánál.

## Egyéb befolyásoló tényezők

### A gyújtófókuszmérete

A nagyobb gyújtóterületen több a beeső elektronok mennyisége, mely természetesen nagyobb fotonszám keletkezését teszi lehetővé. A kétfókuszú csövekben ezt a jelenséget az elektronika kompenzálja, azaz a nagyobb fókusztérületnél beállított pl. 100 mA áramerősség valójában kisebb értékű, mint a kis fókusztérületnél beállított 100 mA áramerősség értéke. A két fókusztérület közti különbség lehet 30%-nál magasabb, ha nincs a készülék megfelelő módon kalibrálva.

### Az anódsarok effektus

Az anódsarok effektus következtében a sugárzás intenzitása és ebből fakadóan a denzitás különbözik a röntgenső anód és katód felőli végénél. Az anódszögtől függően ez a denzitáskülönbség a két csővég között akár 50% is lehet. Természetesen a denzitás mindig a katód felőli oldalon a nagyobb. Az anódsarok effektus hangsúlyozottabban érzékelhető, ha a kollimátor teljesen nyitva van, kis fókuszméretű távolság, valamint kis anódszög (12° vagy kevesebb) esetén.

Az anódsarok effektust ugyanakkor előnyösen is lehet használni olyan esetben, amikor a vizsgálandó területen nagy a lágyrészek, struktúrák denzitáskülönbsége. Ilyenkor a nagyobb denzitású struktúrákat a cső katód felőli oldalára pozícionáljuk, és a kisebb denzitású struktúrákat az anód felőli oldalra kerülnek. Ezzel a beállítással a keletkező kép denzitása kiegyenlítettebb lehet. A 11.1. táblázatban néhány ilyen vizsgálati típust és azok beállítását foglaltuk össze.

#### 11.1. táblázat Anódsarok effektus gyakorlati alkalmazása

Projekció	Testrész elhelyezése	
	Katód felőli oldalon	Anód felőli oldalon
Femur (AP/oldalirányú)	csípő	térd
Lábszár (AP/oldalirányú)	térd	csípő
Humerus (AP/oldalirányú)	váll	könyök
Alkar (AP/oldalirányú)	könyök	csukló
Háti gerinc (AP)	has	nyak
Háti gerinc (oldalirányú)	nyak	has
Ágyéki gerinc (AP/oldalirányú)	medence	has

### Távolság

A fókuszméret–film távolság a sugárnyaláb intenzitását a négyzetes sugárfogyás alapján befolyásolja. A filmet ért expozíció tehát a távolság négyzetével fordítottan arányos, azaz

$$I_1/I_2 = D_2^2/D_1^2.$$

mely összefüggésben az  $I_1$  = régi intenzitás,  $I_2$  = új intenzitás,  $D_1^2$  = a régi távolság négyzete,  $D_2^2$  = új távolság négyzete.

#### 11.2. táblázat Alkalmazandó mAs átszámítási faktorok távolságváltozás esetén

		Új távolság				
		90 cm	100 cm	120 cm	140 cm	180 cm
Régi távolság	90 cm	–	1,23	1,77	2,42	4,00
	100 cm	0,81	–	1,44	1,96	3,24
	120 cm	0,59	0,69	–	1,36	2,25
	140 cm	0,41	0,51	0,73	–	1,65
	180 cm	0,25	0,31	0,44	0,60	–

A 11.2. táblázatban foglaltuk össze a radiográfiában használt leggyakoribb standard távolságokat és azok átszámítási faktorát. Általános szabályként elfogadható, ha kizárólag a 100, 140, 180 cm-es távolságokat használjuk, akkor e távolságoknál a mAs-t egymáshoz képest duplázni vagy felezni kell attól függően, hogy távolabb vagy közelebb történik az expozíció.

A tárgy–film távolság szintén hatással lehet a film denzitására, mint például a légréstechnikánál. A légréstechnikánál a megnövekedett tárgy–film távolság miatt a receptort kevesebb szórt sugárzás éri, mely denzitáscsökkenést okoz, de általában ez a denzitásváltozás még a nem látható tartományban van.

### Filtráció

A filtráció befolyásolja a röntgensugárzás intenzitását és ezáltal van hatása a denzitásra is. Ez érvényes mindenfajta filtrációra, úgymint például belső és külső filtrációra. Ha a filtráció növekszik, akkor a denzitás csökken. Ha a külső filtráción változtatunk, mely ritkán történik meg, a röntgensugárzás felezőréteg vastagságát újból meg kell határozni és a megfelelő mAs kompenzációt végrehajtani.

### Sugárnyalábkontroll

Az elsődleges sugárnyaláb kollimációja, valamint a mező csökkentése a vizsgálati területre eső fotonszámot csökkenti. Ennek következtében csökken a szórt sugárzás mennyisége, ezáltal pedig a kép denzitása is.

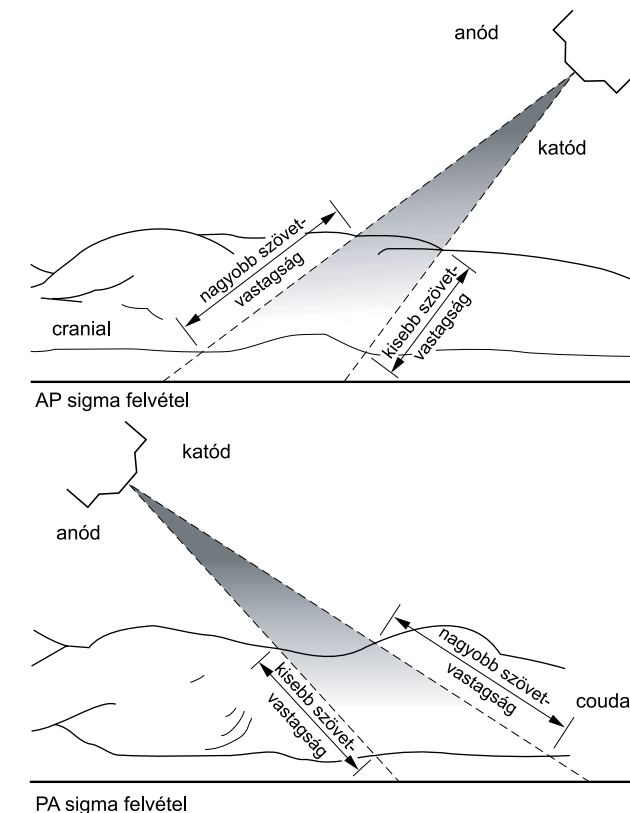
A szórt sugárzás igen jelentős mértékben megnövekedik, ha vastag anatómiai struktúrát nagy csőfeszültség értékkel vizsgálunk. Ennek következtében ez a két tényező határozza meg, hogy a kollimációt milyen mértékben kell kompenzálni. Ugyanakkor a kollimáció denzitásra gyakorolt hatása attól függ, hogy mennyi szórt sugárzás éri a filmet, nem pedig attól, hogy mennyi szórt sugárzás keletkezik. Különösen nagy testű betegekben vagy nagy rácshányadosú rácsok esetén csak kevés szórt sugárzás éri a filmet, ezért a denzitás lényegesen nem változik.

### Anatómia

Mivel alapvetően a betegben nyelődik el a röntgenfotonok nagy része, a leképezendő anatómiai struktúra, illetve patológiás elváltozás a filmdenzitásra alapvető hatással van. A sugárzás gyengítésének mértékét a szövetek vastagsága és fajtája határozza meg. A szövet típusát jelen esetben az átlagos rendszám és fizikai sűrűség jellemzi. Kontrasztanyag használata ebben a tekintetben az átlagszámot megváltoztatja és hatással lehet a sűrűsége is. A patológiás eltérések hasonlóképpen viselkednek.

A szövetvastagság/típus és a radiográfiai denzitás között fordított összefüggés áll fenn, más szóval, ahogy nő a szövetvastagság és az átlagos rendszám és/vagy a szövet fizikai sűrűsége, a radiográfiai denzitás csökkenni fog. Ez nem egy lineáris összefüggés, mivel számos tényező hatással lehet a szöveti összetételre. Az anatómiai struktúrák és patológiás eltérések optimális leképezéséhez szükséges beállítások a klinikai tapasztalat során alakulnak ki. Számos tényezőt figyelembe kell venni, úgymint pozitív, negatív, kontrasztanyag jelenlétét és mennyiségét, csak úgy, mint a patológiás eltéréseknél fennálló additív és destruktív hatásokat.

Egy speciális probléma lehet, ha a felvételt döntött (15°-nál nagyobb) csővel végezzük, mivel a látómező (FOV) két szélénél a szövetvastagság jelentős mértékben eltérhet (11.4. ábra). Ilyen esetekben a centrális sugárnyaláb és a széli részek között könnyen előfordul akár 30%-os



11.4. ábra Meredek cső döntés hatása a denzitásra. Megfigyelhető a szövetvastagság változása a sugárnyaláb cranialis és caudalis széli részein



expozíciós különbség, mely a két szél között 60%-ot jelent. Ezt a hatást természetesen kompenzálhatjuk részben a technikai faktorok állításával vagy az anódsarok effektus megfelelő alkalmazásával.

Az ortopédiai és traumatológiai felvételek jelentős részénél rögzítőanyagok (gipsz) lehet jelen. A rögzítőanyagok összetétele valamelyest eltérő az emberi szövetektől, de a sugárgyengítési tulajdonságuk lényegesen nem. Ha tehát denzitás szempontjából korrigálnunk kell, akkor a rögzítőanyagok vastagsága szerint kell csupán eljárni és nem kell az anyaga miatt külön a technikai faktorokkal kompenzálni.

### Rácsok

A rácsok a szórt sugárzást abszorbeálják, mely szórt sugárzás egyébként a film denzitását emelné. Minél hatékonyabb egy rács, annál kisebb adott beállításnál a denzitás. A rács hatékonyságát a rácshányados, a rácsfrekvencia, a rács mozgása és a rács hibák befolyásolják. A rács használatából fakadó denzitás csökkenést a mAs érték állításával végezhetjük el. A különböző rácsoknál szükséges mAs értékét a rácsok konverziós faktorából számíthatjuk. Ha különböző konverziós faktorú (RKF) rácsokat cserélünk, akkor a mAs változtatást az alábbi összefüggés alapján számolhatjuk ki:

$$mAs_1/mAs_2 = RKF_1/RKF_2$$

Mivel a rácsok használatának fő oka a kontraszt javítása, a denzitás csökkenést a csőfeszültség emelésével végezni nem célszerű, mivel a kontrasztot pont az ellenkező irányban változtatja.

### Film/erősítőernyő

A film és az erősítőernyő is hatással van a denzitásra. Az erősítőernyő foszforszemcséi a röntgen fotonokat fény fotonokká „alakítják”, ugyanakkor valamelyest gyengítik a keletkező fényt. Amikor az ezüsthid kristályok a film emulziójában a látens képet kialakítják, egyben megteremtik a fémes ezüstkiválás, azaz a denzitás fizikai alapját. Az erősítőernyő relatív sebessége az a paraméter, amely az erősítőernyőt jellemzi és segít a technikai faktorokat optimálisan beállítani. Ahogy a relatív sebesség (RS) növekszik, az azonos denzitáshoz szükséges expozíció mennyisége csökken. A relatív sebesség kompenzálásához a mAs érték állítását lehet használni, mivel az expozíció és a mAs egymással egyenesen arányos:

$$mAs_1/mAs_2 = RS_2/RS_1$$

### Előhívás

Az előhívási körülmények a denzitást igen nagymértékben befolyásolni tudják, a denzitás, kontraszt és az alaphomály paraméterek ellenőrzése a minőség-ellenőrzés legfontosabb elemei. A denzitás növekszik, ha az előhívó oldat hőmérséklete, az előhívási idő nő, vagy ha a hívót gyakrabban frissítjük. A denzitás csökken, ha az előbbi tényezők ellentétesen változnak, vagy ha az előhívó oldat szennyeződik.

### Kontraszt

A kontraszt azon két fotográfiai tulajdonság egyike, mely a részletek láthatóságát meghatározza. A részletek láthatósága a radiográfiai kép egy olyan tulajdonsága, mely lehetővé teszi az emberi szem számára, hogy megfelelő kontraszt (és denzitás) esetén strukturális részleteket lássunk. A radiográfiai kontraszt nem más, mint az egymás mellett lévő denzitások közötti különbség. Matematikailag az egymás mellett lévő denzitások közti különbség hányadosával vagy százalékával fejezhetjük ki, melyek a gyakorlatban a fehértől különböző szűrkek árnyalatán keresztül a feketéig terjed.

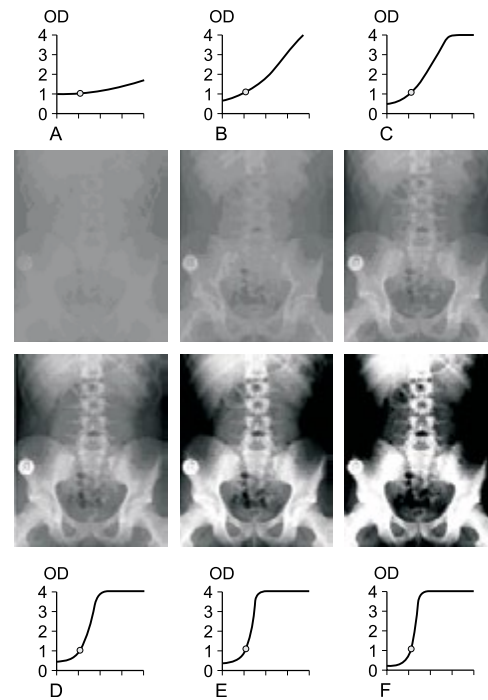
Mivel a kontrasztot a különböző denzitások alakítják ki, ezért a kontraszt megértéséhez a denzitás szabályozásának lehetőségeit pontosan érteni kell. Bár a kontrasztot egy független tényezőnek tekintik annak következtében, hogy különböző denzitások építik fel, viszonylag nehéz elkülöníteni a kontraszt értékelését a denzitás általános megítélésétől. Ebből következik, hogy a denzitás bármilyen irányú változása a kontrasztot is befolyásolja.

### A kontraszt leírása

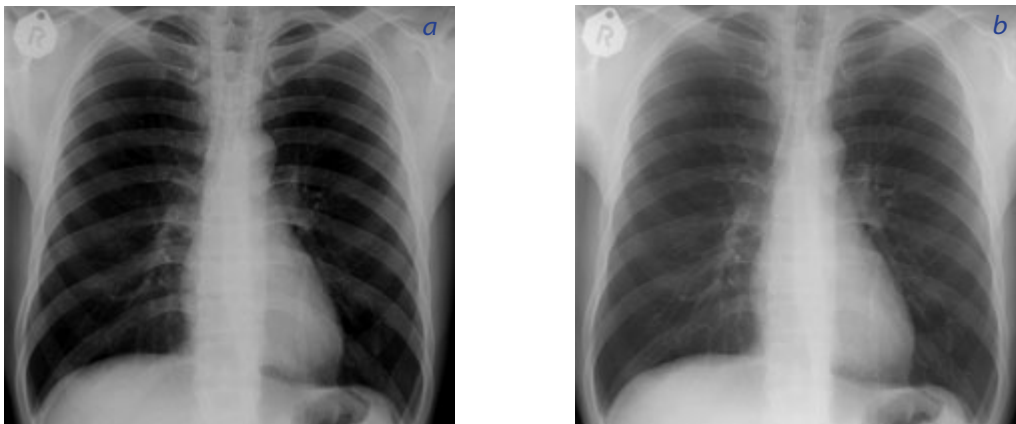
Ha egy képen az egymás mellett elhelyezkedő denzitások közti különbség nagy, akkor annak a kontrasztja magas, és a képen csupán néhány szürke árnyalat van jelen. Ezzel ellentétben, ha a denzitáskülönbség kicsi, akkor a kép alacsony kontrasztú és több szürke árnyalat van jelen a képen (11.5. ábra). Az ábrán az A–F képsorozaton fokozatosan egyre kevesebb szürke árnyalat van jelen, az A kép kontrasztja a legalacsonyabb, az F kép pedig a legmagasabb.

Ahogy az egymás mellett elhelyezkedő denzitások különbsége nő, egyre kevesebb a megkülönböztethető szürke árnyalatok száma, és a kontraszt növekszik, ez természetesen fordítva is igaz.

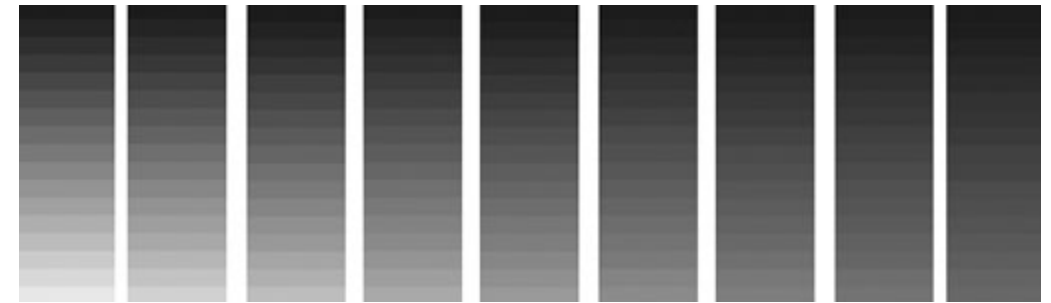
A gyakorlatban gyakran használják azt az egyébként helytelen elnevezést, hogy egy kép jó kontrasztú, mellyel a magas kontrasztra utalnak, ami nem biztos persze, hogy jó. Valójában az alacsony kontraszt mellett a denzitások közti különbség jobban megítélhető, ezért több diagnosztikus információt tartalmaz. A 11.6. ábrán jól megfigyelhető, hogy az alacsony kontrasztú képen (b) a tüdő struktúrái sokkal jobban megítélhetőek.



**11.5. ábra** Kontrasztváltozás egy digitális hasi felvételen, megtartott denzitás érték mellett. A kontrasztváltozást mutatja a  $D \log E$  görbe. A kontrasztgörbe meredekebb és rövidebb lesz A–F irányba, a denzitás értéke megtartott. Az optimális kontraszt egy diagnosztikus felvétel esetén: C. Az x-tengely a relatív expozíciót mutatja



**11.6. ábra** Alacsony és magas kontraszt. (a) Mellkasfelvétel 80 kVp esetén. (b) Mellkasfelvétel azonos betegnél 110 kVp esetén



**11.7. ábra** Kontrasztbeli variációk. A kVp emelése növeli a szürke árnyalatok számát, ill. a kontraszt terjedelmét

A kontraszt érzékelése nem csupán a látórendszerrel függ össze, hanem pszichés elemei is vannak. Van egyedi különbség a látórendszer teljesítőképességének vonatkozásában, és még inkább nagy különbségek lehetnek az egyes egyének élményei, tanulmányai/tudása között. Talán pontosabb lenne a kérdést úgy megközelíteni, hogy az egyéneknek más és más „kontrasztérzékenysége”.

A magas kontrasztú képek a gyakorlatlan vizsgálónak előnyösebbnek tűnhetnek, ugyanakkor, a radiográfus és a radiológus pontosan tudja, illetve felismeri, hogy az alacsony kontrasztú kép sokkal több információt tartalmazhat. Ha egy képen minden denzitás ugyanolyan lenne, azon a képen nem lenne kontraszt és valójában nem lenne kép sem. Tehát egy képen annál több információ van, minél több denzitás van jelen, következésképpen számos kontrasztkülönbség is.

Kontrasztlépcsőnek hívjuk a látható szürke árnyalatok sorozatát, illetve számát. Rövid kontrasztlépcső esetén a denzitások közötti különbség nagy, és ezért kevés denzitásfajta van jelen. Ennek ellentéte a hosszú kontrasztlépcső, mely kis denzitásdifferenciákat jelent, ezért sok denzitásfajta látható a képen (11.7. ábra). Értelmszerűen a rövid kontrasztlépcső magas kontraszttal, a hosszú kontrasztlépcső alacsony kontraszttal jellemezhető.

A digitális képfeldolgozás bevezetése óta megkülönböztetünk fizikai és látható kontrasztot. A fizikai kontraszt az a teljes denzitástartomány, melyet a receptor rögzített. A látható kontraszt azt a denzitástartományt jelenti, melyet az emberi szem egy képen lát. Ez utóbbi a fizikai kontrasztnak csak egy része, és a diagnózist is csak ebből az információból kaptuk korábban a filmalapú radiográfiában. A számítertechnika lehetővé teszi a teljes fizikai denzitástartomány kiértékelését, mely jelentős segítséget jelent a képalkotó diagnosztikában.

### A kontraszt módosítása

A receptorfelület sok olyan denzitást rögzít, melyet az emberi szem nem lát. A kívánatos kontrasztól függően a rögzítésre kerülő denzitástartományt különböző módokon lehet „összenyomni vagy kitágítani”, mint például a **D log E görbe** változtatásával, a  $kV_p$  beállítással vagy a computer segítségével végzett utólagos beállításokkal.

A denzitástartomány megválasztásával a receptoron rögzített fizikai kontrasztból kiválaszthatjuk a látórendszer számára értékelhető kontrasztot.

### Radiográfiai kontraszt

A radiográfiai kontraszt két összetevőből épül fel: egyrészt a vizsgált anatómiai struktúrából (tárgykontraszt) másrészt a film kontrasztjából (filmkontraszt).

### Filmkontraszt

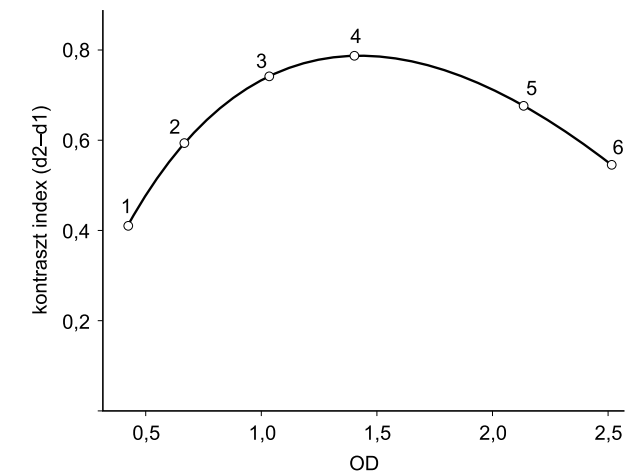
A filmkontraszt az a denzitástartomány, melyet a receptor, azaz a film rögzíteni tud, matematikailag ezt a **D log E görbe** írja le. A filmkontrasztot négy tényező határozza meg: az erősítőernyő, denzitás (OD), **D log E görbe** és az előhívás.

### Erősítőernyő

Az erősítőernyő funkciójából fakadóan a képnek magasabb kontrasztot ad. Bár a pontos oka nem ismert, egy röntgensugárral exponált film kontrasztja mindig alacsonyabb, mint hogyha ugyanazt a filmet az erősítőernyőn keletkező fényvel exponáljuk. A legvalószínűbb magyarázat az lehet, hogy a film röntgenfotonokra másként reagál. A **D log E görbe** drámaian változik, ha egy fényexponációra tervezett filmet röntgenfotonokkal exponálunk. Az erősítőernyő sebességének nincs érdemi hatása a kontrasztra.

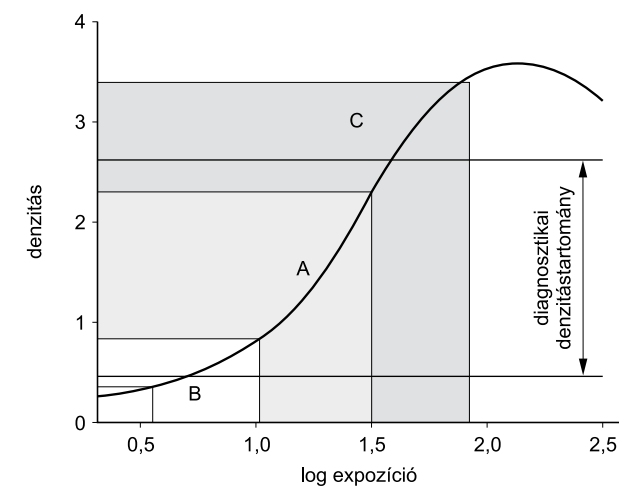
### Denzitás

A filmkontraszt a filmdenzitással együtt változik, melyet a 11.8. ábra mutat. Az ábrán jól látható, hogy van egy olyan denzitástartomány, mely maximális kontrasztot biztosít. Ha a denzitás túlzott mértékben megváltozik, akkor a kontraszt is csökkenni fog, mint például a **D log E görbe** perifériás részein. Ha a  $kV_p$  állandó, akkor az expozíció aktuális értékét a mAs és a távolság határozzák meg.

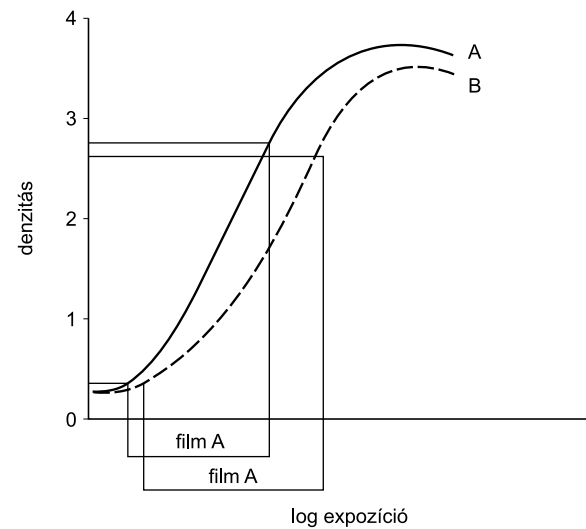


11.8. ábra Kontraszt index az optikai denzitás összefüggése. A legjobb kontrasztérzékelés az OD 1,0-2,0 tartományban van

Megfelelően expozíciónál a filmen kialakuló denzitásértékek a D log E görbe látható tartományába esnek. Ha az expozíció a denzitásokat a görbe kezdeti vagy végső szakaszára helyezi, a görbe sokkal kevésbé meredek, és ezért a kontraszt is lényegesen rosszabb (11.9. ábra).



11.9. ábra Képdenzitás hatása a kontrasztra



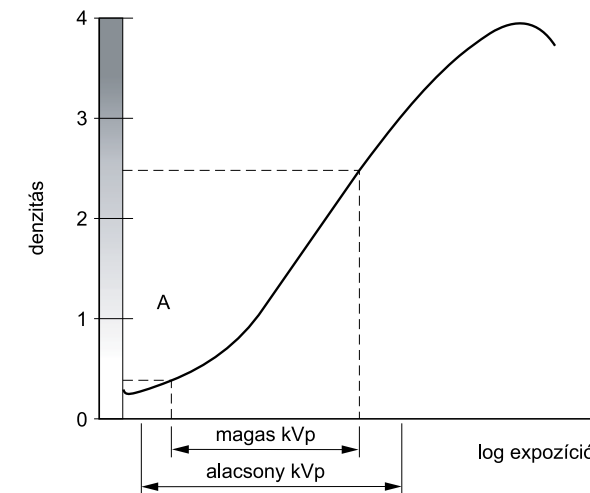
11.10. ábra  $D \log E$  görbe hatása a kontrasztra. A görbe meredekegével arányosan növekszik a kontraszt

### $D \log E$ görbe

A  $D \log E$  görbe alakját alapvetően a filmemulzió fizikai összetétele határozza meg. Ahol a görbe meredek, ott a kontraszt is jó. A 11.10. ábrán demonstrált „A” film nagyobb kontrasztot biztosít, mint „B” film, mivel az „A” görbe meredekebb, ezért a látható denzitástartomány egy szűkebb expozíciós intervallumban helyezkedik el. Az „A” film tehát egy magas kontrasztú, szűk megvilágítás-terjedelemben bíró film, míg a „B” film alacsonyabb kontrasztot biztosít és szélesebb expozíciós tartományban használható.

### Előhívás

Az előhívási idő, hőmérséklet és az elhasznált vegyszerek növelik a filmen a kémiai homályt és ezek a tényezők a  $D \log E$  görbe meredekegét csökkentik, különösen a kezdeti szakaszon (11.11. ábra). Bármelyik előhívási tényező, mely befolyásolja az alaphomályt, a kontrasztot is megváltoztatja. A hívó hőmérséklete, a hívási idő, a hívó frissítése és szennyezése azok az elsődleges tényezők, melyek a homály szintjét meghatározzák. Az előhívásnak is megvannak az optimális körülményei, melyektől való eltérés értelemszerűen csökkenti fogja a kontrasztot. Ha a hívót fixírral szennyezzük, a homály nőni és a kontraszt csökkenni fog, mivel a hívóban lévő redukáló anyagok a pH változása miatt kevésbé tudják kifejteni hatásukat.



11.11. ábra A kémiai homály hatása a kontrasztra. (A) görbe esetén a megnövekedett homály emeli a görbe kiindulási pontját és csökkenti a görbe meredekegét. Ennek hatására csökken a kontraszt

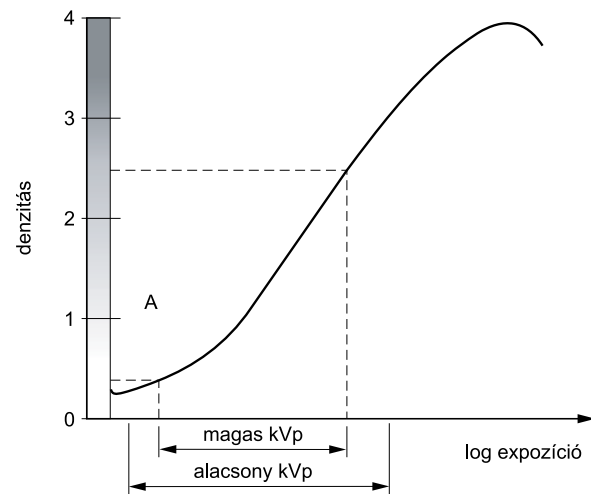
### Tárgykontraszt

A tárgykontraszt a röntgensugár intenzitásbeli különbségét jelenti, miután a sugárnyaláb a vizsgálandó tárgyon áthaladt. A tárgykontraszt függ a csőfeszültségtől és a vizsgálandó anyag mennyiségétől és típusától.

### Csőfeszültség

A tárgykontrasztot elsődlegesen a  $kV_p$  határozza meg. Ha a  $kV_p$ -t növeljük, akkor egy szélesebb fotonenergia-tartomány alakul ki. A szélesebb fotonenergia-tartomány miatt a fotonoknak nagyobb a szöveti penetrációjuk, mely a filmen egy szélesebb denzitástartományt alakít ki, ezáltal összességében alacsonyabb kontrasztot.

Mindaddig, amíg a  $kV_p$  beállítás és a szöveti penetráció megfelelő, az alacsony  $kV_p$  adja a legmagasabb tárgykontrasztot. Ha azonban a  $kV_p$  túl alacsony, a fotonok nagy része nem éri el a filmet, mivel a vizsgált tárgyban (páciensben) abszorbeálódnak. Az alacsony  $kV_p$  azért eredményez nagy tárgykontrasztot, mert az alacsony energiájú fotonok többsége a vastagabb struktúrákban abszorbeálódnak, de a vékonyabb struktúrákon áthatol. Magas  $kV_p$  esetén a tárgykontraszt csökkenni fog, mert a fotonok áthatoló képessége hasonló lesz a vastag és vékony struktúrák tekin-



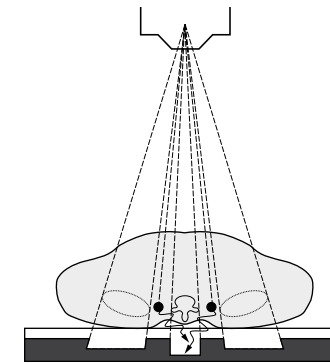
**11.12. ábra** A  $kV_p$  hatása a kontrasztra. Magas  $kV_p$  esetén a transzmittált fotonok terjedelme egy szűkebb relatív expozíciós tartományt fog be. Alacsony  $kV_p$  esetén túl széles a relatív expozíció tartomány, így nem képes megjeleníteni a látható denzitási tartományon belül. Alacsony  $kV_p$  esetén az alacsony és magas foton intenzitások egy része nem lesz látható

tetésben. A  $kV_p$  tárgykontrasztra gyakorolt hatását  **$D \log E$  görbén** is tanulmányozni lehet (11.12. ábra). Az ábrán az expozíciót adó fotonintenzitás-tartomány látható alacsony és magas  $kV_p$  esetén ugyanazon a filmtípuson.

A magas  $kV_p$  egy szűkebb relatív expozíciós tartományt fog be, mely a  **$D \log E$  görbén** látható denzitástartományon belül helyezkedik el. Alacsony  $kV_p$  esetén egy tágabb relatív expozíciótartomány érintett, mely a  **$D \log E$  görbén** nem látható denzitástartományokra is kiterjed. Ebből az következik, hogy a legalacsonyabb és legmagasabb expozíciók a nem látható denzitástartományba kerülnek. Ha a  $kV_p$ -t emeljük, akkor az előzőleg nem látható denzitáskülönbségek láthatóvá válnak, következésképpen diagnosztikailag fontos információk jelennek meg.

A fentiek könnyen érthetővé válnak, ha a mellkasfelvételt egy bordafelvétellel hasonlítjuk össze. A mellkasfelvétel esetén a magas  $kV_p$  széles tartományban láthatóvá teszi a radiográfiai denzitásokat. Így mind a levegővel telt tüdő, mind pedig a csontos struktúrák a látható denzitástartományba kerülnek. Egy ilyen felvételen nincsenek alul- vagy túlexponált struktúrák.

A bordafelvételnél az alacsony  $kV_p$  célja, hogy a tüdőszövet és a csontos struktúrák közti különbség hangsúlyozottá váljon. A levegővel telt tüdőnek magasabb, a csontos struktúráknak viszont alacsonyabb denzitása lesz a mellkasfelvételhez képest.



**11.13. ábra** Szórt sugárzás hatása a kontrasztra. A szórt sugárzás képdensitás-változást (és helytelen információt) eredményez magas denzitású terület mögött (pl. gerincoszlop mögött). A szóródás akadályozza a csont fény-árnyék megjelenítését a filmen

A  $kV_p$  mellett a szórt sugárzásból származó homálnak is fontos szerepe van a kontraszt kialakításában. Ahogy a  $kV_p$ -t emeljük, a Compton-kölcsönhatás aránya is emelkedik. Ebből fakadóan a szórt sugárzás mennyisége nő, mely a kontrasztot csökkenti. A szórt sugárzás emeli a  **$D \log E$  görbe** kiindulási értékét és csökkenti a görbe meredekségét. Ez okozza, hogy a kis denzitáskülönbségeket a köd „eltünteti”, és ezek egymástól már differenciálhatók (11.13. ábra).

Az ilyen képen eltűnik a „tisztá fehér” terület, és egyben kisebb lesz a kép kontrasztja. A képen megjelenő homálnak a szórt sugárzáson kívül lehetnek más okai is, mint például a filmet érő hőhatás, az alacsony szintű ionizáló sugárzás, kémiai hatások. Az előhívás során keletkező homályképződésről, illetve annak okairól már szóltunk. A radiográfusnak folyamatosan ellenőrizni kell a készülő képek minőségét és eliminálni minden olyan tényezőt, mely a kép kontrasztcsökkenéséhez vezet.

### A vizsgálandó anyag mennyisége

A vizsgálandó anyag mennyisége függ az adott testrész vastagságától és a mező méretétől. Ez a két tényező határozza meg a receptorhoz érkező röntgenfotonok mennyiségét. Ahogy a testrész vastagsága nő, ezzel arányosan nő a röntgensugár abszorpciója is. Az eltérő vastagságú részek között kialakuló abszorpciós különbség a tárgykontrasztot jelentős mértékben befolyásolja. Ha ez a különbség az egymás mellett elhelyezkedő struktúrák között nagy, akkor a tárgykontraszt is megnő, míg ha kicsi, csökken a tárgykontraszt is. A testrész vastagságának és a mezőméretnek a növekedésével a szórt sugárzás mennyisége is megnő, mely csökkent tárgykontrasztot eredményez.

## A vizsgálandó anyag típusa

A vizsgálandó anyag típusát az adott struktúrát felépítő atomok rendszáma és sűrűsége határozza meg, így mindkét tényező hatással van a tárgykontrasztra. Nagy rendszámú atomok, úgymint ólom, jód, bárium a röntgensugárzást nagyobb mértékben abszorbeálják, mint az alacsony rendszámú atomok (hidrogén, szén, kalcium). Ennek oka, hogy a nagy rendszámú atomokban sokkal több elektron van, mely növeli a röntgenfoton–anyag kölcsönhatás gyakoriságát. Ha az egymás mellett elhelyezkedő szöveteket felépítő atomok rendszáma jelentősen különbözik, akkor a tárgykontraszt is nőni fog. Ez az alapja annak, hogy az átlagosan viszonylag nagy rendszámú csontok és a mellettük elhelyezkedő lágyrészek közötti kontraszt nagy. A kontrasztanyagok szintén ezen az elven működnek.

A sűrűség azt jellemzi, hogy az atomok egymáshoz milyen közel vannak. Ha az egymás mellett elhelyezkedő szövetek sűrűségében nagy különbség van, akkor a tárgykontraszt is nagyobb. Erre példa a tüdőszövet és a mellkasban lévő lágyrészek közti lényeges kontrasztkülönbség.

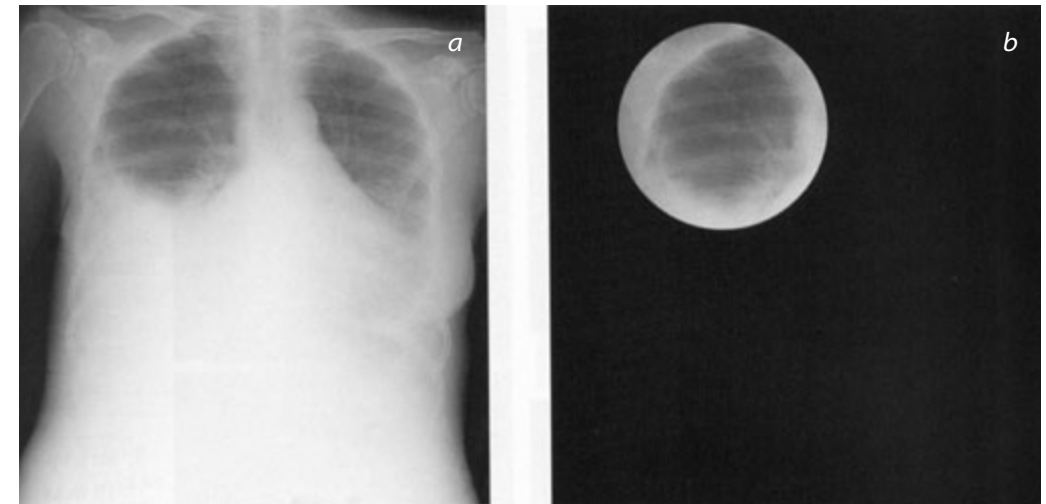
## A kontraszt értékelése

A látható kontraszt értékelésének legfontosabb szempontja, hogy a megfelelő denzitástartomány szintén látható legyen a vizsgálat szempontjából fontos anatómiai területen. A megfelelő denzitás önmagában azonban nem elég, mivel a kérdéses anatómiai struktúra csak akkor látható, ha elegendő kontraszt is jelen van a különböző denzitások között. A látható denzitástartományról korábban már említettük, hogy az emberi látórendszer számára  $OD = 0,25-2,50$ .

A denzitás értékelésével ellentétben a kontraszt megítéléséhez nem elegendő a megfelelő denzitás a látható tartományban. Egy adott vizsgálatnál elegendő számú és különbségű denzitásra van szükség, hogy adekvát kontrasztot lehessen megítélni. Nem elhanyagolható szempont, hogy ezt a képességünket jelentősen befolyásolja a tapasztalat, mint az anatómia, élettan, patológia, csak úgy, mint a technikai faktorok pontos ismerete.

Mivel egy radiográfiai képen több információ van, mint amennyit látunk, a diagnosztikai szempontból fontos kontraszt attól függ, hogy a látható kontraszttartományban milyen denzitások vannak. Bizonyos szempontból az alacsony kontrasztú képeken több információ lehet, de a leglényegesebb szempont, hogy hányféle denzitás különböztethető meg egy adott területen.

Az emberi szem képessége korlátozott a világos és sötét árnyalatok elkülönítésében. A szélső értékeket a már említett OD érték adja meg, mely egyben kijelöli a szürkességi skála két szélső pontját. Ha további szürke árnyalatokat helyezünk el a két pont közé, minden egyes árnyalat csökkenteni fogja a két árnyalat közti denzitáskülönbséget, illetve kontrasztot. A szürke árnyalatok



**11.14. ábra** Kontraszt maszk alkalmazása. (a) Egy mellkasfelvétel kontraszt megítélése nehéz, mert túl világosnak tűnik. (b) Ugyanaz a felvétel kontraszt maszk alkalmazása esetén a jobb tüdő felső lebenyén javítja a kontraszt megítélését

további hozzáadásával elérkezik az a pont, amikor két szürke árnyalat között nem látunk különbséget. Ezt a pontot egyéni képességek is befolyásolják, de alapvetően 30%-os denzitáskülönbség kell, hogy a két árnyalatot egymástól elkülöníteni tudjuk. Nagy tapasztalattal és gyakorlattal bíró szakemberek már 15%-os különbséget is meglátnak, mely azt jelenti, hogy kétszer annyi szürke árnyalatot tudnak megkülönböztetni, mint az, akinek 30%-os denzitáskülönbségre van szüksége a két árnyalat elkülönítéséhez.

A kontraszt megítélése rendkívül nehéz lehet még tapasztalt radiográfus számára is akkor, ha a kép denzitása rossz; csak megfelelő denzitástartomány esetén lehetséges a kontraszt effektív megítélése. Az emberi látórendszer a kontrasztértékelés során az egymással szomszédos denzitásokat tudja jól értékelni, ezért néha rendkívül hasznos lehet a vizsgálandó terület környezetének kitakarása (11.14. ábra).

## A megfelelő $kV_p$ kiválasztása – a $kV_p$ mint kontrasztmeghatározó tényező

Nincs egységes szabály arra vonatkozólag, hogy adott vizsgálatnál mennyi és milyen kontraszt szükséges. A legtöbb radiológus általában viszonylag egyenletes kontrasztot tart kívánatosnak, mivel így a különböző projekciókban készült felvételek könnyebben összehasonlíthatóak.

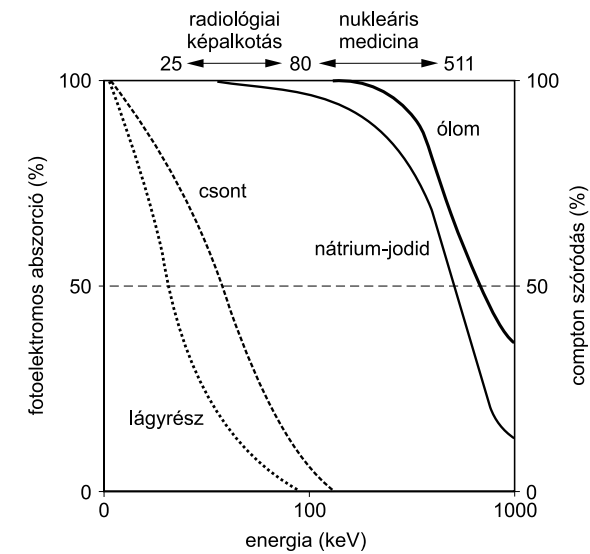




11.15. ábra A kontraszt hatása a kép minőségre. Hasi felvételek 60 – 80 – 100 kVp esetén

A 11.15. ábra demonstrálja a kontraszt képminőségre gyakorolt hatását. Ebben a képsorozatban a kontraszt a  $kV_p$  értékével együtt változik. Ne felejtjük el, hogy a kontraszt azonos  $kV_p$ -re, de különböző szövetvastagság esetén is eltérő lehet. Amennyiben a  $kV_p$ -t változtatjuk, a mAs értékkel kompenzálni kell az azonos expozíció elérése miatt a beállítást, hiszen a különböző kontrasztok összehasonlítása csak azonos denzitás mellett lehetséges. Ennek érdekében a 15%-os szabályt kell alkalmaznunk. A  $kV_p$  tartománytól függően a kontrasztban értékelhető eltérés csak a  $kV_p$  4–15%-os változása esetén jön létre. Ha egy felvétel a kontrasztviszonyok miatt nem elfogadható, akkor legalább 8–15%-kal kell változtatni a csőfeszültséget, vagy ezen értékek többszörösével. Más szóval, ha egy felvétel a kontraszt miatt nem igényel legalább 8%-os  $kV_p$  változtatást, akkor a felvételt nem érdemes megismételni.

Bizonyos esetekben kívánatos lehet a  $kV_p$  csökkentése a kontraszt fokozása céljából, amit az expozíció szempontjából a mAs emelése követ. Így például egy hasi felvételnél a 90  $kV_p$  alkal-



11.16. ábra Fotoelektromos abszorpció és Compton-szóródás százalékos hatása az energiára különböző szöveteknél

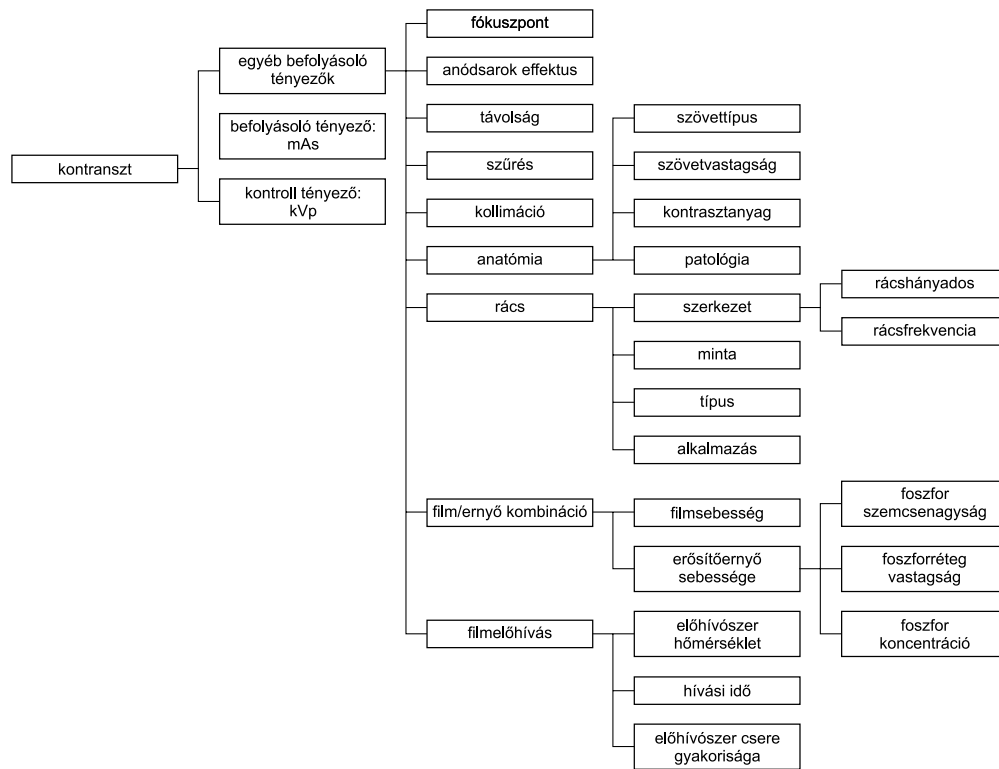
mazása alacsony kontrasztot ad. Ha ezt a felvételt 70  $kV_p$ -vel ismétljük, lényegesen magasabb kontrasztot kapunk, melynek elsődleges oka az alacsonyabb mértékű szórt sugárzás. A vastagabb lágyrészeknél tehát a  $kV_p$  emelése ellentétes eredménnyel jár a fokozott Compton-szóródás miatt.

A kontrasztviszonyokat megbecsülhetjük az átlagos beeső fotonenergia és az átlag belső héj kötési energia viszonyának tanulmányozásával (11.16. ábra). Ha például a csontstruktúrákat akarjuk maximális kontraszttal ábrázolni, akkor a technikai faktorokat úgy kell állítani, hogy a fotoelektromos kölcsönhatás aránya a csontszövetben maximális legyen.

## A kontrasztot befolyásoló tényezők

A kontrasztot kontrolláló tényezőnek van a képkontrasztra a legnagyobb hatása, ugyanakkor a befolyásoló tényezőknek, bár kisebb, de nem elhanyagolható (indirekt) szerepe lehet (11.17. ábra). Ahogy a fentiekben tárgyaltuk, a csőfeszültség ( $kV_p$ ) a kontraszt kontrolláló, azaz elsődleges meghatározó tényezője. Ha a  $kV_p$ -t növeljük, a kontraszt csökken, ha a  $kV_p$ -t csökkentjük, a kontraszt nő.

Bizonyos készülékekben a  $kV_p$ -t a generátor típusa is befolyásolhatja, hiszen ha nem állandó feszültségű generátorral dolgozunk, akkor az effektív  $kV_p$  értékét kell figyelembe venni. A csőfeszültség egyben a szórt sugárzás mennyiségét is befolyásolja, tehát a  $kV_p$  emelésével a szórt sugárzásból eredő homály nő, azaz a kontraszt csökken. A radiográfusnak az ajánlott  $kV_p$  beállításokat az



11.17. ábra Radiográfiai képminőség: kontrasztot befolyásoló tényezők

egyedi esetekhez kell igazítani, mivel figyelembe kell vennie a beteg testméreteit, a patológiás eltérés mibenlétét, a beállítást és a készülék tulajdonságait is.

## mAs

A mAs határozza meg a film denzitását, és ez által közvetett módon befolyásolja a kontrasztot. Ha a mAs változása az emberi látás számára nem értékelhető tartományba tolja a denzitást, akkor a kontraszt is csökken (ld. 11.9. ábra).

## Fókuszterület

A fókuszterület mérete a denzitásra is mérsékelt hatással bír, ezért a kontrasztot gyakorlatilag nem befolyásolja.

## Anódsarok effektus

Mivel az anódsarok effektus a sugárzás intenzitására, azaz a filmdenzitásra van hatással, ezért a kontrasztot is befolyásolhatja. A sugárzás intenzitása a cső katód felőli oldalán nagyobb. Az anód-katód oldal közötti különbség a kontrasztot azonban lényegesen nem befolyásolja.

## Távolság

A fókusz–film távolság a sugárnyaláb intenzitását a négyzetes sugárfogyás szabálya alapján befolyásolja, és ennek következtében a film denzitását és kontrasztját is. A távolság növekedésével csökken a denzitás és fordítva ugyanúgy, mintha a mAs-t változtatnánk. A tárgy–film távolság a légréstechnikánál lehet jelentős a kontraszt szempontjából, mivel ennek növelése csökkenti a receptort érő szórt sugárzás mennyiségét, azaz javítja a kontrasztot.

## Filtráció

A filtráció növeli a sugárzás átlagos foton energiáját, ezáltal bármely típusú filtráció befolyással van a denzitásra és a kontrasztra is. A filtráció ugyanakkor csökkenti a sugárnyaláb intenzitását, melynek következtében csökken a denzitás és a kontraszt. Az átlagos fotonenergia növekedése viszont növeli a szórt sugárzást, és ez a kontrasztot csökkenti.

## Sugárnyalábkontroll

A sugárnyalábkontroll, azaz a mező csökkentése a képkalkotásban résztvevő fotonok mennyiségét csökkenti, ezáltal kisebb lesz a szórt sugárzás és jobb lesz a kontraszt.

## Anatómia

Mivel maga a páciens okozza a sugárzás gyengülését, a vizsgálandó testrészt felépítő szövetek mennyisége és típusa jelentős hatással bír a denzitásra és a kontrasztra is. Ha a szövetvastagság nő, abban nő a szórt sugárzás is, mely a kontrasztot csökkenti. Hasonló hatású a szövet fizikai sűrűségének növekedése. Ha az átlagos rendszám nő, például kontrasztanyag esetén, akkor a fotoelektromos abszorpció aránya nő, mely magasabb kontrasztot okoz.

## Rácsok

A rács elsődleges szerepe a kontraszt javítása, mely a szórt sugárzás eltávolítása következtében jön létre. Hogy a kontraszt mennyivel javul, az függ a szórt sugárzás mennyiségétől és ez utóbbi pedig a  $kV_p$ -től, valamint a szövet mennyiségétől és típusától. A rács által létrejött kontrasztjavulás mérhető a ***D log E görbe*** egyenes szakasza meredekségével.

## Film/erősítőernyő

A ***D log E görbét*** elsődlegesen az emulzió fizikai összetétele határozza meg. Ha a görbe meredekebbé válik, akkor a kontraszt emelkedik. Az erősítőernyők működésükből fakadóan magasabb kontrasztú képeket biztosítanak. Az erősítőernyő nélkül exponált film mindig alacsonyabb kontrasztal rendelkezik, mint az erősítőernyővel készített.

## Előhívás

Az előhívási idő és a hőmérséklet növekedése a filmen megjelenő kémiai homály mértékét emeli, ezek a változások csökkentik a ***D log E görbe*** meredekségét, mely csökkent kontrasztot okoz. Az optimálisnál kisebb előhívási idő és a hőmérséklet ugyanakkor csökkenti a film denzitását, mely szintén a kontraszt romlásával jár.

## 12. fejezet

# Geometriai képtulajdonságok

*Bogner Péter*

A röntgenképalkotásban két fő geometriai képtulajdonságról beszélhetünk: a felbontásról és a torzításról. A felbontás a megfelelő strukturális információ miatt fontos, mely a különböző radiográfiai modalitásokban eltér, így pl. a mammográfiában lényegesen jobb felbontás szükséges, mint egy dinamikus fluroszkópiás vizsgálatnál. A torzítás viszont részben a hagyományos röntgenképalkotás természetéből fakad, ugyanakkor a felvét elkészítésénél ezt minimalizálni vagy hibás beállítással fokozni lehet.

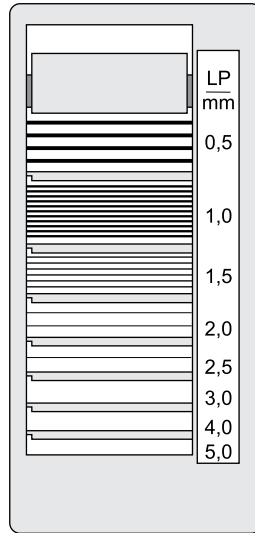
## Felbontás

### A felbontás megítélése

A felbontás a radiográfiai képminőség egyik geometriai tulajdonsága. A kép fotográfiai tulajdonságával, azaz a denzitással és a kontraszttal ellentétben, melyek a részletek láthatóságát biztosítják, a geometriai tulajdonságok a felbontást saját maguk kontrollálják. A felbontás a geometriai élességnek vagy a pontosságának a mértéke, melynek segítségével a képen rögzített strukturális vonalakat látni lehet. Jó felbontás akkor is lehet a képen, ha ez nem is látszik jól, a denzitás- vagy kontrasztproblémák miatt. A felbontást, illetve felbontóképességet nagyon egyszerűen tudjuk értékelni és könnyen lehet korrigálni a hiányosságait.

A felbontást, illetve a felbontóképességet hívhatják még élességnek vagy részletességnek is, melyet könnyen kvantifikálhatunk, és ezt egy származtatott egységgel tesszük. A felbontás mértékegysége a vonalpár/mm (line pair/mm = lp/mm vagy lp/cm, modalitástól függően). A radiográfiai felbontást egy olyan eszközzel ellenőrzik, amely különböző vastagságú vonal párokat tartalmaz egy adott távolságon (12.1. ábra).

Az a pont, ahol a vizsgáló a két egymáshoz legközelebb eső vonalpárat még el tudja különíteni, az adott lp/mm leolvasásával jellemezzük, és ez egyben függ az adott egyén képességeitől is. A legtöbb ember az 5 lp/mm tartományt tudja még elkülöníteni. Ez azt jelenti, hogy 5 lp/mm



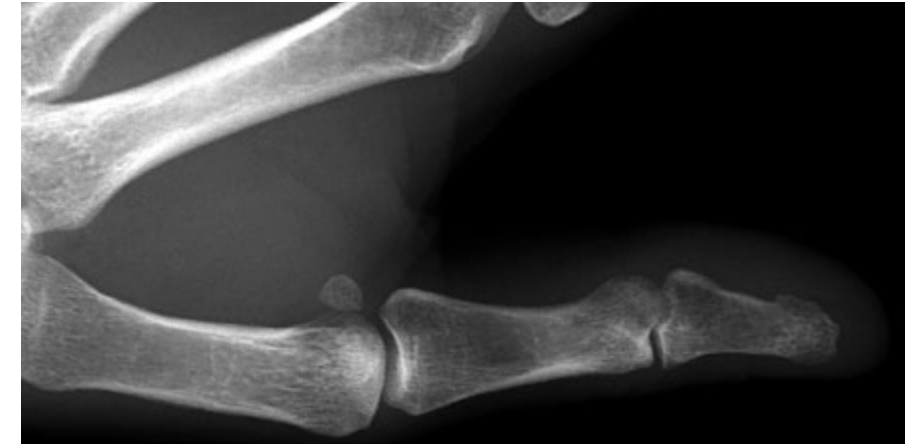
**12.1. ábra** A felbontóképesség meghatározására szolgáló eszköz. Az lp/mm meghatározása a még szabad szemmel látható legvékonyabb vonalak mellett szereplő érték leolvasásával történik

esetén minden vonal 0,1 mm széles, tehát ilyen vastagságú, ill. 0,2 mm távolságra eső struktúrákat tudunk elkülöníteni. Sajnos a legtöbb radiográfiai leképező módszer nem képes ilyen szintű felbontást nyújtani.

Bármelyik radiográfiai kép kevesebb részletet tartalmaz, mint a leképezett tárgy maga. Más szóval a radiográfiai kép sok anatómiai részletet tartalmaz, de sosem tartalmazza az egészet, amellyel az adott struktúra rendelkezik. Furcsa módon úgy is fogalmazhatunk, hogy a különböző módszerekkel történő leképezés során az egyes paraméterek beállításával a leképezés életlenségét szabályozzuk.

Tehát egy kép gyenge felbontása esetén a finom részletek pontos definíciója hiányzik. Ennek oka, hogy a tárgy által levett árnyék mértékéhez képest a periférián található félárnyék (penumbra) mértéke megengedhetetlen nagyságú. A felbontást legjobban nagykontrasztú és optimális denzitással rendelkező képeken lehet megítélni.

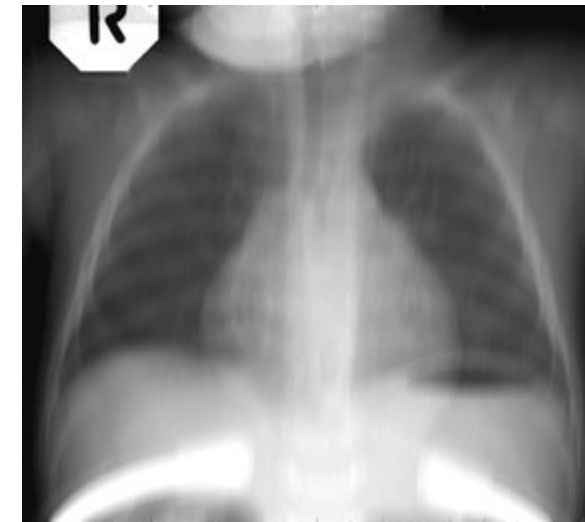
A felbontást a minőségbiztosítás során az arra megfelelő eszközzel kell ellenőrizni (12.1. ábra). Egy klinikai szituációban, ha kisebb struktúrákat vizsgálunk, akkor megfelelő információt kapunk a felbontásról. Így például egy kisebb csont trabecularis hálózatának vizsgálata jó támpont lehet az aktuális beállítások, illetve a felbontás minőségéről (12.2. ábra).



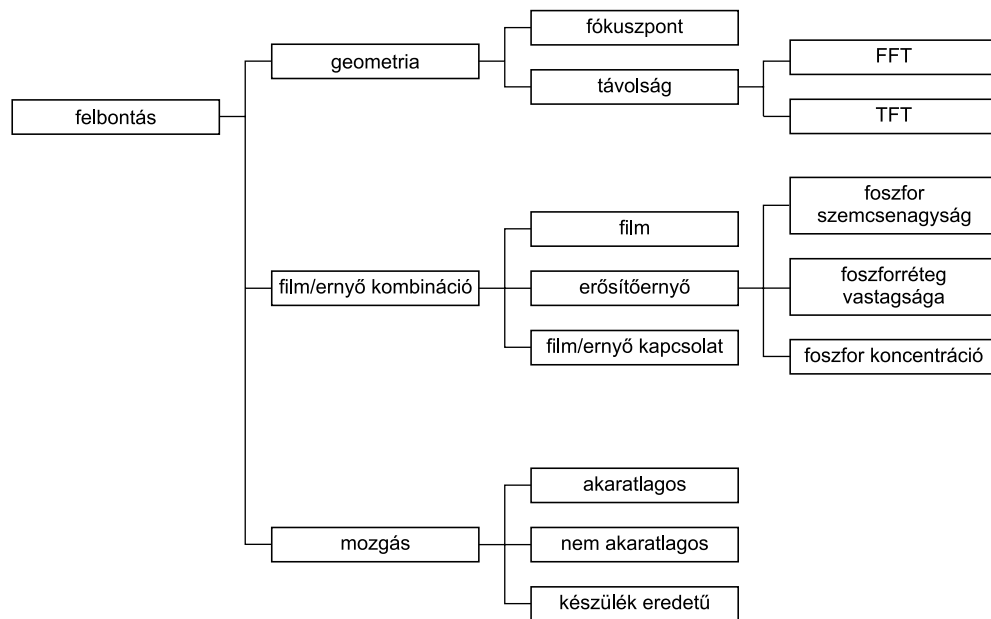
**12.2. ábra** Felbontás értékelése. Az ujjpercfelvétel jó felbontást mutat

### A felbontás hatása a kép megjelenésére

A felbontás hatással van a kép megjelenésére akár olyan finom részletek ábrázolásával, melyek szabad szemmel alig láthatók. Ha ezek a részletek a képről hiányoznak, akkor a képet gyakran elmosódottnak, homályosnak értékeljük.



**12.3. ábra** A rekeszizom, a szív és a belek okozta mozgási életlenség



12.4. ábra A felbontást meghatározó tényezők

A mozgásból származó életlenséget a kezdő radiológus/radiográfus gyakran nem veszi észre, mivel a különböző anatómiai struktúrák pontos ismerete még adott esetben hiányzik (12.3. ábra). A radiográfiai, anatómiai ismeretek mellett a klinikai tapasztalatnak is fontos szerepe van a mozgásból eredő életlenség megítélésében.

### A felbontást befolyásoló tényezők

A felbontást befolyásoló tényezőket a 12.4. ábra demonstrálja. Ha a 12.4. ábrán feltüntetett tényezőket megvizsgáljuk, akkor gyorsan rájövünk, hogy a felbontóképességet a dózis növelésével lehet csak javítani. Ebből az következik, hogy mérlegelés tárgyát képezi, hogy egy adott vizsgálatnál milyen felbontás szükséges, illetve, hogy a beteget a fölösleges sugárterheléstől hogyan tudjuk megóvni.

A felbontást az alábbi sorrend szerint tudjuk javítani:

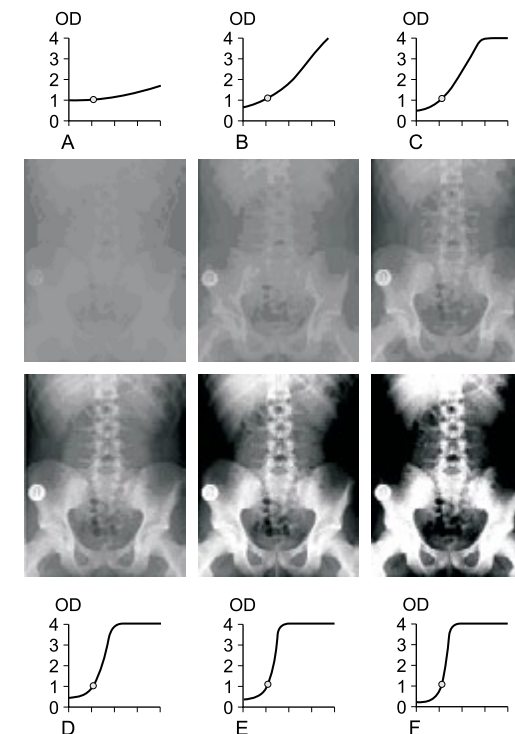
1. mozgás kiküszöbölése,
2. a tárgy–receptor távolság csökkentése,
3. a gyújtópont méretének csökkentése,

4. az erősítőernyő foszfor lencseméretének és koncentrációjának csökkentése,
5. a film–fókusz távolság növelése.

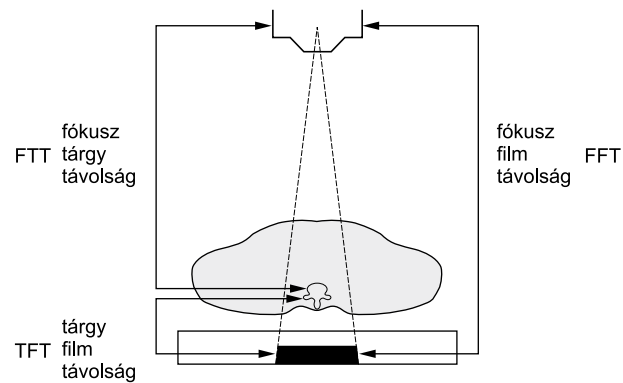
### Geometria

A legfontosabb tényező, mely a felbontást meghatározza, a sugárnyaláb geometriája. Mivel a röntgensugárnyaláb egy kis pontból indul (gyújtófókusz), és ahogy a sugárforrástól a fotonok távolodnak, azzal arányosan divergálnak.

Ennek jelentőségét a 12.5. ábra mutatja, ahol megfigyelhetjük, hogy a gerinc szintjében mennyivel nagyobb terület képeződik le, mint a testbe való belépés magasságában. Ennek alapja a négyzetes sugárfogyás, mely tehát a sugárnyaláb geometriájára is kihatással van.



12.5. ábra Sugárnyaláb divergencia. A gerinc síkjában a sugárnyaláb szélesebb, mint a testbe való belépés magasságában



12.6. ábra A felvételtechnikában fontos távolságok

## Távolság

A fókuszpont, a tárgy és a receptor közötti távolságok alapvetően meghatározzák a felbontást. Ahogy a 12.6. ábrán látható, a fókuszt–tárgy távolság (FTT), valamint a tárgy–receptor távolság (TFT) összege adja meg a fókuszt–detektor távolságot (FFT).

$$FFT = FTT + TFT \quad (SID = SOD + OID)$$

A felbontás javul, ha a tárgy–receptor távolság csökken és romlani fog, hogyha ez ellenkező irányban változik. Ezért szükséges a leképezendő struktúrát a filmhez minél közelebb pozicionálni.

A felbontás javul, hogy ha a fókuszt–film (detektor) távolság nő. Amennyiben a felbontást korrigálni szükséges, először a tárgy–receptor távolságot kell megvizsgálni. A felbontás javításához a minimális tárgy–receptor távolságot kell alkalmazni. Valójában a legtöbb beállítási protokoll úgy lett kialakítva, hogy a tárgy–receptor távolság a legkisebb legyen. Így például a mellkasfelvétel esetén a PA beállítás szükséges azért, hogy a szív minél közelebb essen a filmhez, hiszen ez kedvezőbb, mint az AP projekció. Az AP vese és AP lumbális gerinc beállítás szintén hasonló okokból lett kialakítva. A tárgy–receptor távolság minimalizálása szempontjából fontos megvizsgálni a beteget tartó felület (például asztallap) és a detektor távolságát. Így például az asztallap és a Bucky-tartó távolság szintén jelentős hatással lehet a tárgy–receptor távolságra. Természetesen minimális tárgy–receptor távolság alkalmazható azokban az esetekben, amikor nem használunk Bucky-rácsot, így például végtag-radiográfiában.

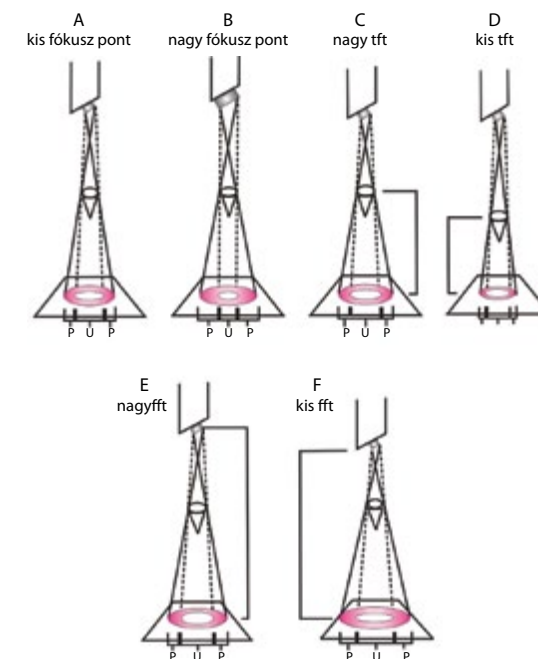
Ha a tárgy–receptor távolságot minimalizáltuk, a felbontást a fókuszt–detektor távolság növelésével tudjuk tovább javítani. Természetesen ezt az elvet is figyelembe vették a különböző felvételi pozíciók kialakításánál: a nyaki gerinc oldalfelvételt 180 cm-es fókuszt–receptor távolsággal végzik,

nem pedig 100 cm-rel, mivel ennél a felvételnél a tárgy–receptor távolságot nem lehet a váll miatt minimálisra csökkenteni.

## A fókusztterület mérete

A fókusztterület méretét a vonalfókuszt elv határozza meg. Az évek során számos technikai megoldás született annak érdekében, hogy az effektív fókusztterületet csökkentsék, emellett pedig a keletkező hő abszorpcióját maximalizálják. Az árnyékmag (umbra) az árnyéknak azon élesen határolt területe, mely a teljes árnyékot jelenti. A félárnyék (penumbra) az árnyékmagot körülvevő nem élesen határolt, elmosódott terület vagy karima. Fény esetén ez utóbbi terület részlegesen megvilágított, és ez különbözteti meg a teljes árnyéktól. A fókusztterület mérete a felbontás meghatározásában azért döntő, mivel ez kontrollálja a penumbrát.

A penumbra oka nem más, mint az a tény, hogy a röntgenfotonok nem egy pontszerű forrásból származnak. A 12.7.a-b ábra illusztrálja a fókusztterület nagysága által meghatározott umbrát



12.7. ábra Umbra és penumbra. Az umbra területére minimális foton mennyiség jut. A penumbra karimáját több foton éri, mint az umbra területén, melynek eredménye egy életlen árnyék az umbra körül. A FFT növelésével csökken a penumbra és javul a felbontás



és penumbrát. Látható, ahogy a fókuszterület mérete csökken, úgy csökken a penumbra is, melynek következtében jobb felbontást kapunk. A fókuszterület méreténél kisebb struktúrákat valójában nem lehet leképezni. A penumbra szélessége matematikailag is megfogalmazható:

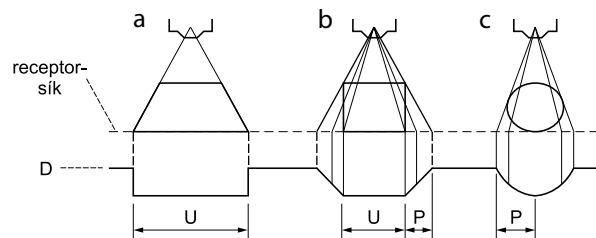
$$P = \text{fókuszterület mérete} \cdot \text{tárgy-receptor távolság} / \text{fókusz-tárgy távolság}$$

A 12.7.c–d ábra a tárgy–receptor távolság és a penumbra összefüggését demonstrálja, és megállapítható, hogy a tárgy–receptor távolság csökkenésével a penumbra is csökken. A 12.7.e–f ábrák pedig a fókusz–tárgy távolság és a penumbra összefüggését mutatják, ahol a penumbra a fókusz–tárgy távolság növekedésével csökken. Minden esetben, ahogy a penumbra csökken, úgy nő a felbontóképesség.

A penumbrát még egy jelenség növelheti, melyet abszorpciós élettenségnek hívnak (12.8. ábra). Az abszorpciós élettenség a röntgensugár széttartása miatt jön létre, és az ábrán látható, hogy tökéletesen éles határvonalat csak egy a sugárnyaláb széttartása szempontjából ideális trapézoid tárgy esetén kaphatunk. Egy négyzet keresztmetszetű tárgy esetén a tárgy szélétől a tárgy közepe felé haladva folyamatosan növekedő gyengítést kapunk, majd egy adott ponton túl a tárgy vastagsága a sugárnyaláb számára lényegesen már nem változik. Egy kör keresztmetszetű tárgy esetén a sugárgyengítés folyamatosan változik a szélétől a tárgy közepe felé haladva, melynek maximuma egyetlen pontban van. Következésképpen egy ilyen tárgyról leképezésre kerülő denzitáseloszlás folyamatosan változik, mely a penumbrával kombinálva azt eredményezi, hogy a tárgy szélén nem kapunk éles határokat, hanem azok jelentősen elmosódottakká válnak.

### Film/erősítőernyő

A film/erősítőernyő kombinációkat a leggyakrabban a sebességük alapján osztályozzák. Egy adott foszfortípusnál a felbontás és a film/erősítőernyő sebessége fordítottan arányos, azaz egy lassú film/erősítőernyő kombináció jobb felbontást nyújt, mint egy gyors. Ha a felbontóképességet



12.8. ábra Abszorpciós élettenség. A D vonal jelzi az észlelt denzitást a tárgyak alatt. (a) Egy trapéz tárgy azonos a sugárnyaláb divergenciájával. (b) Egy négyzet alakú tárgy denzitási árnyéka penumbrát okoz. (c) Egy kerek tárgy által keletkező penumbra egybeolvad az alak változó denzitásával

geometriailag optimalizáltuk, akkor a film/erősítőernyő kombináció a második leggyakoribb eszköz, hogy a felbontást tovább javítsuk. A gyakorlatban legalább két film/erősítőernyő kombinációt alkalmaznak, pl. a végtagstruktúrák jobb megítélése érdekében. Egy másik fontos szempont, hogy a gyors kombinációk kisebb dózist igényelnek, és ezért ez a technika preferálandó, ha a gyengébb felbontóképesség megfelelő értékelést biztosít.

### Film

Bár számos filmtípus kapható, melyek különböző felbontóképességűek, a radiográfiában az erősítőernyőnek mindig gyengébb a felbontása, mint a filmé.

A radiográfiai filmek felbontóképessége általában a 100 lp/mm tartományban van, mely messze meghaladja az emberi látórendszer felbontóképességét. Mindaddig, amíg a film az erősítőernyő által kibocsátott fényt detektálni tudja, a film sebessége és felbontóképessége a radiográfias képkalkotás szempontjából lényegtelen.

### Erősítőernyő

Az erősítőernyő felbontóképességét három tényező határozza meg: a foszforsemcsék mérete, a foszforréteg vastagsága és a foszforkoncentráció. E három tényező, valamint a felbontóképesség, dózis és az optikai denzitás összefüggését a 12.1. táblázat mutatja.

12.1. táblázat A felbontást meghatározó erősítőernyő jellemzői

Foszforváltozás	Hatása a képfelbontásra	Hatása a páciens dózisra	Hatása a denzitásra
Foszforméret növekvő	csökkenő	csökkenő	növekvő
csökkenő	növekvő	növekvő	csökkenő
Rétegvastagság növekvő	csökkenő	csökkenő	növekvő
csökkenő	növekvő	növekvő	csökkenő
Foszforkoncentráció növekvő	növekvő	csökkenő	növekvő
csökkenő	csökkenő	növekvő	csökkenő

A foszforméret és a foszforréteg vastagságának csökkenése a felbontó képességet és vele együtt a dózist is növeli. Értelmszerűen a foszforkoncentráció növelése jobb felbontást és csökkent dózist eredményez. Általánosságban igaz, hogy az erősítőernyő sebességének csökkenése javítja a felbontó képességet, de növeli a dózist. A fenti szempontokat gyakran a radiográfusnak önállóan

kell értelmezni és eldönteni a megfelelő megoldást. A nagyfelbontású ernyők felbontó képessége kb. 15-20 lp/mm, az átlagos felbontóképességüké/sebességüké 10 lp/mm, a nagysebességű erősítőernyők felbontása pedig kb. 7 lp/mm.

Nagysebességű erősítőernyők és extrém alacsony mAs beállítás esetén a felbontóképességet a kvantum-zaj is befolyásolhatja. Ez a jelenség abban az esetben figyelhető meg, ha az erősítőernyőre beeső fotonszám nem elegendő a film teljes felületét megvilágító fényfotonok kiváltásához. A kvantum-zajt egy adott film/erősítőernyő kombinációnál a mAs emelésével küszöbölhetjük ki.

### A film/erősítőernyő kontaktus

A kazettába épített párnák biztosítják, hogy a film és az erősítőernyő egymással szoros kontaktusban legyen. Ha a film/erősítőernyő kontaktus nem tökéletes, akkor ott a felbontóképesség is romlik a fokozott penumbra miatt. A film/erősítőernyő kontaktus, illetve a kazetták rendszeres ellenőrzése a minőségbiztosítási folyamat része kell, hogy legyen.

### Mozgás

A mozgás abban az esetben befolyásolja a felbontást, ha a felvétel során történő elmozdulás a képi információ rögzítése során jön létre. Ebben az esetben egy adott struktúrát reprezentáló denzitások a kép egy bizonyos területén eloszlanak és pontos határvonalak, illetve struktúrák érzékelhetetlenné válnak.

A beteg az akaratlagos mozgását tudja közvetlenül kontrollálni. A legtöbb esetben tudatánál lévő felnőtt az akaratlagos mozgást irányítani, illetve szüneteltetni tudja, öntudatlan betegeknél, gyerekeknél ez a feltétel nem áll fenn. Minden esetben az akaratlagos mozgás kontrollálását a beteggel történő megfelelő kommunikációval irányíthatjuk. Bizonyos vizsgálati típusokban az adott testrész immobilizációja az akaratlagos mozgás valószínűségét jelentősen csökkenti.

A megfelelő kommunikáció magában foglalja a pontos és érthető beállítási instrukciókat, melyeket a beteg számára érthető nyelven, módon, szakkifejezésektől mentesen kell megadni. A vizsgálat alatti jó légkör és az utasítások kellemes tónusa sokszor a kisgyerekek esetén is meglepően jó kooperációt eredményezhet.

A nem akaratlagos mozgások hatását, mint például a szívverés, perisztaltikus mozgás, az expozíciós idő rövidítésével csökkenthetjük.

Bizonyos esetekben magának a készülék mozgásának is lehet negatív hatása, így például a Bucky-szerkezet vibrációjának vagy függesztett felvételező rendszereknél nem megfelelő egyensúlyozás következtében.

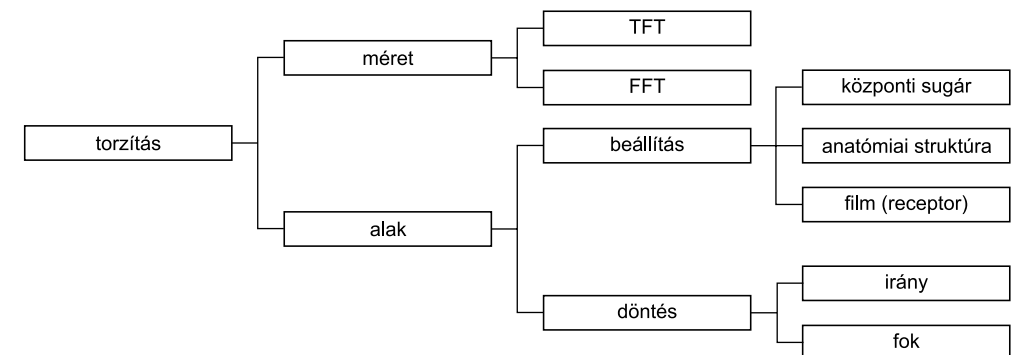
A nem kooperáló beteg esetén az expozíciós idő csökkentésének a legjobb módszere a mA érték emelése, melynek segítségével a mAs-t megfelelő értéken tarthatjuk, így a denzitás nem változik. Egy másik lehetőség az expozíciós idő rövidítésére, ha gyorsabb film/erősítőernyő kombinációt használunk, vagy csökkentjük a film-fókusz távolságot, esetleg növeljük a csőfeszültséget ( $kV_p$ ). A  $kV_p$  növelése csak utolsó módszerként ajánlott, mivel ez a kontrasztot is befolyásolja.

Ha az expozíciós idő csökkentése és a beteggel történő kommunikáció sem vezet eredményre, akkor a beteg részleges immobilizációja (rögzítése) szóba jön. Vannak a rutin felvételezés során is használt immobilizációs eszközök (ék, szivacspárna, homokzsák), melyek használhatók. Ha ezek nem biztosítanak megfelelő rögzítést, akkor a különböző szalagok, tépőzáras eszközök is alkalmazhatók, melyek sok esetben kivédik, hogy mozgás miatt a felvételt meg kelljen ismételni. Legvégső esetben a beteg, illetve a beteg vizsgálendő testrészének rögzítésére, emberi segítségre is szükség lehet. Ebből a szempontból a férfi hozzátartozó áll az első helyen, majd a női hozzátartozó, majd a nem radiológiai osztályon dolgozó kórházi alkalmazottak, a radiográfus segítsége csak a legvégső esetben jön szóba.

## Torzítás

### A torzítás megítélése

A torzítás a radiográfiai képminőség geometriai tulajdonságának másik meghatározó eleme. A fotográfiai képtulajdonságoktól (denzitás és kontraszt) eltérően, melyek a részletek láthatóságát befolyásolják, a geometriai tulajdonságok a felbontó képességet maguk kontrollálják. A torzítás a leképezett struktúrák méretének és alakjának hibás reprezentációját jelenti. Ennek megfelelően a torzítás osztályozható méretbeli vagy alakbeli torzításra. A torzítás akkor is jelen van, ha az rosszul látható, azaz ha a denzitás és kontrasztviszonyok nem megfelelőek. A torzítás megítélése és kiküszöbölése csak akkor



12.9. ábra Radiográfiai felvétel minőségét meghatározó torzítási tényezők

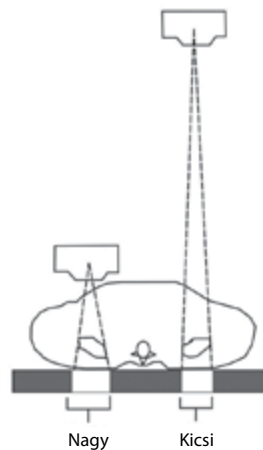
lehetséges, ha a képet értékelő személy ismeri a normál röntgenanatómiát. Mivel a radiográfia célja, hogy a leképezett struktúrákról minél pontosabb képet adjon, a torzítás csökkentésének, illetve azok módszereinek ismerete rendkívül fontos a radiográfus számára. A torzítást kontrolláló tényezőket a 12.9. ábra demonstrálja. Ha ezeket a tényezőket megvizsgáljuk, megállapítható, hogy a torzítás szoros összefügg a pozicionálással. A torzítás csökkentése csak a leképezendő anatómiai struktúra, sugárnyaláb és film közötti távolság, irány és az ezek által bezárt szög helyes alkalmazásával érhető el.

### A mérettorzítást befolyásoló tényezők

A radiográfiában mérettorzítás csak nagyítás lehet, melynek oka a sugárnyaláb széttartó természete. Ebből következik, hogy a mérettorzítást ugyanazok a tényezők befolyásolják, mint a nagyítást, azaz a fókuszt-film és a tárgy-film távolság. Minden esetben, ha a nagyításból eredő mérettorzítás csökken, akkor a felbontóképesség javul. Ennek megfelelően a felvételkészítés során elsődleges cél, hogy a nagyítás mértékét a lehető legnagyobb mértékben csökkentsük. Ez alól a nagyított felvételi technika csupán a kivétel. A nagyításból eredő mérettorzítás akkor lesz a legkisebb, ha a fókuszt-film távolságot maximalizálni, a tárgy-film távolságot pedig minimalizálni tudjuk. Így például egy AP mellkasfelvétel esetén a szív a filmtől kb. 15 cm-ről, míg PA felvétel esetén csupán 5 cm-ről vetül a filmre.

### Fókusz-film távolság (FFT)

A fókuszt-film távolság nagyításra gyakorolt hatását a 12.10. ábra mutatja. Minél nagyobb a fókuszt-film távolság, annál kisebb a nagyítás mértéke, mivel ahogy a film-fókusz távolság nő, a



12.10. ábra A FFT hatása a nagyításra. A nagyítás által keletkező mérettorzítás csökken a FFT növelésével

tárgy-film távolság és FFT aránya csökken. A tárgy-film távolság szerepe valójában a nagyítás és felbontás szempontjából a legkritikusabb. Bár napjainkban a rutin FFT 100 cm vagy ennél több, ez nem volt mindig így.

A radiográfia kezdetekor még az 50 cm-t, később ennél nagyobb távolságokat tartottak észszerűnek, melynek oka abban keresendő, hogy a korai röntgensövek nem bírták a nagyobb terhelést, illetve a generátorok is lényegesen egyszerűbbek voltak.

A mellkasfelvételek esetén a rutin FFT 180 cm, mely a horizontális sugárirány miatt lehetséges, és ez esetben a megemelt FFT hatékonyan csökkenti a szívárnyék nagyítását. Bármely vizsgálatnál, ahol a horizontális beállítás megoldható, nagyobb FFT-t lehet használni, mint ahogy ezt sok helyen a laterális nyaki gerinc felvételnél teszik.

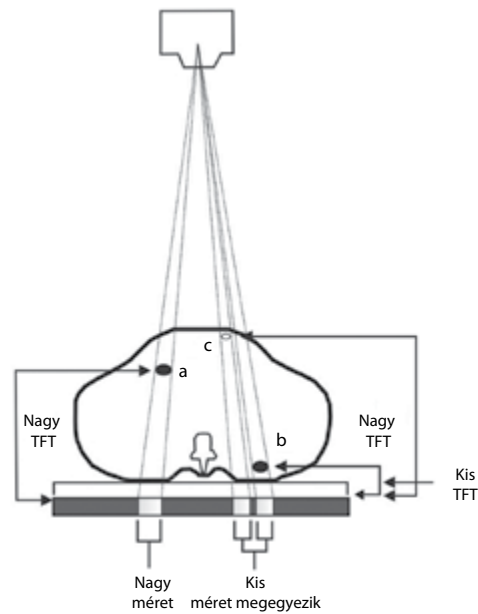
Összefoglalva elmondható, hogy minden esetben törekedni kell a lehető legnagyobb FFT beállítására, mivel ez által csökkenteni lehet a nagyítást, illetve mérettorzítást. Ez különösen fontos olyan vizsgálatoknál, ahol a tárgy-film távolság nagyobb (például nyaki gerinc, mellkas).

### Tárgy-film távolság (TFT)

A TFT szintén egy kritikus távolság mind a nagyítás, mind a felbontás szempontjából. A 12.11. ábra illusztrálja a TFT két fő aspektusát. Először is, ha bizonyos struktúrák (azonos nagyságúak) különböző magasságban (az ábrán látható A és B struktúra) helyezkednek el, akkor ezek vetülete különböző méretű lesz. Ez a jelenség hasonlít ahhoz, ahogy a szemünk dolgozza fel a mélységi információt, a kisebb tárgyak távolabbinak tűnnek, a nagyobbak pedig közelebbinek.

A radiográfus és radiológus megfelelő gyakorlattal sztereoszkópiás készséget fejleszt ki, ami azért nem könnyű, mivel a radiográfiai percepció fordított a „normális érzékelés” során megtanultakhoz képest. Ennek oka az, hogy a radiográfiában a receptortól távolabb elhelyezkedő tárgyak lesznek nagyobbak a nagyítás miatt. Erre példa a mellkasfelvételen a bordák mérete: a receptortól távolabb elhelyezkedő bordarészlet szélesebb a receptorhoz közelebb elhelyezkedő bordarészlethez képest. Megfelelő gyakorlattal a radiográfiában is kifejlik egy háromdimenziós érzékelést, mely megkönnyíti a tárgy-receptor távolság megállapítását, illetve becslését. Egy struktúra leírásánál mindig emlékezni kell a méret és a távolság összefüggésére, mely a radiográfiában fordított a vizuális percepcióban tanultakhoz képest.

Egy másik TFT által meghatározott összefüggést a 12.11. ábra B és C struktúrái mutatják, ahol a különböző szinten elhelyezkedő és különböző méretű struktúrák vetülete azonos lesz a leképezés során. A C struktúra tehát, bár kisebb, de lokalizációja miatt jobban nagyított. Ez a példa is rávilágít arra, hogy a normál röntgenanatómia ismerete nélkülözhetetlen az adott struktúrák méretének

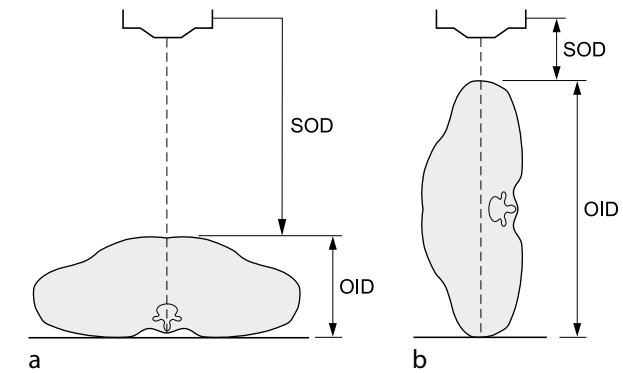


**12.11. ábra** A TFT hatása a nagyításra. Az *a* és *b* képlet azonos méretű, de a vetületük eltérő. A *c* képlet kisebb, mint *b*, de a keletkező vetületek azonos méretűek a *c* képlet nagyobb TFT értéke miatt

meghatározásakor. Egy másik következménye ennek a jelenségnek az, hogy minden röntgenvizsgálat, illetve felvétel kétirányú és a két felvétel lehetőleg egymással 90°-ot zárjon be. Ha az AP és laterális projekció a struktúrák szummációja miatt nem kivitelezhető (mint például vesevizsgálatnál), akkor két ferde projekció szükséges, melyek egymással 90°-ot zárnak be. Egy struktúra pozíciójának ellenőrzéséhez tehát két egymással 90°-os projekció szükséges.

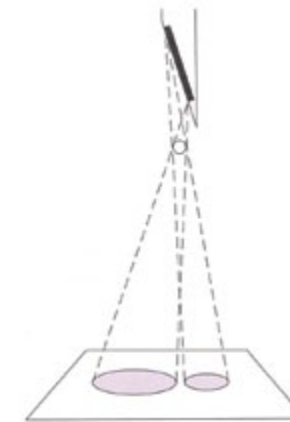
A TFT egy fontos szempont a dozimetria miatt is, mivel összefügg a sugárforrás–belépő bőrfelület távolsággal is. Mivel a TFT változik a vizsgálandó testrész méretétől és pozíciójától függően, hatással van a betegre ért expozíció mértékére. Például ebből a szempontból lényeges különbség van az AP és laterális projekció között (12.12. ábra). (A fókusz–tárgy távolság is jelentősen megváltozik!) Az ábra alapján nyilvánvaló, hogy a sugárforráshoz közelebb eső bőrfelület expozíciója nagyobb a laterális beállítás esetén, és nagyobb testméretű betegek expozíciója is nagyobb lesz, hiszen a fókusz–tárgy távolság az esetükben kisebb. A fokozott expozícióhoz még hozzájárul az a körülmény is, hogy a nagyobb testméret fokozott denzitású, melyet a mAs emelésével kell kompenzálni.

A TFT minimalizálása tehát csökkenti a nagyítás mértékét, és az olyan struktúrák esetében, melyek elhelyezkedése miatt a TFT amúgy is nagy, a pozicionálás révén tudjuk a TFT-t minél nagyobb mértékben csökkenteni.

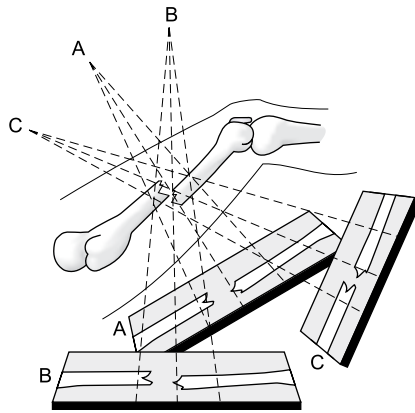


**12.12. ábra** TFT variációk méret és projekció tükrében. *a*: rövid TFT (OID), nagy FFT = alacsony bőrfelület-expozíció. *b*: nagy TFT, rövid FFT (SOD) = magas bőrfelület-expozíció

A radiográfiai képen megjelenő méretbeli torzítást meg lehet mérni és mértékét könnyen ki lehet számolni. A nagyítást és a méretbeli torzítást a nagyítási tényező segítségével lehet kiszámolni: nagyítási tényező ( $M$ ):  $M = FFT/TFT$ . Ez az összefüggés ugyanakkor feltételezi, hogy a sugárforrás pontszerű. Mivel ez nem igaz, ezért a fókuszterületnél kisebb méretű tárgyak, illetve struktúrák a penumbra miatt nem leképezhetők (12.13. ábra).



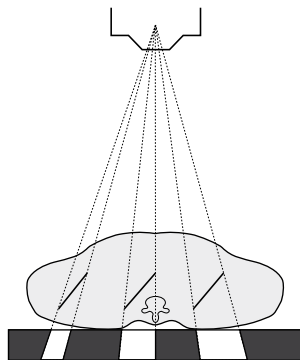
**12.13. ábra** A fókuszpontnál kisebb tárgyakat nem lehet megjeleníteni a penumbra miatt. Ilyenkor az egész képet az átfedő penumbra alkotja, és hiányzik a széleket meghatározó umbra



12.14. ábra Nem egyenletes nagyítás okozta alaktorzítás. A torzítás mértéke meghatározza a tárgyak egymáshoz való távolságát

### Az alaktorzítást befolyásoló tényezők

Az alaktorzítás egy struktúra nem egyenletes nagyítása miatt jön létre (12.14. ábra). Az alaktorzítás során a vetületi képen egy adott struktúra pozíciója a valóságtól eltérő lokalizációban jelenik meg, mely kétféle lehet: távolabb – hosszabbodás vagy közelebb – rövidülés. Értelmszerűen hosszabbodás esetén a tárgyak a valódi méretüknél hosszabbnak, rövidülés esetén pedig rövidebbnek ábrázolódnak. Hosszabbodás akkor jön létre, ha a röntgencső és a receptor beállítása helytelen,



12.15. ábra A divergáló sugárnyaláb és a képletek közti szög okozta alaktorzítás. Bár mindhárom kép-let azonos szögben van a filmhez képest, a struktúra projektált hossza változik a tárgy és a divergáló sugárnyaláb szöge alapján

rövidülés pedig akkor, ha a struktúra beállítása nem megfelelő. A cső szögének változása pedig mindig hosszabbodást idéz elő.

Alaktorzítás azért is létrejön, mivel struktúrák a testben különböző szinten helyezkednek el és a sugárnyaláb széttartó. A struktúra projektált hossza attól függően változik, hogy a struktúra és a beeső sugárnyaláb milyen szöget zár be (12.15. ábra). Az alaktorzítás kiküszöbölése csak a sugárnyaláb–struktúra–film geometria figyelmes értékelése révén lehetséges.

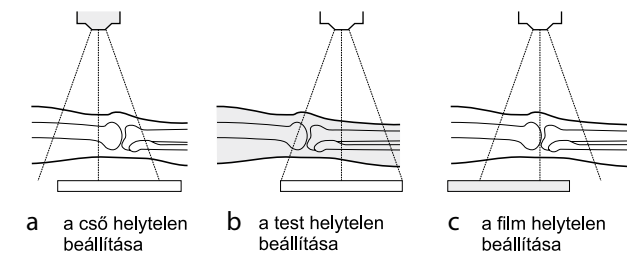
### Beállítás

Az alaktorzítás elkerülhető, ha a sugárnyaláb, a vizsgálandó struktúra és a receptor beállítása megfelelő, mely konkrétan azt jelenti, hogy a vizsgálandó struktúra és a receptor egymással párhuzamosan helyezkedik el. Ha a vizsgálandó struktúrát ilyen módon beállítani nem lehet, akkor az úgynevezett kreatív pozicionálással segíthetünk, mint például az occipitális csont Towne-felvétele, betekintő sacrum, vagy a sigma 25°-os cranial irányú döntésével készült felvétel.

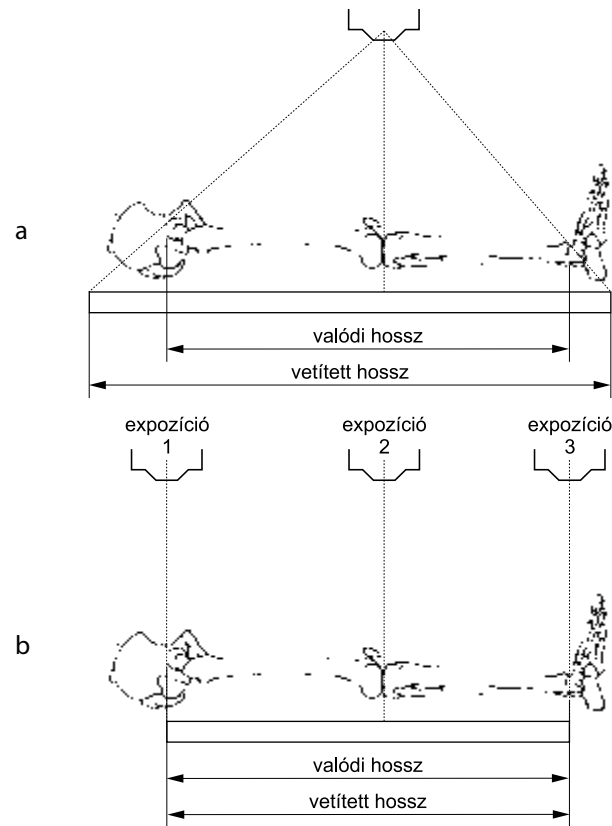
A beállítás egy másik fontos aspektusa az alaktorzítás kiküszöbölése szempontjából, hogy az egymással párhuzamosan beállított struktúra–film pozíció mellett a centrális sugárnyaláb ezekre merőlegesen vetüljön. Helytelen centrálás vagy a cső, vagy a vizsgálandó testrészt helytelen pozicionálása révén jöhet létre (12.16. ábra).

A centrális sugárnyalábot azok a teoretikus fotonok alkotják, amelyek pontosan a fókuszerület közepéből indulnak ki. Ideálisan a vizsgálandó testrészt és a receptor is merőleges a centrális sugárnyalábhöz képest. Ha ez a feltétel nem teljesül, létrejön az alaktorzítás, mely jelenség valójában minden röntgenfelvételen megjelenik, hiszen a sugárnyaláb nem csak centrális sugárnyalábból áll.

Értelmszerű az a jelenség is, hogy a sugárnyaláb széttartása miatt a centrális sugárnyalábtól távolabbi nyalábkok nagyobb mértékű torzítást okoznak. Ez a jelenség mind transzverzális, mind longitudinális irányban is igaz. Például egy AP medencefelvétel esetén a trochanter major mel-



12.16. ábra Helytelen centrálás, ill. pozicionálás



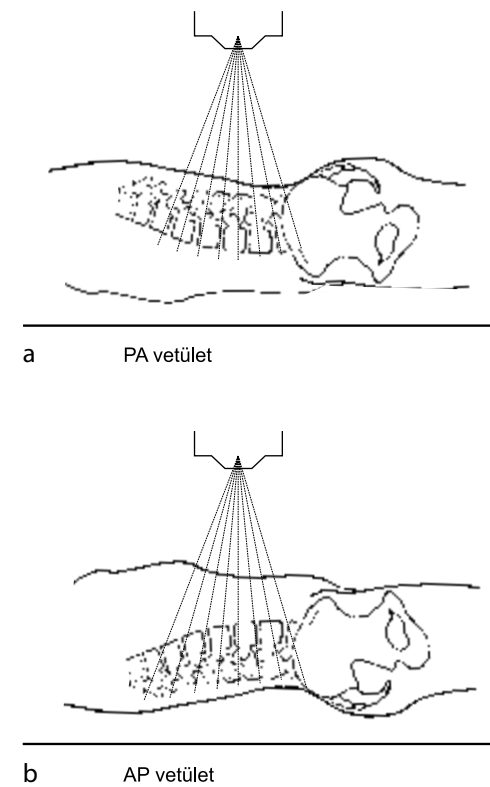
**12.17. ábra** Hosszú végtag vizsgálata. A pontos csonthossz meghatározásához fontos a pontos centrálás. (a) Egy expozíció helytelen méretet eredményez a sugárnyaláb divergenciája miatt. (b) Három külön (merőleges) expozíció pontosabb méretet eredményez

lett elhelyezkedő struktúrák nagyobb torzítással ábrázolódnak, mint a symphysis. Az alaktorzítás szempontjából a centrális sugárnyaláb standardizált pozicionálása igen nagy jelentőségű.

A hosszú csontok radiográfiai hosszmerése jól demonstrálja a pontos centrálás jelentőségét (12.17. ábra). Az A példában a széttartó sugárnyaláb miatt pontatlan eredményt kapunk, míg a B példában, ahol a spotfilmek nagyrészt merőleges sugárnyalábot detektálnak, pontosabb a mérési eredmény.

A centrális sugárnyaláb belépési pontjától való szögeltérés ugyanolyan eredményt ad, mint az adott síktól eltérő csődőntés. Bizonyos projekciók a torzítást előnyösen alkalmazzák, mint például a PA lumbális gerincfelvétel a gerinc lordosis miatt (12.18. ábra).

A centrális sugárnyaláb normális esetben az anatómiai struktúrára és a receptorra merőlegesen pozicionált. Ha vizsgálandó struktúrára egyéb képletek szuperponálódnak, a centrális sugár



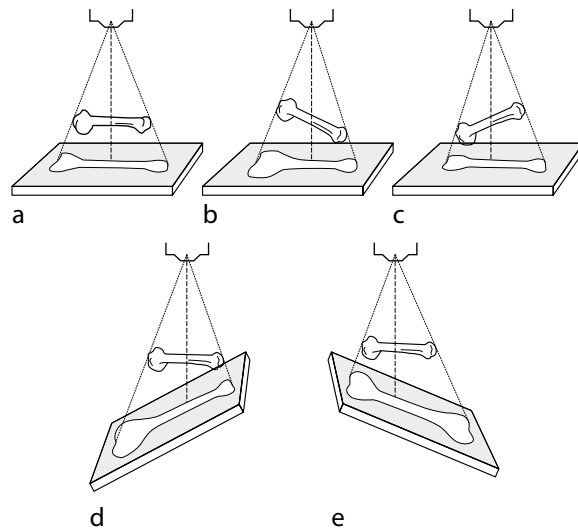
**12.18. ábra** A torzítás előnyös alkalmazása: PA lumbális gerincfelvétel esetén az intervertebrális ízületek megnyílnak

angulációja fontos lehet, azért, hogy a vizsgálandó struktúrát az amúgy szuperponálódó képletektől mentesen ábrázolni lehessen. A leképezendő struktúra és a receptor megfelelő viszonya ugyanakkor alapkövetelmény ahhoz, hogy értékelhető, diagnosztikai munkára alkalmas felvételeket kapjunk.

### Anatómia

A vizsgálandó anatómiai struktúra hosszú tengelyéhez viszonyítjuk a centrális sugárnyaláb merőlegességét, valamint a receptor párhuzamosságát. Ha az említett pozíciók nem érvényesülnek (például az anatómiai struktúra beállítása helytelen), létrejön a torzítás, vagy mint hosszabbodás – ebben az esetben a cső–receptor viszonya helytelen –, vagy mint rövidülés (12.19. ábra).





**12.19. ábra** Az anatómiai képlet és film közti viszony befolyásolja a torzítást és nagyítást. **a** Normál viszonyok. **b-c** Torzítást és rövidülést eredményez az anatómiai képlet szögének változása. **d-e** Torzítást és hosszabbodást eredményez a film szögének változása

A 12.19.b ábrán a struktúra rövidülve vetül a receptorra, és a csőhöz közelebb eső része a csökkent TFT miatt nagyítva ábrázolódik, mely jelentős mérettorzulást is okoz. Hasonló jelenséget ábrázol a c ábra is, de itt az ellenkező irányú mérettorzulás miatt a vizsgált struktúra két vége azonos méretűként ábrázolódik. Ez utóbbi két esetben (12.19.b és c ábra) tehát méret- és alaktorzítás is létrejön, mely a struktúra valódi morfológiáját jelentősen meghamisítja.

A vizsgálandó anatómiai struktúra hosszú tengelye normálisan merőleges a centrális sugárnyalábra és párhuzamos a receptor síkjával. Mindaddig, amíg a receptor (film) síkja párhuzamos a struktúra tengelyével, addig az egyetlen beállítási hiba, ami elkövethető, a helytelen centrálás, melynek eredménye a vizsgálandó terület egy részének „ elvesztése”, következménye pedig a felvétel megismétlése lesz, de semmiféle torzítás nem jön létre. Ugyanakkor, ha a receptor (film) síkja nem párhuzamos a struktúra tengelyével, vagy a struktúra helytelenül centrált, akkor jelentős alaktorzítás jön létre (12.19.d-e ábrák).

### Anguláció (csődöntés)

Az anguláció a merőleges cső–receptor tengelytől való eltérés irányát és fokát fejezi ki, mely számos radiográfiai felvételtípusnál az anatómiai struktúrák szuperponálódásának elkerülése miatt

használatos. (Például a koponya, clavícula AP fél-ferde beállítások.) Ezekben a felvételtípusokban az anguláció megtervezett, kontrollált és standardizált alaktorzítást hoz létre, mely egy elfogadott normát jelent, ezért diagnosztikailag ezek a felvételtípusok hasznosak és értékelhetők. Az angulációval változik az FFT is, melyet, ha nem lehet kiküszöbölni, akkor hatása lehet a denzitásra is.

### Irány

A leggyakrabban a cső döntésiránya longitudinális, melyet, ha a fej felé végzünk, akkor cranial irányúnak hívunk, ha pedig a láb felé, akkor caudal irányúnak hívunk. Az erre merőleges (transversalis) csődöntést a beteg jobb-bal oldalával jelöljük. A csődöntés irányát a beteg pozíciójához viszonyítjuk, ha tehát a beteg pozíciója megfordul, akkor a döntés irányát is meg kell fordítani, hogy a kettő viszonya ne változzon. Például 25°-os cranial irányú döntés AP projekcióban caudal irányú lesz PA projekcióban.

### Szög

A csődöntés szögét a centrális sugárnyaláb és a film síkja által bezárt merőlegetől való eltéréssel fejezzük ki. A csődöntés szögénél jelölni kell annak irányát, például 5° döntés lehet cranial vagy caudal irányba. A csődöntés esetén mindig változik a FFT, mely hatással van a nagyításra és a denzitásra is.

### Az alaktorzítás értékelése

Az alaktorzítás megítélése szubjektív, ellentétben a mérettorzítás értékelésével. Éppen ezért lényegesen nehezebb, hiszen nem számolható, illetve kvantifikálható, és ezért a radiográfus tapasztalata, a röntgenanatómia pontos ismerete fontos lehet az alaktorzítás kiküszöbölése szempontjából.

## 13. fejezet

## Fluoroszkópia

Bogner Péter

## A fluoroszkópia történeti vonatkozásai

A fluoroszkópia dinamikus radiográfiai vizsgálat, mely vizsgálat közben aktív diagnosztikai folyamat zajlik. Ebből kifolyólag a fluoroszkópiát elsősorban a radiológus orvos végzi. Természetesen a radiográfus asszisztálhat az ilyen típusú vizsgálatokhoz, bár a fluoroszkópiás vizsgálat utáni célzott vizsgálatok elkészítése lehet radiográfus feladata is. A radiográfus tehát a fluoroszkópiát a statikus vizsgálat céljából végzi, mely tevékenység során diagnosztikai munkát nem végez.

A fluoroszkópia felfedezése THOMAS A. EDISON nevéhez fűződik (1896) egy évvel a röntgensugárzás felfedezése után. Bizonyos értelemben persze RÖNTGEN fedezte fel a fluoroszkópiát is, hiszen a röntgensugárzás vizsgálata közben vette észre a kéz csontjainak leképezését, miközben egy ólomkorongot mozgatott a fluoescens ernyő fölött. A fluoroszkópiás eljárások tehát már a kezdetektől fogva a diagnosztikai radiográfia részévé váltak. A fluoroszkópiás leképező rendszer egy speciális röntgencsőből és detektorból áll.

A receptort fluoroszkópiás ernyőnek hívjuk, mely a röntgensugár-expozíció során a röntgenképet ábrázolja. Az első fluoroszkópokat a beteg előtt tartották, szemben a röntgensugárzással, melyet egy kis nézőszekrényben helyeztek el a külső fény eliminálása végett. Később a fluoroszkópiás ernyőket a röntgenasztalhoz rögzítették. Ezekben a kezdeti elrendezésekben a radiológus szembenézett az elsődleges sugárnyalábbal, melynek következtében a radiológusok komoly sugárexpozíciónak voltak kitéve. A röntgensugárzás biológiai hatásának felismerése után a fluoroszkópiás képet egy tükörrendszer segítségével tekintették meg oldalról mindaddig, míg 1948-ban be nem vezették a képerősítő csöveket. A képerősítő csövek és a hozzácsatlakozó videomegjelenítő rendszer technikai fejlődése ellenére ezek térbeli felbontása elmarad a fluoescens ernyőn megjelenő kép felbontásához képest.

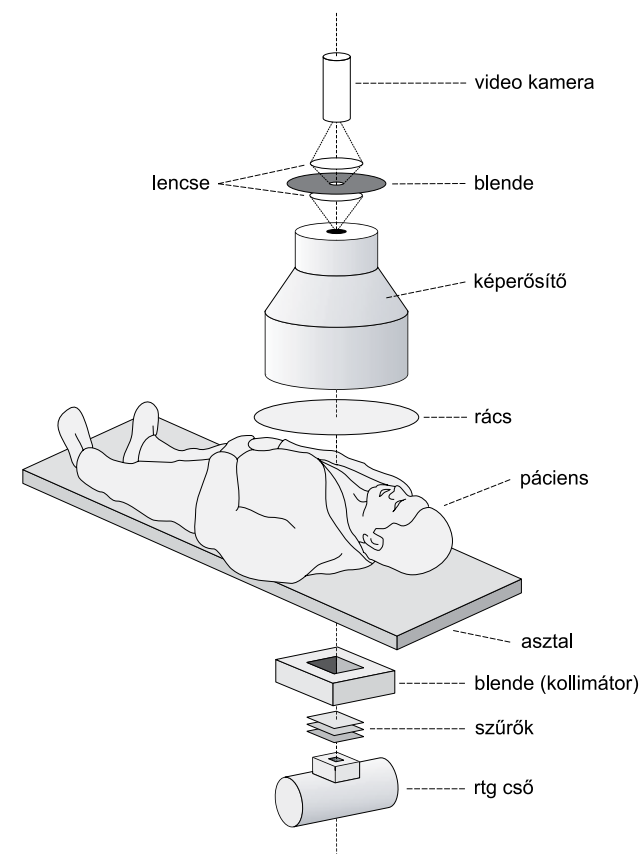
## A fluoroszkópia alkalmazása

Bár a fluoroszkópiás megjelenítés kezdettől fogva igen népszerű volt, az alkalmazása mégis visszaszorult, mivel a vizsgálatokat dokumentálni kellett, és a radiográfiai film nagyon jó felbontóképességgel rendelkezett. Egy másik fontos szempont volt a vizsgálatok során használt

dózis csökkentése. Manapság fluoroszkópiát kizárólag dinamikus fiziológiás funkciók vizsgálatára használunk, úgy mint nyelési próba, a gastrointestinalis rendszer passzázs vizsgálata, hemodinamika stb.

A valós idejű képalkotás akkor jön létre, ha másodpercenként legalább 30 képkocka születik, illetve a megjelenítésnél használt monitorokon ennyi jelenik meg. Mozgó szervek, pl. szív fluoroszkópiás vizsgálatánál ennél magasabb képrögzítési frekvencia is szükséges lehet, akár 120 kép/másodperc is elérhető. A mai modern készülékekben direkt digitális detektorok működnek, és így digitális videó készíthető a vizsgálatokról.

A fluoroszkópia nem használandó felvételi beállítások ellenőrzésére, mivel ez a beteg sugárexpozícióját fölöslegesen és jelentős mértékben növelné. Ugyanakkor az intervenciós vizsgálatoknál és beavatkozásoknál a katéter felvezetése és pozicionálása fluoroszkópia segítségével történik. A vizsgálat során készülő statikus felvételek is ma már digitális úton kerülnek rögzítésre.



13.1. ábra A fluoszkópiás képalkotás főbb komponensei és elhelyezkedésük

## A fluoroszkópiás készülék

A fluoroszkópiás készülékben a röntgencső és a receptor egy C-kar segítségével mindig ugyanabban az elrendezésben, illetve egymással szemben áll (13.1. ábra). A C-kar segítségével ezt az elrendezést a térben mozgatni lehet, és a cső, valamint a receptor távolsága is változtatható. Természetesen a C-kar közelében helyezkednek el a technikai faktorok szabályozását lehetővé tevő kezelői felület, az asztal és/vagy a C-kar mozgatását segítő motorok irányítógombjai, valamint a statikus és dinamikus felvételhez szükséges szabályozó felület. Ahogy az ábrán megfigyelhető, a fluoroszkópiás rendszer elemei nagyjából megegyeznek a radiográfiai (statikus) rendszer elemeivel, ugyanakkor a képerősítő cső egyedivé teszi ezt a technológiát. A fluoroszkópia tehát projekciós képeket ad nagy mennyiségben, pl. egy 10 perces beavatkozás során akár 18000 kép is keletkezhet. Sugárvédelmi megfontolások alapján ez csak rendkívül érzékeny detektorral lehetséges, mivel kevés fotonnal kell viszonylag értékelhető képet előállítani. Ennek megfelelően egyetlen fluoroszkópiás képet 1-5  $\mu\text{R}$ , míg egy átlagos röntgenfelvételt több száz  $\mu\text{R}$  expozíció révén lehet készíteni.

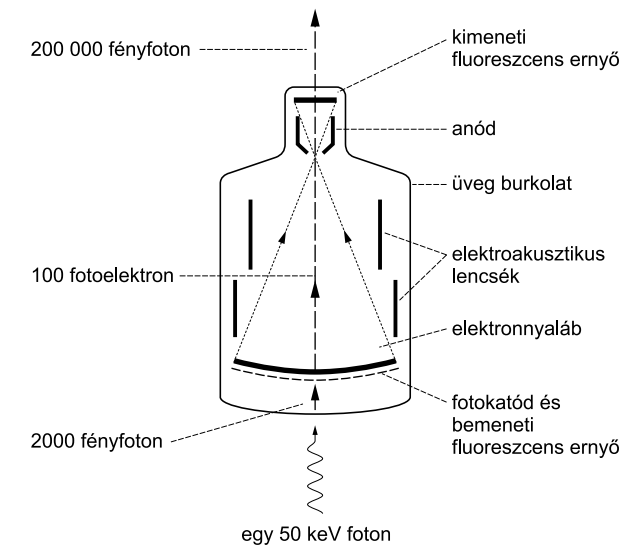
## A fluoroszkópiás röntgencső

A fluoroszkópiás röntgencső valójában nem sokban különbözik a felvételi csövektől, kivéve, hogy ezek a csövek hosszú ideig tudnak folyamatosan működni alacsony mA értékek mellett; míg egy tipikus felvételi cső esetén 50-1200 mA értéket lehet beállítani, addig a fluoroszkópiás csőben a mA tartomány 0,5-5,0. A fluoroszkópiás csövet általában egy lábkapcsolóval lehet működésbe hozni, melynek következtében a vizsgáló személy kezei szabadok. A fluoroszkópiás csőhöz automatikus kollimátor tartozik, mely a távolságtól függően a mezőt kontrollálja.

## Képerősítő cső

A fluoroszkópia kezdetén a fluoroszkópiás ernyők nagyon gyenge fényűek voltak, ezért a fluoroszkópiás vizsgálat részét képezte a sötétadaptáció, mely legalább 10-15 percig tartott. Erre azért volt szükség, hogy a pálcikák aktivált állapotba kerüljenek, lehetővé téve a gyenge fényerő melletti scotopiás látást. Ismert, hogy a csapokhoz kötött látásélesség 10-szer jobb, mint a pálcikákkal összefüggő látásélesség, melynek következtében a scotopiás körülmények között végzett diagnosztika kevésbé volt optimális.

A fluoroszkópiás kép fényerejét csupán a képerősítő csövek bevezetésével lehetett növelni, és ezáltal lehetővé vált, hogy fotopiás látással lehessen a képet értékelni. A képerősítő cső feladata, hogy a fluoroszkópiás kép fényerejét elektronikus úton felerősítse. A modern képerősítők fény-



13.2. ábra Képerősítő cső. A fotonok és elektronok mennyisége változik az erősítés különböző fázisaiban; a kimenetnél lényegesen nagyobb a mennyiség, mint a bemenetnél

erejét 500-8000-szeresen képes erősíteni. A fotopiás látás a fluoroszkópiás ernyőn megjelenő kép fényerősségének 1000-szeres erősítése fölött aktiválódik.

Egy tipikus képerősítő cső – mely valójában egy anóddal és katóddal felszerelt vákuumcső – vázlatát a 13.2. ábra mutatja. Az elsődleges sugárnyaláb a képerősítő cső bemeneti ernyőjére vetül, mely nem más, mint egy fluoreszcens ernyő. A fluoreszcens ernyő absorbeál röntgenfotonokat, és fényfotonokat bocsát ki, melyek azonnal a fotokatóddal találkoznak. A fotokatód gyakorlatilag a bemeneti ernyő része, és a fluoreszcens ernyővel közvetlen kapcsolata azért fontos, mert a kibocsátott fényfotonok ezáltal nem tudnak divergálni. A fotokatód fényfotonokat absorbeál, és elektronokat bocsát ki. A kibocsátott elektronok az anód és katód között fennálló feszültség hatására felgyorsulnak és a kimeneti ernyő felé fókuszálva haladnak. A kimeneti ernyő lényegesen kisebb a bemeneti ernyőnél.

Az elektronnyalábot elektrostatikus lencsék fókuszálják és gyorsítják is. A kimenő ernyőn megjelenő kép fényerejének növekménye elsősorban az elektronok gyorsításából és fókuszálásából származik. A felgyorsult elektronok nagyobb kinetikus energiával rendelkeznek, és ebből fakadóan több fényfotont tudnak gerjeszteni a kimeneti ernyőn. Az elektronok fókuszálása és egy kisebb területre való vetítése szintén a kép fényerejét növelik.

A kimeneti ernyőn a felgyorsított elektronok absorbeálódnak, és fényfotonok emittálódnak, melyek egy további elektronikus folyamat során egy videorendszeren kerülnek további feldol-

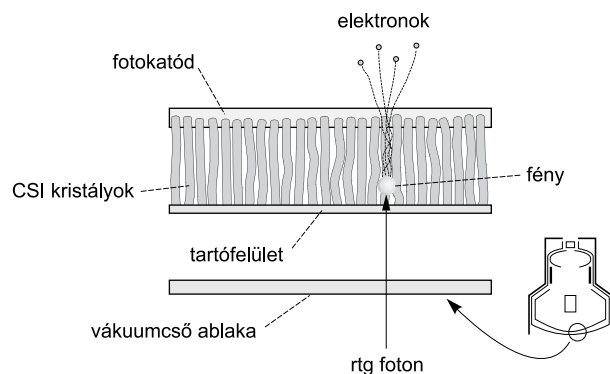
gozásra. A 13.2. ábrán megfigyelhető, hogy a képerősítés különböző fázisaiban miként változik a fotonok és elektronok mennyisége.

A képerősítő cső egy ólombetétes védőburkolatban helyezkedik el, mely azokat az elsődleges nyalábból származó röntgenfotonokat is abszorbeálni tudja, melyek a bemeneti ernyőben nem abszorbeálódnak.

## Bemeneti ernyő és fotokatód

A bemeneti ernyő konkáv felületű, melyet egy fluoreszcens réteggel vonnak be – ez a fluoreszcens réteg – általában 0,3–0,4 mm vastag cézium-jodid foszforfelület. A bemeneti ernyőt készíthetik titánból, esetleg acélból vagy alumíniumból, átmérője pedig 15–60 cm lehet. Az ernyő azért konkáv kiképzésű, hogy a kimeneti ernyőtől a bemeneti ernyő különböző pontjai egyenlő távolságra legyenek. Ha az ernyő pontjai nem egyenlő távolságra lennének a kimeneti ernyőtől, annak eredménye torzítás lenne, mivel a kép perifériás része nagyítva kerülne leképezésre. A cézium-foszfor nagyon tömötten kerül felvitelre, melynek következtében az elsődleges sugárnyalábot nagyon effektív módon tudja abszorbeálni, és ennek következtében megfelelő a konverziós hatások. Az abszorpció hatékonyságát az is növeli, hogy a jódnak K-héj kötési energiája 33 keV, a céziumé 36 keV. A foszforbevonatról fényfoton kerül kibocsátásra vertikálisan, azaz a bemeneti ernyőre merőlegesen természetesen a röntgenfoton-abszorpció mennyiségével arányosan. A vertikális fényfoton-kibocsátás azért fontos szempont, mivel ha laterálisan is történne fényfoton-kibocsátás, ez a felbontóképességet negatív módon befolyásolná (13.3. ábra).

Egy 25 keV-os röntgenfoton általában 1500 fényfotont generál, és ez igen jó konverziós hatásfokot jelent, mivel nagyon kis aktivációnál is már a képerősítő működésbe lép. A bemeneti ernyő és



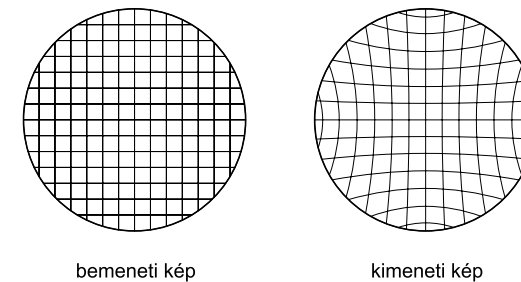
**13.3. ábra** A bementi ernyő felépítése. A CsI kristályok vékony oszlopokat képeznek (400  $\mu\text{m}$  magas és 5  $\mu\text{m}$  átmérőjű), mely segíti megakadályozni a keletkező fényfotonok laterális terjedését

a fotokatód között egy vékony szigetelőréteg helyezkedik el. A fotokatód anyaga fotoemisszív fémekből készül, általában cézium vagy antimon vegyületekből, melyet a szigetelőrétegre visznek fel.

A fotoemisszív anyag a fényfotonokat abszorbeálja és elektronokat bocsát ki, mely folyamatot *fotoemisszió*nak nevezünk. Ez a folyamat hasonlít a termoionikus emisszióhoz, ugyanakkor itt az elektronemissziót a fényfotonok, nem pedig a hő okozza. A fotokatód konverziós hatékonysága 10–20%-os, ami azt jelenti, hogy egy 60 keV röntgenfoton abszorpciója mintegy 400 elektront generál.

## Elektrosztatikus lencsék

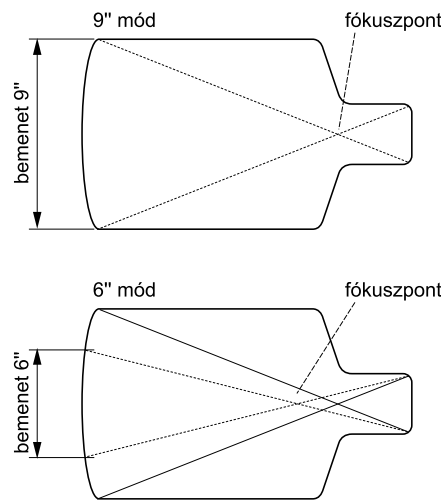
Az elektrosztatikus lencsék töltött elektródák, melyek a képerősítő csőben helyezkednek el. Mivel az elektronok negatív töltésűek, a lencsére kapcsolt feszültség felgyorsítja és fókuszálja az elektronáramot. Ugyanúgy, mint egy optikai rendszerben, a fókuszpont síkjában megfordul a kép, így a kimeneti ernyőn is fordított kép jelenik meg (a jobb-bal és a superior-inferior kicserélődik). Ahogy már említettük, a konkáv bemeneti ernyő csökkenti a torzítást, mivel minden pontja a fókuszponttól azonos távolságra helyezkedik el. Ugyanakkor a bemeneti és a kimeneti ernyő eltérő felülete miatt (sík és konkáv) az ún. tűpárna torzítás jellemzi a kimeneti képet (13.4. ábra).



**13.4. ábra** A „tűpárna” torzítás, melynek oka a be- és kimeneti ernyő eltérő geometriája

## Nagyító üzemmódú képerősítő csövek

Ha az elektrosztatikus lencsére nagyobb feszültséget kapcsolnak, akkor nagyobb az elektronok gyorsítása és a fókuszpont közelebb kerül a bemeneti ernyőhöz. Ennek megfelelően a képerősítő csöveket kialakíthatják úgy, hogy az elektrosztatikus lencséken a feszültség változtatásával a képet elektronikusan nagyítani lehessen. Ezeket a képerősítő csöveket hívják kétmezős, hárommezős, négymezős erősítőnek – attól függően, hogy hányféle nagyítási üzemmód állítható be rajtuk.



13.5. ábra Nagyító üzemmódú képerősítő cső. A nagyítás mértéke a fókuszpont helyzetétől függ

A megnövelt feszültség tehát az elektronokat a bemeneti ernyőhöz egy közelebbi pontban fókuszálja, és ezért a kimeneti ernyőn nagyított kép jelenik meg (13.5. ábra). A nagyító képerősítő másfél-négyszeres nagyítást tesznek lehetővé. A felbontás a nagyítással növekszik, pl. 4 lp/mm-ről 6 lp/mm-re nőhet. A nagyítás mértékét az alábbi képlet szerint számolhatjuk ki:

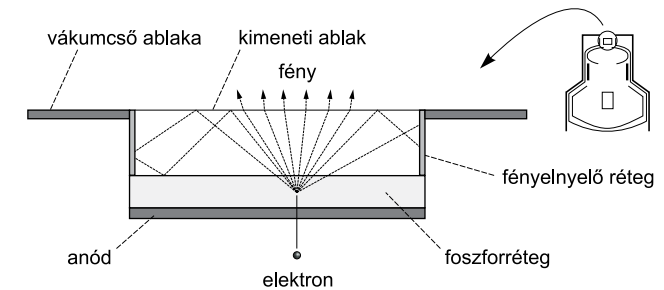
$$\text{nagyítás} = \frac{\text{bemeneti ernyő átmérője}}{\text{a bemeneti ernyő átmérője nagyítás közben}}$$

A 13.5. ábrán bemutatott példában tehát a bemeneti ernyő 23 cm átmérőjű területet „lát”, melyet nagyításkor 15 cm átmérővel használnak, azaz a nagyítás mértéke 1,5-szeres.

Nagyítás esetén tehát egy kisebb területet képezünk le a kimeneti ernyőre. és így az ezen a területen kívül eső részeken az elsődleges sugarat kollimálni kell a fölösleges dózis elkerülése végett. A legtöbb vizsgálat esetén a nagyítás kerülendő, mivel a nagyítás rontja a kontrasztot, és csak kisebb terület áttekintését teszi lehetővé.

## Az anód és a kimeneti ernyő

Az anód mindig pozitív töltésű és általában 25-35 kV feszültségre kapcsolt. Ez a feszültség az elektronokat nagymértékben vonzza a fotokatódtól, az anód a képerősítő csőben közvetlenül a kimeneti ernyő előtt helyezkedik el. Az anód közepe lyukas, azaz egy nyílás helyezkedik el benne annak céljából, hogy a felgyorsított elektronok ezen át tudjanak haladni a kimeneti ernyő felé.



13.6. ábra A kimeneti ernyő felépítése

A kimeneti ernyő szintén egy fluoreszcens üvegfelület, melynek a fluoreszcens anyaga általában cink kadmium-szulfid foszfor, melyet korábban bemeneti réteggé használtak a képerősítő csővekben. Amint az elektronok a kimeneti ernyőbe csapódnak, fényfotonok emittálását okozzák, mely fényfotonok kilépnek a képerősítő csőből. Mivel ez esetben a foszforrétegből emittálódó fényfotonok izotróp módon lépnek ki, azaz a tér bármely irányába azonos valószínűséggel, a kimeneti ernyő mögé egy nem-áttetsző szűrőt helyeznek el azért, hogy a visszafelé kilépő fényfotonokat ez a szűrő elnyelje, ez ugyanis nagymértékben rontaná a képminőséget (13.6. ábra). Az újabb képerősítőkből már egy száloptikás korongot használnak a kimeneti ernyő helyén, mivel a száloptika megszünteti az izotróp fényemisszió problémáját, és kis távolságban felbontásromlás nélkül tudja a képet továbbítani.

A teljes fényességi hozam a kép fényerejének képerősítő segítségével elért növekedése. Két tényező befolyásolja: kicsinyítésből és a felgyorsított és megsokszorozott elektronokból származó – elektronikus – hozamok.

## Kicsinyítési hozam

A kicsinyítési hozam abból származik, hogy a bemeneti ernyőn keletkező nagyszámú elektron egy kisméretű kimeneti ernyőn „koncentrálódik”. A leggyakoribb bemeneti ernyők átmérője 15–23–30 cm, míg egy tipikus kimeneti ernyő csak 2,5 cm átmérőjű. A kétféle ernyő területének aránya adja meg a kicsinyítési hozamot:

$$\text{kicsinyítési hozam} = \frac{\text{bemeneti ernyő átmérő}^2}{\text{kimeneti ernyő átmérő}^2}$$

Vegyünk például egy 15 cm átmérőjű bemeneti és egy 2,5 cm átmérőjű kimeneti ernyőjű képerősítőt. A kicsinyítési hozam ez esetben:  $15^2/2,5^2 = 36$ . A kicsinyítési hozam ugyanakkor lehet akár több mint százszoros is.

## Elektronikus hozam

Ez a paraméter a kimeneti ernyőn létrejövő fényfoton mennyiség emelkedést jelenti. Például, ha a kimeneti ernyőn minden becsapódó elektron 50 fényfotont generál, akkor az elektronok áramlásból/gyorsításából származó hozam 50.

Az elektronikus hozamba nem számoljuk be a bemeneti ernyőn történt konverzió hatékonyságát. A kimeneti ernyőn történő erősítés rontja a képminőséget a hasonló mechanizmus miatt, mint az erősítő ernyőknél az egyedi foszforszemcsék által okozott penumbra.

## Teljes fényességi hozam

A teljes fényességi hozamot a kicsinyítési hozam és a fényfoton áramlási hozam szorzataként számíthatjuk. Például, ha a kicsinyítési hozam 36, a fényfoton áramlási hozam pedig 60, akkor a teljes fényességi hozam  $36 \times 60 = 2160$ . A képerősítő egy fontos tulajdonsága, hogy a vizsgálat alatt történő expozíciót milyen hatékonysággal képes „feldolgozni”, melyet egy konverziós faktorról fejeznek ki:

$$\text{konverziós faktor} = \frac{\text{a kimeneti ernyőn megjelenő kép intenzitása}}{\text{mR/sec.}} = \frac{\text{cd/m}^2}{\text{mR/sec.}}$$

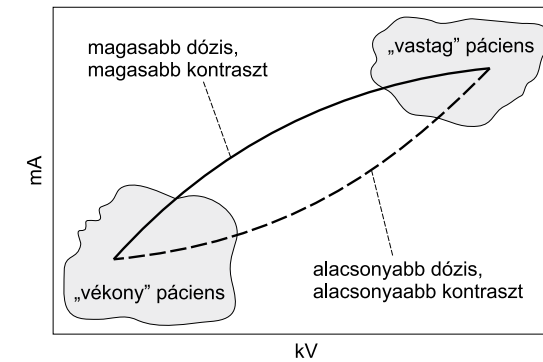
Az alkalmazott képerősítőkre jellemző konverziós faktor értéke  $\sim 80$ -250, mely 8000-25 000-szeres erősítést jelent. A fényességi hozam a használat során romlik, kb. évente 10%-ot, ugyanúgy, mint az erősítőernyő esetén, melynek oka a foszforréteg öregedése.

## Fluoroszkópiás generátor

A fluoroszkópiás vizsgálatokra ugyanazt a generátort lehet használni, mint a radiográfiás felvételi vizsgálatoknál.

A fluoroszkópiás kép denzitását és kontrasztját valamilyen automatika segítségével szabályozzák, mint például automatikus fényesség kontroll (ABC), automatikus dóziskontroll (ADC), automatikus fényerővezérlés (ABS).

A legtöbb ilyen automatikus rendszer általában a képerősítő cső anód–katód közti áramot monitorozza, vagy a kimeneti ernyőn megjelenő kép fényerősségét egy fotodióda segítségével. Ha ezekben a monitorozott paraméterekben változás történik, akkor a röntgensugárzás erőssége is módosul. Ezt a  $kV_p$ , mA és a pulzusidő változtatásával érik el. A legtöbb automatikus szabályozó rendszer az említett paraméterek változtatásának kombinációjával dolgozik, például, ha növelni kell a röntgensugárzás intenzitását, akkor először a feszültségértéket növeli az automatika, de csak



13.7. ábra Az automatikus fényerővezérlés lehetőségei

annyira, hogy a kontraszt lényegesen ne változzon, majd a mA-t növeli és a  $kV_p$ -ot pedig csökkenti szintén csak annyira, hogy a kontraszt érdemben ne változzon (13.7. ábra). Ugyanakkor, ha a kontraszt megtartása kritikus, akkor a mA értéket módosítja az automatika, de ez a beteg sugárterhelésének növelését is eredményezi. Ha beteg testméretei miatt a szabványos határt eléri a készülék (10 R/perc), akkor a képminőség elégtelen lehet. Minden automatikának viszonylag lassú a válaszüzeje, mely a fluoroszkópiás vizsgálat során könnyen észlelhető, hiszen ha egy nagyobb denzitású terület felé mozdul el a vizsgálószerkezet, a kép fényereje csak kis várakozási idő után lesz újból értékelhető.

## Fluoroszkópiás üzemmódok

A képképző rendszerek informatikai támogatása a fluoroszkópiában is jelentős változatosságot és rugalmasságot eredményezett az üzemeltetés szempontjából.

- Az alapértelmezés természetesen a folyamatos üzem, melyben 0,5-4 mA áram mellett 30 kép/sec „teljesítmény” látható. Ez egyben azt jelenti, hogy minden mozgás, ami 1/30 sec belül történik, az mozgási elmosódottságot okoz. A dóziskorlát 10 R/perc.
- Magasabb dóziskorlát szükséges nagy testméretű betegeknél, mely dedikált készülékekben 20 R/perc, és dedikált készülékekben egy külön kapcsolóval aktiválható ez a funkció.
- Változó képfrekvenciás fluoroszkópia során a generátor másodpercenként 30 pulzust állít elő, így egy-egy pulzus időtartama  $\sim 10$  ms, melynél a megfelelő fotonszámot 6-7 mA mellett fenn lehet tartani. Ez az üzemmód alkalmas mozgó szervek, azaz a szív vagy pulzáló artériák műtermékmentes megjelenítésére, azonos sugárterhelés mellett. A pulzus üzemmódot a térbeli felbontás csökkentésére, ill. dózistakarékosságra is lehet használni. Ebben az esetben alacsonyabb pulzusfrekvenciát használnak, de a túl alacsony képfrissítési frekvencia



egy idő után a kép villogását eredményezi. Ezt a villogást a kép digitális frissítésével el lehet kerülni, és a térbeli felbontást kevésbé igénylő procedúráknál (pl. katéterfelvezetés a nagyobb erekben) jelentős dózismegtakarítás érhető el.

- A képek átlagolása kompromisszumot jelent az időbeli felbontás szempontjából, de a mai technológia lehetővé teszi a valós idejű átlagolást, mely a fluoroszkópiás képek jel–zaj viszonyát javítani tudja. Ennek ellenére az átlagolás a megjelenítésben valamennyi késést eredményez, mely bizonyos alkalmazásokban elfogadható, máskor persze nem. A beteg sugárterhelését ezzel is csökkenteni lehet.
- Az utolsó képkocka „kimerevítése” akkor következik be, ha a radiológus lelép a pedálról. Ekkor nem sötétül el a monitor, hanem az utolsó képkockát a digitális rendszer folyamatosan frissíti. Ennek a módszernek az a haszna, hogy a radiológus tetszés szerinti ideig tanulmányozhatja az utolsó képkockát, és nem kell fluoroszkópiás üzemmódban a kép folyamatosságát biztosítani. A végeredmény tehát itt is dóziscsökkentés.
- Az ún. „road mapping” technika az előző funkció számítógépes támogatása. Ez a lehetőség az utolsó kimerevített képkocka és a valós idejű kép együttes megjelenítésére pl. két monitor segítségével vagy a kimerevített (és szubtrahált) és valós idejű képek egymásra vetítésével. Ez a technika tehát segíti a radiológust a tájékozódásban, ami végeredményben csökkentheti a beavatkozás idejét és a leadott dózist.

## Képmínőség

Mivel a fluoroszkópiás rendszer egy összetett rendszer, több tényező befolyásolja a képmínőséget és a kontraszt, felbontás, torzítás paramétereken túl az úgynevezett kvantum zaj is hatással lehet a megjelenített kép értékelhetőségére.

### Kontraszt

A kontrasztot a kijövő videójel amplitúdójával lehet szabályozni, bár egyéb tényezők is módosíthatják. A fluoroszkópiás kép kontrasztját nem csupán a szórt sugárzás, hanem a bemeneti és kimeneti ernyőn fellépő fényszóródás is befolyásolja. A szórt sugárzás (Compton) miatt a bemeneti ernyőre szórt fotonok érkeznek, de lesznek olyan szórt fotonok is, melyek a kimeneti ernyőig jutnak, és ez által egy háttér „ködöt” hoznak létre. A képerősítő csőben keletkező fényfotonok szintén szóródhatnak, ahogy a csőben visszaverődnek vagy törést szenvednek. Mivel a kimeneti ernyőn képződő fényfotonok izotróp módon emittálódnak, lesznek olyan fényfotonok, amelyek a bemeneti ernyő felé visszaszóródnak. A fent említett jelenségek együttesen hozzák létre az úgynevezett *háttér ködöt*, mely a fluoroszkópiás kép alap denzitását megadja. Ha az alap denzitás értéket növeljük, az csökkenteni fogja a teljes látható kontraszttartományt. A fent említett jelenségek tehát a fluoroszkópiás képkontrasztra negatív hatással vannak.

### Felbontás

A fluoroszkópiás kép felbontását alapvetően a videómonitor vonalsűrűsége határozza meg, a geometriai tényezők csupán másodlagosak. A geometriai tényezők ugyanakkor különböznek a felvételi rendszertől, hiszen más például a tárgy–receptor távolság, a képerősítővel történt kicsinyítési folyamat, a bemeneti és kimeneti ernyő méretének viszonya, valamint a foszforszemcsék mérete és a foszforréteg vastagsága ugyancsak hatással vannak a felbontó képességre. Egy átlagos képerősítőben a felbontóképesség 4 lp/mm, de nagyítással kb. 6 lp/mm felbontás is elérhető.

### Torzítás

Torzítás hasonló okok miatt jön létre, mint a felvételi rendszereknél, azaz elsősorban a tárgy–receptor távolság miatt. A képerősítővel történt elektronikus nagyítás az aktuális torzítás mértékét nem befolyásolja, ugyanakkor a nagyított képen a jelenlévő torzítás is könnyebben észrevehető.

Alaktorzítás elsősorban a képerősítő cső geometriája miatt jön létre. Bár a bemeneti ernyő konkáv felületű, ez mégsem elegendő a széli részeken fellépő torzítás kiküszöbölésére. A széli részekben az elektronok egymás taszítása miatt egymástól eltávolodnak, és ez által a kép itt kissé kiszélesedik.

Ez a jelenség a kép területének akár 8–10%-át is érintheti, és emiatt a képintenzitás centrálisan értelemszerűen nagyobb lesz, mint a széli részekben. Következésképpen a legkisebb torzítás és a legjobb kontraszt a fluoroszkópiás kép közepén lesz.

### Kvantum-zaj

A kvantum-zaj miatt a kép szemcsés, pettyes megjelenésű, melynek oka, hogy a kép nem elegendő sugárzásból – fotonból – épül fel, illetve a fotoneloszlás nem egyenletes. Hagyományos felvétel esetén a megfelelő fotonmennyiséget a mA és az idő (s) beállítással, illetve kombinációval érjük el. A fluoroszkópiában az időt a látórendszer feldolgozási ideje határozza meg, tehát egy viszonylag rövid időperiódus alatt kell elegendő fényfotonnak a szemhez érkezni. A látórendszerünk periódusideje kb. 0,2 másodperc, tehát ha ez idő alatt elegendő fényfoton érkezik a szemhez, akkor a kvantum-zajt nem érzékeljük. A kvantum-zaj a videórendszer zaját is jelentősen befolyásolja, mivel a lehető legkisebb mennyiségű foton révén kívánjuk a fluoroszkópiás rendszert aktiválni. A kvantum-zajt tehát azok a tényezők befolyásolják, melyek a szemhez érkező fényfotonmennyiséget módosíthatják úgy mint a sugárzás mennyisége, a vizsgált személy által történő attenuáció, a bemeneti ernyő konverziós faktora, fényerőhozam, a monitor és a vizsgált

távolsága. A felsorolt tényezők bármelyikének kompenzálásával csökkenthetjük a kvantum-zajt, de a leggyakoribb megoldás a csőáram (mA) emelése.

## Megtekintő rendszerek<sup>25</sup>

Számos megtekintő, illetve megjelenítő rendszert dolgoztak ki, mely a kimeneti ernyő képét a vizsgáló elé tárja, melyek közül vannak dinamikus, valós idejű rendszerek és lehetőség van statikus képek előállítására is, melyek ma már kizárólag digitálisak. Az alábbi leírást csupán elvi megfontolásból készítettük.

### Videómegjelenítés

A fluoroszkópiás kép leggyakoribb megjelenítési formája, mely egy zárt videóláncban történik, melynek célja a külső jelek (TV-adás) eliminálása.

Ez a videólánc áll egy videokamerából, mely a képerősítő kimeneti ernyőjéhez kapcsolódik, és egy videómonitorból, melyen a képet a vizsgáló megtekintheti.

### Videókamera csövek

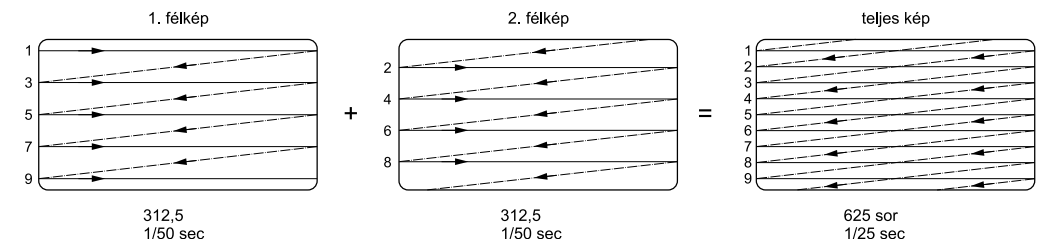
A videócsövek már csak régebbi készülékekben találhatók, a modern fluoroszkópiás berendezésekben CCD kamerákat alkalmaznak.

A videócső is egy katódsugárcső, melyben a katódból kilépő elektronsugarat fókuszáló és eltérítő tekercsek kontrollálják, és az anód mögötti célterületből származik a videójel.

### Katód

A katódból az elektronok termoionikus emisszióval lépnek ki, melyeket egy kontrollrács alakít elektronnalábbá. Az elektronnalábot az anód gyorsítja fel és irányítja a célterület felé. Ugyanakkor a célterület előtt az elektronokat az anód lelassítja és szinte megállítja közvetlen a célterület előtt, melynek következtében az elektronnaláb a célterületet merőlegesen éri el. Ugyanakkor a fókuszáló tekercsek segítségével az elektronnaláb igen kis kiterjedésű, mely a felbontás miatt fontos. Egy eltérítő tekercspár segítségével az elektronnaláb a célterületet egy ún. rasztermintázat szerint pásztázza (13.8. ábra).

<sup>25</sup> Lásd még TV és monitorok fejezet



**13.8. ábra** A videómonitor rasztermintája. Az elektronnaláb aktív pásztázása az átlós haladás, a vízszintes haladás az inaktív szakasz. Egy 512 vonalból álló rasztermintát egy elektronnaláb 1/25 sec alatt pásztáz végig. Másodpercenként 25-ször pásztázza végig a teljes képernyőt

Az elektronnaláb mozgása rendkívül gyors, mivel a teljes mezőt percenként akár egymilliószor is képes végigpásztázni. Azért, hogy a kép ne villogjon, a képernyőt általában kettéosztják, és az egyik pásztázás során minden páros vonalat, az ezt követő pásztázás pedig minden páratlan vonalat pásztáz. Ahogy korábban említettük, a rasztermintázat, illetve vonalsűrűség alapvetően meghatározza a felbontó képességet.

### Anód

A képerősítő kimeneti ernyőjét és a videócső detektor oldalát száloptikával vagy optikai rendszerrel kötik össze. Ezáltal a kimeneti ernyőn emittált fényfotonok közvetlenül a videócső detektor felületéhez jutnak. Ezt a detektor felületet egy vékony grafitréteg borítja, mely képes a fényt áteresztetni, ugyanakkor elektronikus jel vezetését is lehetővé teszi. Ez alatt a grafitréteg alatt egy fényérzékeny anyag helyezkedik el, mely leggyakrabban antimontrisulfid vagy ólomoxid. Ezek a vegyületek kis szemcsék formájában vannak jelen, mely szemcseméret a videócső feloldó képességét is meghatározza. A fényérzékeny szemcsék fényfotonokat abszorbeálnak és ezzel arányos mennyiségű elektront bocsátanak ki. Az adott szemcséből „eltávolított” elektronok sajátos töltéseloszlást okoznak, melyet a pásztázó elektronnaláb „letapogat” és a töltés hiánnyal arányos elektromos jel generálódik. Ezt a videójelet fordítja le a megjelenítő monitor.

### CCD kamera

A CCD (Charge-Coupled Device) egy félvezető eszköz, mely egy fényérzékeny felületen képződő töltéseket képes tárolni. A fényfoton a fényérzékeny felületen elektron kibocsátást hoz létre, mely elektron kibocsátás a beeső fotonmennyiséggel arányos. Mint minden félvezető eszköz, a CCD is

képes a felszabadult elektronokat tárolni P és N lyuksorozatok formájában. A videójelet itt is egy rasztermintázatú letapogatással hozzák létre.

A CCD eszköz nagy előnye, hogy rendkívül gyors, ezért különösen alkalmas nagysebességű kép megjelenítésre, melynek felhasználási területe például a szívkatéterezés. A másik nagy előnye a CCD-nek az, hogy sokkal érzékenyebb, mint a régi videócsövek, valamivel jobb a felbontásuk és hosszabb az élettidejük.

### Lapos panel detektor (TFT – thin film transistor)

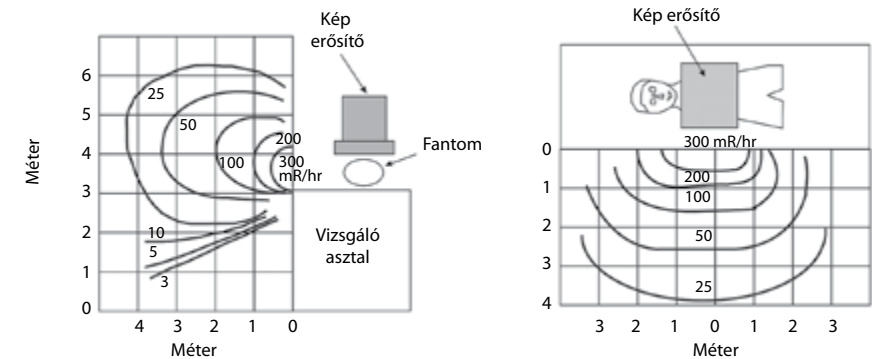
A lapos panel vékony film tranzisztor sorozatokból áll, melyekből a jelet fotódiódák segítségével bontanak pixelekre. Ezek tehát a röntgenfotonok elnyeléséből származó fényfotonokat (a folyamatot CsI kristályokkal fokozzák) elektromos jellé alakítják. A modern készülékekben a képerősítő csövet és a videórendszert TFT detektorok cserélik fel, melyek a képet közvetlenül digitális formában rögzítik. A térbeli felbontásuk (100-150  $\mu\text{m}$ ) és a detektálás hatékonysága is jobb, mint a képerősítő rendszernek, így várhatóan a jövőben a képerősítő fluoroszkópia bekerül a radiológia történelmének könyvébe.

## A fluoroszkópiás vizsgálat alatti sugárvédelem

### A beteg

A fluoroszkópiás rendszer a legkisebb sugármennyiséggel működik, amely elegendő a vizsgálandó struktúra megjelenítéséhez. A röntgencső felőli bőrfelszín a beteg legközelebbi pontja a sugárforráshoz. Az expozíciós ráta nem haladhatja meg a 10 R/perc mennyiséget, de általában ez nem több mint 1-3 R/perc. A minimális fókuszbőr távolság legalább 30 cm mobil fluoroszkópiás egységeknél és 38 cm stabil fluoroszkópiás rendszerekben. A korszerű készülékeken általában egy 5 perces időzítő hangjelzés is figyelmeztet a vizsgálat időtartamára. 5 perc eltelté után a fluoroszkópiás rendszer leáll, és ilyenkor 5 perc után „újra kell indítani” a rendszert a vizsgálat folytatásához.

A nagyító képerősítők fokozott dózist jelentenek, mivel az automatikus fényerő-szabályozás a csökkent elektronmennyiséget nagyobb fotonzámmal kompenzálja a nagyítás során. Már említettük, de nagyon fontos szempont, hogy a nagyítás során a kollimátor lemezeket csak a vizsgált mező méretének megfelelően lehet kinyitni. Ez azért fontos, mivel nagyításkor kisebb területet vizsgálunk, mint amit a képerősítő bemeneti ernyő detektálni tud, ezért a nem vizsgált környező szöveteket védeni kell a felesleges sugárterheléstől.



13.9. ábra Egy tipikus fluoroszkópiás berendezés izodózis görbéje. A görbe alakja a csökkent dózisz területeket jelöli meg egy fluoroszkópiás vizsgálat alatt

### A radiográfus és a radiológus

A fluoroszkópiás vizsgálat során a vizsgáló helyiségben tartózkodó minden személynek védőfelszerelést, ill. ólomköpenyt kell viselni, melynek a vastagsága legalább 0,25 mm ólomegyenérték.

A mai ólomköpenyek nem csak a vizsgáló személy elülső oldalát védik, hanem körkörös védőzónát alkotnak, mely a vizsgálat során nagyobb mozgásszabadságot és jobb sugárvédelmet jelent. Ha a vizsgáló személy kezeit a vizsgálómezőbe kell helyezni, feltétlenül ajánlott védőkesztyűt használni.

A fluoroszkópiás vizsgálat során a radiográfusra és radiológusra veszélyes sugárforrás maga a páciens. Ennek oka természetesen a szórt sugárzás, hiszen a beeső sugárnyalábra 90°-kal szórt röntgenfotonok meglehetősen magas energiájúak, és a beteg általában a vizsgáló személyzet gonádjának magasságában helyezkedik el. Szintén emlékeznünk kell a négyzetes sugárfogyásra, tehát akár egy lépés a betegtől hátrafelé jelentősen csökkenti a dózist (13.9. ábra). A radiográfus nagy előnye továbbá, hogy a diagnosztikai fluoroszkópiás vizsgálat alatt a radiológus orvos mögé állhat, mely nemcsak egy plusz ólomkötény védelmet, hanem a radiológus egész testével a radiográfust védi a vizsgálat alatt.

## 14. fejezet

## Monitorok

Walter Norbert

Az alábbi fejezetben a mindennapi gyakorlatban leginkább használt kijelzők – a katódsugárcsőves és a folyadékkristályos monitorok működési alapelveinek fizikai–technikai alapjait tekintjük át.

Mindkét alaptípusnál azt a gondolatmenetet követjük, hogy az adott berendezés alapvető egységeit sorban bemutatva tisztázzuk a berendezés működéséhez szükséges fizikai alapokat, minden esetben a fekete-fehér megjelenítést tekintve kiindulópontnak. A színes technológia az előbbi alapján kiterjeszthető.

Katódsugárcsőves monitorok (CRT)<sup>26</sup>

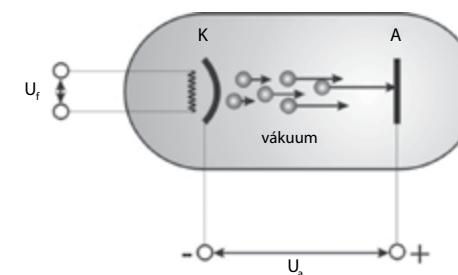
Kronológiailag és technikai színvonalukat tekintve is a *katódsugárcsőves monitorok* kívánkoznak a tárgyalásunk elejére. Működési alapelveiket tekintve nagyfokú hasonlóságot, esetenként azonoságot mutatnak a katódsugárcsőves televíziókészülékekkel.

## Katódsugárcső

A *katódsugárcső* részeinek pontos ismertetésére már sor került, ezért itt csak vázlatosan közöljük, kiemelve azokat a részeit, melyek a monitorokban használt speciális katódsugárcsőekben különösen fontosak.

A katódsugárcső alapvető egységeit a 14.1. ábra szemlélteti. Az *izzókatód*on termikus *elektronemisszióval* gerjesztett elektronokat az *anód* és a *katód* közötti nagyfeszültségű *elektromos tér* (több 10 000 V) igen nagy sebességre gyorsítja fel. A gyorsításhoz szükséges, hogy a katódsugárcső belsejében nagy *vákuum* (2-3 Pa nyomás) legyen jelen, mert a *szabad elektronokat* tartalmazó katódsugár légköri nyomást (vagy hasonló nagyságrendet) tartalmazó gázban (pl. levegőben)

<sup>26</sup> Cathode Ray Tube = katódsugárcső



14.1. ábra A katódsugárcső általános felépítése

nagy reakcióképessége miatt túl gyorsan *elnyelődik* és *szóródást* szenved. A nagy sebességre felgyorsított elektronok az anód felé vándorolnak, felhasználási helyük azonban a katódsugárcső típusától függően más lehet (röntgencsőnél maga az anód, monitoroknál luminofor ernyő).

Az elektronok gyorsítására fordított *munkát* az anód és a katód között található *elektromos mező* végzi, amely a munkatétel<sup>27</sup> értelmében *teljes egészében* az elektronok *mozgási energiájának* növekedésére fordítódik:

$$W = e \times U_a = \Delta E_k = \frac{1}{2} m_e \times v^2$$

ahol  $U_a$  az *anódfeszültség*,  $m_e = 9,1 \times 10^{-31}$  kg az *elektron tömege*,  $e = 1,67 \times 10^{-19}$  C az *elektron töltése*,  $E_k$  a *mozgási* vagy *kinetikus energia*,  $v$  pedig a *sebesség*. Az eredmény *SI mértékegységekkel* számolva *joule*-ban (J) adódik, de célszerű helyette az éppen ez alapján definiált *elektronvolt* (eV) mennyiséget használni, mely szerint:

1 eV mozgási energiával rendelkezik az 1 V gyorsítófeszültségű elektromos mezőben álló helyzetből induló felgyorsított elektron.

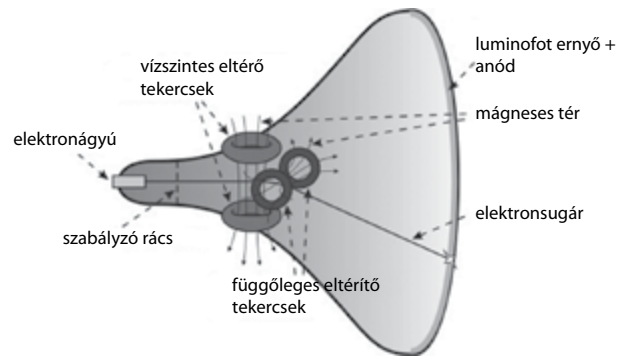
A fenti összefüggés szerint tehát **1eV = 1,67 × 10<sup>-19</sup>J**.

## A képcső részei

Mint említettük, a CRT monitorok – felépítésüket tekintve – megegyeznek az ugyanilyen *televíziókészülékekkel*. A megjelenítésre szolgáló *képcső* részeit a 14.2. ábrán láthatjuk.

<sup>27</sup> A munkatétel kimondja, hogy a külső erők által végzett munka teljes egészében a test mozgási energiájának megváltozására fordítódik:

$$W = \Delta E_k$$



14.2. ábra A tévéképcső részei

A fűtött katódot tartalmazó *elektronágyúból* az *előgyorsító anódon* át érkező elektronok *szabályzó rácson* haladnak keresztül. A rács feszültségének előjelével az elektronok mennyiségét lehet szabályozni oly módon, hogy a negatív feszültségű rács a kilépő elektronok továbbhaladását gátolja, pozitív feszültség esetén pedig elősegíti. Ennek az elektronsugár *intenzitásának* (egységnyi idő alatt egységnyi felületen áthaladó elektronok száma:  $1/m^2 \cdot s$ ) szabályozásában van szerepe, ami pedig a felvillanás intenzitásával függ össze (ld. később).

A (képcső esetén) több ezer volt feszültségű anód a *képcső belső felületére felhordott elektróda*, amelyet *luminofor foszforréteggel* látnak el, melyen a becsapódó elektronok látható *fényfelvillanást* keltenek.

Nézzük most az egyes részeket részletesebben.

## Elektronágyú

Az elektronágyú 2 részből áll:

- **Katód:** fűtőszál, amely elektronokat bocsát ki.
- **Wehnelt-henger:** a belsejében lévő katód által emittált elektronokat egy nyalábbá fókuszálja.

A katódszálban lévő *negatív szabadelektronok* és a *pozitív fémionok* között nagy *elektrosztatikus vonzerő* lép fel, ezért az elektronok a katód anyagában maradnak mindaddig, amíg mozgási energiájuk le nem győzi a katód felületéből való kilépéshez szükséges kilépési munkát. A kilépő elektronok áramsűrűségét (egységnyi felületre jutó áram, mértékegysége:  $A/m^2$ ) a Richardson-formula írja le:

$$J = K \times e^{-\frac{W_k}{k \times T}}$$

ahol  $J$  az *áramsűrűség*,  $W_k$  a *kilépési munka*,  $k = 1,38 \times 10^{-23} J/K$  a *Boltzmann-állandó*,  $T$  az *abszolút hőmérséklet*,  $K$  pedig az anyagra jellemző, abszolút termodinamikai hőmérsékletétől is függő állandó. Látható, hogy a kilépő áram sűrűsége a hőmérséklet emelkedésével exponenciálisan nő.

A Wehnelt-henger tartalmazza a katódot, amelyhez képest negatív potenciálú. A feladata, hogy az anóddal együtt a katód által kibocsátott (még kis sebességű) elektronokat az anód és a Wehnelt-henger közé eső pontba *fokuszálja*.

## Rács

Az elektronágyúból érkező elektronnyaláb *rácson* halad keresztül, melynek feladata a nyaláb *intenzitásának* (vagy áramsűrűségének, a kettő itt ekvivalensen használható) *szabályozása*. Ha a rács a katódhoz képest kis negatív potenciálon van, az érkező elektronok taszító ellentérbe kerülnek, így mozgásuk lelassul, egy részük elnyelődik. Kis pozitív potenciálkülönbség esetén az elektronnyaláb tovább gyorsul, áramsűrűsége nő.

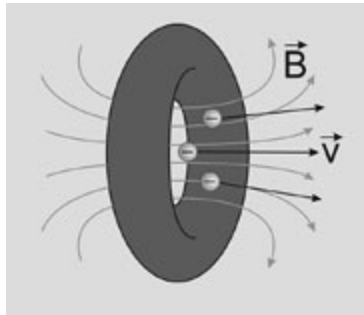
## Gyorsító tér

A rácson áthaladó elektronok *nagyfeszültségű gyorsító* elektromos *térbe* kerülnek. A katód és anód közötti tér feszültsége képcsővek esetén néhány ezer volt, melyben az elektronok *jelentős mozgási energiára* tesznek szert. Általános ökölszabálynak elfogadhatjuk, hogy a gyorsítófeszültség kilovoltban (kV) mért értéke megegyezik az elektronok maximális mozgási energiájának kiloelektronvoltban (keV) mért értékével.

## Fokuszálás

Az előállított *elektronnyaláb* enyhén *divergál*, melynek oka, hogy az azonos (negatív) töltésű elektronok elektrosztatikai (Coulomb-) taszítóerőt fejtenek ki egymásra. Az ilyen széttartó nyaláb *túl nagy méretű foltot* érintene a képernyőn, ami a *felbontást* erőteljesen rontja. Ezért a nyalábot a luminofor ernyőre *fokuszálják* *elektromágneses fókuszáló „lencsével”* (14.3. ábra).

A mágneses fókuszáló tekercs axiális irányú, ami azt jelenti, hogy az elektronnyaláb a tekercs szimmetriatengelyével párhuzamosan halad át rajta. A mágneses tér ebben a térben szintén hosszanti – a szimmetriatengellyel azonos – irányú. Az enyhén széttartó nyalábban az egyes elekt-



14.3. ábra Mágneses fókuszáló tekercs

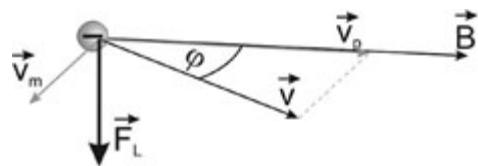
ronok sebességvektorai kismértékben eltérő irányba mutatnak, az egymással és a B mágneses indukcióvektorral bezárt szögük kicsi.

B indukciójú mágneses térben v sebességgel mozgó -e töltésű elektronra  $F_L$  mágneses Lorentz-erő hat:

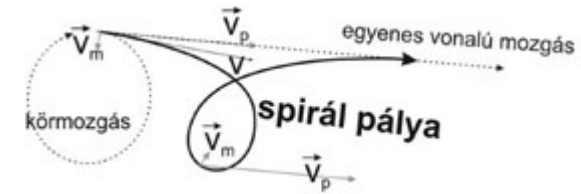
$$\vec{F}_L = -e \vec{v} \times \vec{B}$$

Az erő nagysága:  $F_L = e \times v \times B \times \sin \varphi$ , ahol  $\varphi$  a v sebességvektor és a B mágneses indukció vektor által közbezárt szög. Ha a v sebességvektort felbontjuk egy a B mágneses indukció vektorral párhuzamos ( $\varphi = 0^\circ$ ), valamint arra merőleges ( $\varphi = 90^\circ$ ) komponensre (14.4. ábra), akkor az összefüggésből következik, hogy a mágneses tér csak a rá merőleges sebességkomponensre fejt ki erőt, mert  $\sin 0^\circ = 0$  és  $\sin 90^\circ = 1$ . A vektoriális szorzat miatt az erő iránya merőleges a v és B vektorok által kifeszített síkra, ami azt eredményezi, hogy az elektron a B vektorokra merőleges síkú,  $v_m = v \times \sin \varphi$  kerületi sebességű körmozgást végez, miközben a sebességének  $v_p = v \times \cos \varphi$ , a B vonalakkal párhuzamos komponense nem változik, tehát ebben az irányban egyenesvonalú egyenletes mozgást végez.

A két mozgás eredője hélix pálya. Mivel az elektronok sebességvektorai csak kis szögben térnek el egymástól, a  $v_p$  párhuzamos komponens az összes elektron esetén gyakorlatilag megegyezik,



14.4. ábra A sebességvektor felbontása egy a B-vonalakkal párhuzamos és egy azokra merőleges komponensre, valamint a Lorentz-erőre



14.5. ábra Az egyenes vonalú egyenletes és a rá merőleges síkú egyenletes körmozgás eredője spirális pálya

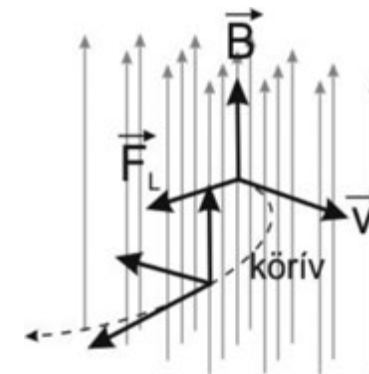
ezért az egyes elektronok spirálpályáinak menetemelkedése azonos lesz, és ezért a spirálok egy pontban találkoznak ismét, vagyis a nyaláb közel egy pontban fókuszálódik (14.5. ábra).

### Eltérítés

A fókuszált elektronnyaláb a képcső középső pontjába csapódik be, ott okozva fényfelvillanást. A feladat a nyaláb folyamatos mozgatása vízszintes és függőleges irányban ahhoz, hogy az elektronok sorról-sorra vízszintesen pásztázzák végig az ernyőt, majd minden sor végigpásztázása után ugorjanak vissza és lefelé a következő sor elejére. Ehhez két módszer használható:

- elektromos eltérítés,
- mágneses eltérítés.

Az elektromos eltérítés a gravitációs térben vízszintesen elhajított kő analógiájára az elektron sebességére merőleges irányú, E térerősségű elektromos tér alkalmazásával történik, melyben az elektron a rá ható  $\vec{F} = -e \vec{E}$  hatására parabola alakú pályán mozogva az eredeti irányához képest



14.6. ábra A mozgó töltésre ható Lorentz-erő



a szögű eltérítést szenved, ahol az  $a$  szög nagysága az  $E$  térerősséggel arányos  $U$  feszültségtől függ. Ilyen eltérítést alkalmaznak többek között a főleg kísérleti, mérés-technikai stb. célból használt *oszilloszkópokban*. Technikailag az elektromos teret *kondenzátor fegyverzet*ei között állítják elő.

Monitorokban, TV-készülékekben sokkal jelentősebb szerepe van a *mágneses eltérítésnek*, amely a *Lorentz-erő* alapján értelmezhető (14.6. ábra).

Az elektron a sebességére merőleges irányú mágneses térben az  $\vec{F}_L = -e \times \vec{v} \times \vec{B}$  Lorentz-erő hatására *körpályára* kényszerül, melynek sugara, így az eltérítés szöge is a  $v$  sebesség és a  $B$  indukció függvénye. A valóságban az elektronok természetesen a körpálya csak egy részét – *körívet* – futnak végig. A mágneses tér előállításához *elektromágneses* tekercseket használnak, külön vízszintes és függőleges irányban.

### Luminofor ernyő, lumineszcencia

A képcső belső felét foszfor vagy cink alapú *lumineszkáló réteggel* vonják be, amely a nagy energiájú becsapódó elektronok hatására *látható fényt* bocsát ki. A fénykibocsátás lumineszcencia sugárzás formájában jelenik meg, melyet az alábbiakban ismertetünk.

A *lumineszcencia* vagy *hidegsugárzás* az anyagoknak nem hőmérsékletük emelése következtében létrejövő fénykibocsátása. Két fajtája létezik: a *fluoreszcencia* vagy együttvilágítás és a *foszforeszcencia* vagy utánvilágítás. A *gerjesztés* történhet elektromágneses sugárzás, korpuszkuláris sugárzás, elektromos tér hatására, kémiai folyamatok következtében stb. A lumineszcens fény *eredete* minden esetben egy molekula vagy atomcsoport *külső elektronpályái között történő átmenet*, melynek során az elektron *magasabb energiájú* állapotból *alacsonyabb energiájú* pályára lép át, és a különbségi energia *fényfoton* formájában *emittálódik*. *Fluoreszcenciáról* akkor beszélünk, ha az elektron *ugyanabból* a magasabb energiájú állapotból esik vissza valamelyik alacsonyabb energiájú állapotba, amelyikbe a gerjesztés révén jutott. Ez a fajta hidegsugárzás a gerjesztést követően *viszonylag gyorsan* ( $\sim 10^{-9}$ s alatt) lezajlik, ezért jelenlétét tulajdonképpen *csak a gerjesztés ideje alatt* érzékeljük. *Foszforeszcenciáról* abban az esetben van szó, ha a gerjesztett elektron, mielőtt emisszióra kerülne sor, a környezeti molekulákkal történő kölcsönhatás (elsősorban ütközések) következtében egy *metastabil nívóra*<sup>28</sup> kerül, ahol *viszonylag hosszú* ideig ( $\sim 10^{-6}$ s-tól több percig

<sup>28</sup> metastabil nívó: Tegyük fel, hogy olyan pályán lévő elektron gerjesztődik, amely párban helyezkedett el az adott pályán. Ekkor a Pauli-elv szerint spinjük ellentétes. Az elektron spinje gerjesztett állapotba való jutáskor nem változik meg, a környezettel való kölcsönhatás következménye azonban éppen a spin ellentétesre fordulása lehet. Ha ez bekövetkezik, az elektron metastabil nívón van, mert az eredeti pályájára megváltozott spinje miatt már nem juthat vissza. Ahhoz, hogy egy ilyen elektron visszajuthasson az alapállapotába, ismét kölcsönhatásra van szükség a környezettel, amely a spinállapotát visszaállítja eredetivé. Ez a folyamat – atomfizikai léptékkal mérve – akár tetemes időt is felemészthet ( $\sim 10^{-6}$ s – 1s).

vagy óráig) tartózkodhat, míg ismét alapállapotba jut, ezért a lumineszcenciának ez a formája a *gerjesztés megszűnte után is* egy ideig látható marad.

Ha a lumineszcencia fény hatására következik be, akkor elmondhatjuk, hogy a lumineszcens fény hullámhossza általában nagyobb, mint a gerjesztő fényé (*Stokes-szabály*).<sup>29</sup>

Egy objektum lumineszcenciája tehát a gerjesztő hatás megszűnésekor nem szűnik meg azonnal, hanem rövidebb-hosszabb idő alatt „alszik ki”. A folyamat időbeli lefolyása *kvantumfizikailag determinált*, hasonlóan a radioaktív bomlásokhoz, ennek megfelelően matematikailag is ahhoz hasonló módon, *exponenciálisan csökkenő* függvénnyel írható le. A lumineszcencia *élettartamának* jellemzésére ily módon a gerjesztett állapot élettartamának időállandója szolgál, amely azt az időt jelenti, amely alatt a gerjesztés megszűnése után a gerjesztett lumineszcens centrumok száma  $e$ -ad részére (az eredeti kb. 37%-ára) csökken. Ez az időtartam a fent leírtaknak megfelelően a másodperc milliomod (vagy még kisebb) részétől több óráig, egyes esetekben néhány napig is eltarthat.

Monitorok esetében *foszforeszcens* anyagokat alkalmaznak, néhány ms élettartammal, hogy a képernyőt végigpásztázó elektronsugár hatására a képernyőnek minden egyes pixele nagyjából *azonos intenzitással* világítson. Ellenkező esetben egy kép kirajzolása után közvetlenül az alsó sor jobban világítana, mint a felső, ami villódzást eredményezne.

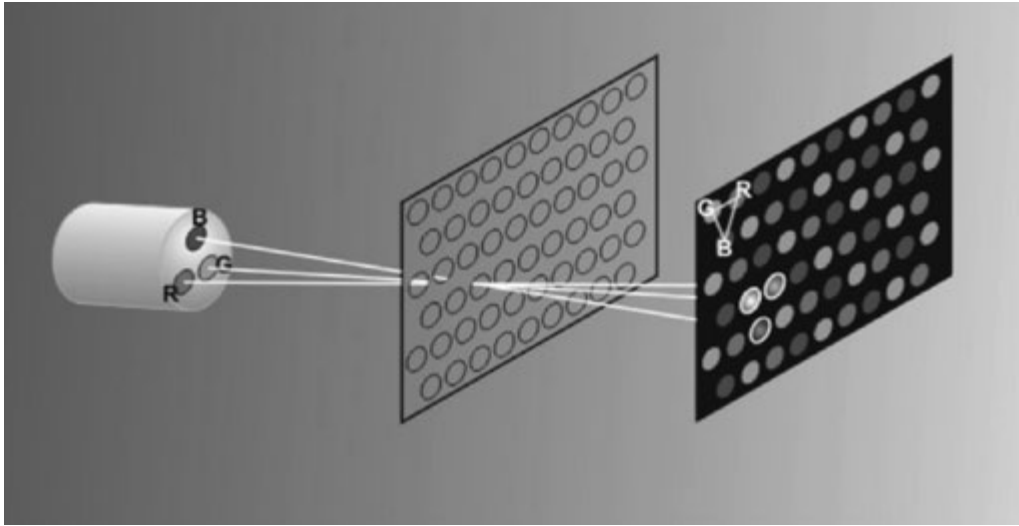
### Árnyékmazsk, színes technika

Közvetlenül (kb. 1,5 cm-rel) a luminofor ernyő előtt a képcsőben *árnyékmazsk* található. Ennek feladata az elektronsugár szóródásából származó *képi zaj kiszűrése*. A szóródó elektronok nemcsak az adott pixelben okoznának fényfelvillanást, hanem a mellette lévőekben is, ami képi zajként jelentkezne. Az erőteljes melegezés miatt különleges fémötvezetből készült mazskba fúrt lyukakon az elektronsugár áthalad, de a szóródó elektronokat kiszűri. A lyukak átmérője 0,2–0,25 mm közötti.

A *színeskép* előállításának alapja két biofizikai felismerés. Az első, hogy az *emberi szem felbontási határa véges*, ami azt jelenti, hogy egy meghatározott távolságnál közelebb lévő két pont az agyban egy képpé olvad össze, tehát *egyetlen pontnak* látjuk. A második elv az, hogy ha *két színt összekeverünk*, akkor azt egy *harmadik színnek érzékeli* az emberi szem. Az additív színkeverésnek megfelelően a képernyő színárnyalatait három alapszínből, *vörösből, kékből* és *zöldből* keverjük ki (RGB-technika)<sup>30</sup>. A három alapszín megfelelő arányú *additív keveréke* kiadja a *fehéret*. Színes képernyő esetén *mindegyik alapszínhez egy-egy elektronágyú* tartozik, melyek mindegyike csak a hozzá tartozó színpixelrel találja el. Ezt úgy érik el, hogy az elektronsugarak közvetlenül a lyukmazsk-

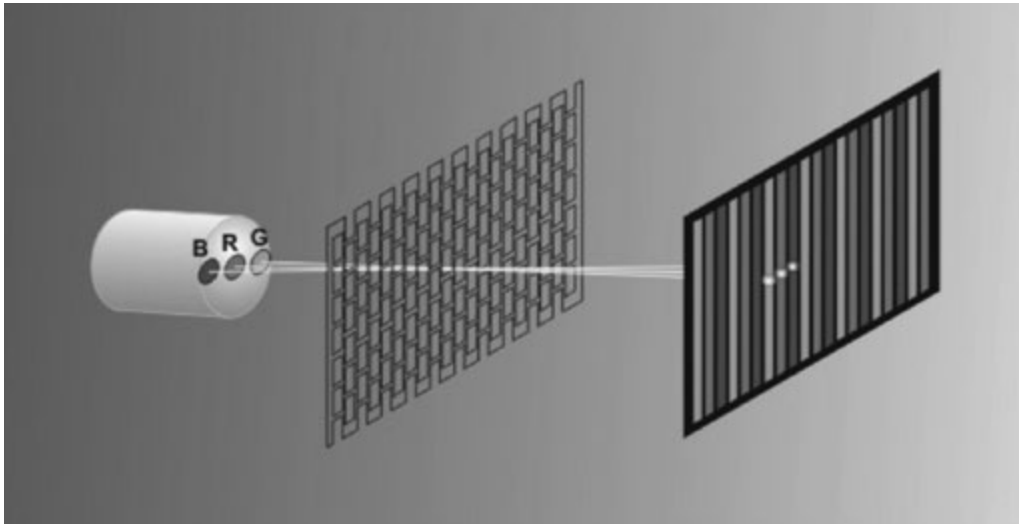
<sup>29</sup> Ezért van például az, hogy az UV-fénnyel gerjesztett speciális festékfoltok látható (lilás-kékes árnyalatú) színnel fluoreszkálnak a bankjegyeken.

<sup>30</sup> A piros színt európiummal aktivált itriumfoszfor, a zöldet ezüsttel aktivált cinkkadmium, a kéket pedig ezüsttel aktivált cinkszulfid vegyülettel állítják elő.



14.7. ábra Delta képcsőtechnika

ban keresztezik egymást, amire az elektronágyúk viszonylag nagy mérete miatt is szükség van. Régebbi típusú televíziókészülékekben, monitorokban az úgynevezett *delta* elrendezésű színpixel-hármas elrendezés volt használatos (14.7. ábra), ahol a vörös, zöld és kék színpixelek, valamint a



14.8. ábra In-line képcsőtechnika

három elektronágyú egymáshoz képest 120°-os elrendezésben helyezkedett el, ezért a lyukmaszk is ilyen elrendezésben tartalmazta a lyukakat.

Ma már szinte kizárólag *in-line* elrendezésű képcsöveket használnak (14.8. ábra), ahol az RGB színpontok függőleges csíkokban helyezkednek el, valamint az árnyékmazsk is függőleges réseket tartalmaz.

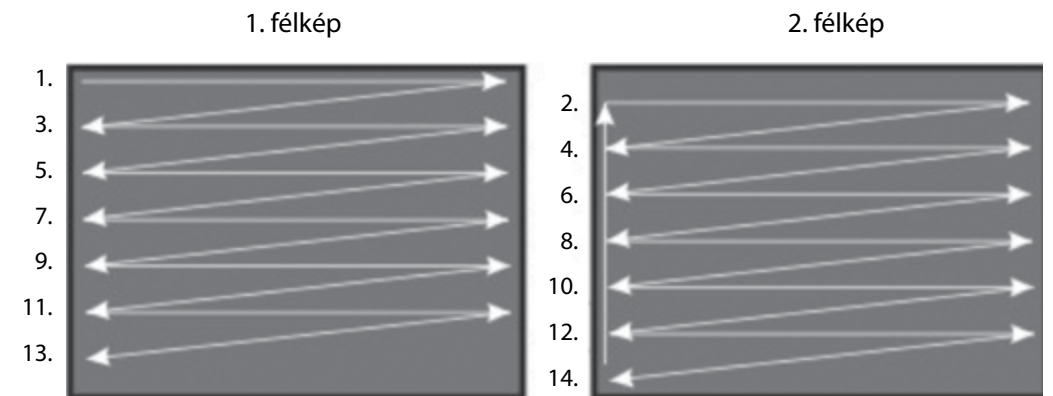
### A képi megjelenítés elve

A fókuszált elektronsugárral viszonylag gyorsan *végig kell pásztázni* a képernyő minden részét, hogy a képet egyenletes fényerősséggel lássuk mindenhol. Két alapvető módszer létezik a letapogatásra: *váltott soros* (interlaced) és *progresszív* (non-interlaced).

*Váltott soros letapogatás* (14.9. ábra) esetén az elektronsugár *egy teljes képet két félképből* állít elő. Az *első* félkép csak a *páratlan*, a *második* csak a *páros* sorokat tartalmazza, de a foszforeszcencia jelensége miatt a szemünk ezt a váltást nem képes követni, így egész képet látunk. Ez a kép egyenletesebb fényerősséget és ezzel együtt kisebb villódzást eredményez, mint a progresszív letapogatásos módszer.

*Progresszív letapogatásnál* (14.10. ábra) a kép *egy ciklus alatt*, az *összes sor* egymást követő végigpásztázásából áll össze.

Az egyes képpontok szigorú rend szerint mátrixba rendeződnek. A képernyőn a pontok úgy rajzolódnak ki, hogy az *elektronsugár végigfut* a felületen *balról-jobbra* és *fentről lefelé* (ahogy írunk). Tehát elkezdi a bal felső sarokban, vízszintes (valójában kissé ferde) vonalban halad – ahol



14.9. ábra Váltott soros letapogatás



14.10. ábra Progresszív letapogatás

kell, nagyobb energiával dolgozik – egészen a képernyő jobb széléig. Itt áramsűrűsége lecsökken, hogy visszafelé való haladáskor ne okozzon foszforeszcenciát, visszafut a bal oldalra és az előbb meghúzott sor alatt, ahhoz közel húz egy következő sort. Ezt egészen addig folytatja, amíg eléri a képernyő alját. Ekkor az elektronsugár visszatér a bal felső sarokba (képköltés), és kezdődik minden előlről.

A hagyományos tévékép úgynevezett váltott soros vagy félképváltásos (interlaced) módon rajzolódik ki, azaz az elektronsugár először a páratlan sorokat rajzolja fel, majd visszafut a kép elejére, és a páros sorok következnek. Egy PAL<sup>31</sup> szabványú tévékép 625 vízszintes sorból épül fel, de ebből csak 576 sor látható, a többi „elviszi” a képköltés<sup>32</sup>. A PAL televíziókon – ha a felbontásnövelő

<sup>31</sup> videoszabványok:

- PAL: A Telefunken cég laboratóriumában kifejlesztett színes televízió rendszer, amelyet nálunk az elmúlt években vezettek be. Napjainkban mintegy 60 országban sugározzák ebben a rendszerben a televízió-adásokat. Elsősorban az európai országokban – Franciaországot kivéve, amely saját szabványt (SECAM) vezetett be – terjedt el. A PAL szabvány szerint sugárzott kép 625 sorból áll (ebből azonban csak 576 sor alkotja magát a képet). A maximális horizontális felbontás (az egy sorra jutó képpontok száma) 768 pont. Az egy másodperc alatt sugárzott képek száma 25.
- NTSC: National Television Society Committee – az USA Nemzeti Televíziós Bizottsága. A szóban forgó intézmény nevének rövidítését használják az általa kifejlesztett színes televíziós rendszer megjelölésére, amely elsősorban az amerikai kontinensen és Japánban terjedt el. Ez a rendszer 525 sorra (tehát kevesebbre, mint a PAL és a SECAM rendszer) bontja a képet, és másodpercenként 30 képet vált (tehát többet, mint az említett két rendszer), 60 Hz mező frekvencia mellett; az átvitelhez 6 MHz-es analóg csatornára van szükség.

<sup>32</sup> Ezekben az „üres sorokban” veszi a TV-készülék a teletext adását

eljárásoktól most eltekintünk – a függőleges felbontás felső határa tehát a rendszerből adódóan 576 sor. Ma már létezik nagyobb függőleges felbontású TV-kép is, a HDTV szabvány esetében pl. akár 1080 látható sor is lehet.

Mialatt az elektronsugár egy teljes képet kirajzol, vagyis függőleges irányban egyszer végighaladt a képcsövön, vízszintesen minden soron végig kell haladnia és vissza. Mindebből következik, hogy a vízszintes és a függőleges eltérítés szigorúan szinkronban áll egymással az alábbi összefüggés szerint:

$$\text{vízszintes frekvencia} = \text{függőleges frekvencia} \times \text{sorok száma}$$

ahol a függőleges frekvencia az egy másodperc alatt kirajzolt teljes képek számát jelenti, melyet Hz-ben adunk meg, ezért más szavakkal:

$$\text{sorfrekvencia} = \text{képfrekvencia} \times \text{függőleges felbontás}$$

Az európai 50 Hz-es hálózati szabványhoz igazított rendszerben a képfrekvencia 25 Hz, vagyis másodpercenként ennyi egész képet láthatunk. Ez a frekvencia már elegendő ahhoz, hogy egy képsorozat folyamatos *mozgóképek*<sup>33</sup> érzékeljen az agyunk.

625 sorral számolva a vízszintes frekvencia a fenti képlet szerint 15 625 Hz-nek adódik. Megjegyezzük, hogy az amerikai és japánban használatos szabvány szerint ugyanezen értékek: 30 Hz, 525 sor és 14750 Hz.

Monitorok esetében a felbontás és a képfrekvencia manuálisan beállítható. Kis felbontás esetén valószínűleg non-interlaced, nagy felbontásnál interlaced üzemmódra vált automatikusan az eszköz, ezért a vibrálás erősödik.

## Sugárzás

A CRT monitorok elektronikai berendezései (eltérítő tekercsek, elektronágyú stb.) és a kép előállításának módja (becsapódó elektronsugár) miatt az eszköz egészségre is káros *elektromágneses sugárzásokat* bocsát ki, amely ellen védekezni kell.

Az alacsony sugárzású monitoroknál *ármylekölő lemezekkel* védekeznek az elektromos és elektromágneses tér készüléken kívülre jutása ellen, és kiváló minőségű transzformátorokat és eltérítő tekercseket alkalmaznak.

A csőben felgyorsuló elektronok nagy energiával a képernyőbe csapódnak, ahol kétféle hatást válthatnak ki. Egyrészt *elektrosztatikus hatást*, amely a képernyő megérintésekor érzékelhető.

<sup>33</sup> min. 24 kép/s

A gyártók a korszerű, újabb fejlesztésű monitorok képfelületét vezető réteggel látják el, amelyet *leföldelnek* a keletkező töltések elvezetésére.

Másrészt a hirtelen lelassuló elektronok *fékezési röntgensugárzást* bocsátanak ki, amely ellen *ólomüveg* alkalmazásával védekeznek, ezért a korszerű monitorokból kijutó röntgensugárzás mennyisége az előírásoknak bőven megfelel. Ebből adódik azonban az ilyen monitorok viszonylag nagy súlya (2-4 kg ólom), és problémák a hulladék kezelésekor.

## Folyadékkristályos monitorok (LCD)<sup>9</sup>

Fejlettebb, drágább, műszakilag kissé bonyolultabb, biológiailag kíméletesebb megoldás a *folyadékkristályos* vagy LCD monitorok használata kijelzőként. Ilyen monitorok a 90-es években jelentek meg asztali és hordozható számítógépek mellett, mára pedig kiszorították a katódsugárcsőves monitorokat a piacról.

### Folyadékkristályok

A *folyadékkristályok* olyan anyagok, amelyek ugyan *folyékonyak*, de sok fizikai tulajdonságuk a *kristályokéhoz hasonlóan anizotrop*. Az ilyen anyagok *molekulái* általában *hosszúláncúak*, *hossztengelyük* irányában kettőskötés rendszerük miatt merevek, nagy permanens *elektromos dipólmomentumuk* van, és a láncvégeken könnyen *polarizálható* csoportok helyezkednek el. Ezek a hosszúkás molekulák *hosszú távú rend* kialakítására képesek úgy, hogy azért az anyag *folyékonysága megmarad*.

Felfedezésük FRIEDRICH REINITZER, német biokémikus nevéhez fűződik, aki 1888-ban észrevette, hogy a koleszterol-benzoát 145°C-on megolvad, de csak 175°C-nál válik tiszta folyadékká. A két hőmérséklet között folyadékkristályos viselkedést mutat.

A folyadékkristályokat G. FREIDEL, német fizikus 1922-ben szerkezetük alapján három nagy csoportba osztotta:

- **Szmeztikus folyadékkristályok:** a vastag, szivar alakú molekulák szorosan, *egymással párhuzamosan*, a molekulatengelyre merőleges síkú, monomolekuláris rétegekben helyezkednek el. Az egyes rétegekben *a molekulák elrendezése véletlenszerű*. A monomolekuláris rétegek egymáson elcsúszhatnak, de a rétegek megmaradnak.
- **Nematikus folyadékkristályok:** a nevüket a görög fonál szóból kapták, aminek az oka szintén a molekulaszervezet hasonlósága a fonálhoz. Ezek a folyadékkristályok a legfontosabbak a kijelzők szempontjából. Szerkezetük kevésbé rendezett, mint a szmeztikus anyagoké. Molekuláik pálcika alakúak – fonálszerűek –, *a molekuláris tengelyük* a folyadékkristályos állapotban *egymással párhuzamos*. A nematikus anyagok molekulaszervezetét jól lehet szemléltetni egy doboz fogvájójával. Az ebben a dobozban lévő fogvájók egymáson csak a tengelyük

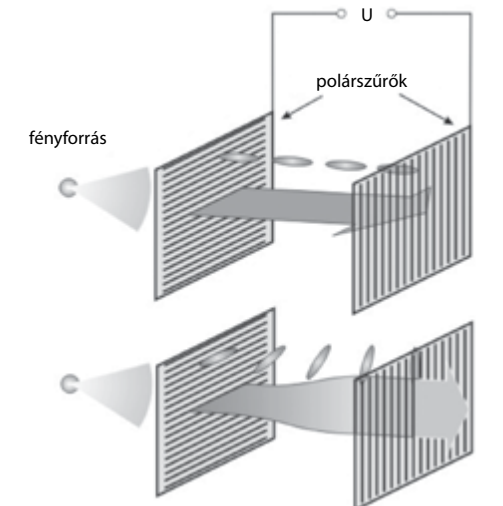
irányában képesek elmozdulni vagy a hossz tengelyük körül elfordulni, de a doboz miatt mindvégig párhuzamosak maradnak. Tipikus nematikus folyadékkristályok a *p-etoxi-benzilidén-p-amino-benzonitril*, az *ansylidén-p-amin-ofenil-acetát* és a *p-anoxiansol*.

- **Koleszterikus folyadékkristályok:** a folyadékkristályt alkotó szerves anyag molekuláris tengelyei egymással és az általuk alkotott monomolekuláris rétegek síkjaival párhuzamosak.

Alkalmazásuk két fontos tulajdonságuk alapján vált lehetővé. Egyrészt *dipólus* szerkezetük miatt, ami azt eredményezi, hogy homogén elektromos térbe helyezve őket, polaritásuknak megfelelően a tér irányába fordulnak. Másrészt a hosszú szerves molekulákból álló folyadékkristályok *kiralitást* mutatnak, azaz a rajtuk áthaladó polarizált fény síkját képesek elforgatni.

### Működési elv

A folyadékkristályos *képcella* működési elvét szemlélteti a 14.11. ábra. Mivel a folyadékkristályok *nem képesek önálló fényforrásként* működni, ezért *háttérvilágításra* van szükség. Az érkező fény két *polarizáló szűrőn* halad keresztül, melyek *polarizációs síkja merőleges* egymásra. Ez azt eredményezi, hogy ha például az első szűrő vízszintesen polarizál, akkor a második – függőleges síkú – polarizátoron a fény már nem képes kijutni. A két polarizáló szűrő között helyezkedik el a *folyadékkristály*. *Kikapcsolt állapotban* a folyadékkristály-molekulák a polarizált fény síkját 90°-kal elfordítják, mert a polarizátorok előtt egy-egy felrovátkolt átlátszó üveget helyeznek



14.11. ábra Az LCD-cella felépítése és működése

el a polarizációs irányokkal párhuzamosan. A folyadékkristály-molekulák orientációja követi a rovátkolást, a köztes térben pedig a dipólus kötések miatt spirálisan csavarodnak át egyik irányból a másikba 90°-kal, közben királis szerkezetük miatt a polarizált fény polarizációs síkját is 90°-kal elfordítják (14.11.b ábra). *Bekapcsolt állapotban* azonban a fény nem jut át a második polárszűrőn, mert a dipólus molekulák elfordulnak az átlátszó üveglapokon elhelyezett szintén átlátszó elektródák irányába, ezért a fény polarizációs síkja változatlan marad (14.11.a ábra).

Vizsgáljuk meg a cella egyes részeit most részletesebben.

### Háttérvilágítás

A folyadékkristályos kijelzők *háttérvilágításához* többnyire *hidegkatódos lámpát* (CCFL), újabban pedig *LED*-eket<sup>34</sup> is használnak.

A *hidegkatód-fénycsöves* háttérvilágítású paneleknél a panel széleinél elhelyezett általában négy fénycső fényét *diffúzor* vagy *prizmarendszer* osztja szét egyenletesen. Az esetleges foltos és bevilágításos képért a nem tökéletesen beállított háttérvilágítás a felelős. Ez a fekete háttérben vehető észre leginkább. A legtöbb monitor esetében ezt a problémát egészen jól lehet látni, munkavégzés közben azonban nem zavaró.

A hidegkatód-fénycsöves megoldással szemben a *LED*-es megoldásnál kb. minden 2 cm<sup>2</sup>-hez tartozik egy *LED*, melyekben az *elektronok* és *lyukak rekombinációja* során a látható fény hullámhossztartományába eső energiefelzabálás történik. A bevilágításos probléma itt nem jelentkezik, viszont jóval nagyobb a fogyasztása és jobban is melegszik.

Megjegyezzük, hogy léteznek olyan *LCD*-kijelzők is, amelyekben nincs háttérvilágítás, ekkor egy tükröt használnak, és a kép csak külső megvilágítás mellett látható.

### Polarizátorok

A természetes és a legtöbb mesterséges fény *polarizálatlan*, azaz *nem tartalmaz kitüntetett rezgési síkot*. A polarizáló szűrők feladata a fény *polarizálása*, melyet speciális kristállyal oldanak meg. A kristály csak a *kristálysíkokkal párhuzamos* rezgési irányt engedi át, ezért a kristályon áthaladó polarizálatlan fény polarizálttá válik. A második polárszűrő polarizációs síkja az elsőre merőlegesen helyezkedik el, ezért ezen a cella kikapcsolt állapotában nem képes áthaladni a fény.

<sup>34</sup> Light Emitting Diode = fénykibocsátó dióda

### Vezérlés

A legtöbb modern *LCD* kijelző celláinak vezérlését *térvezérléssel* oldják meg, ami azt jelenti, hogy a polarizátorok között található folyadékkristályt *elektromos tér* ki- és bekapcsolásával forgatják el. A cella feladata, hogy a rá eső fény *polarizációs síkját* a térmentes esethez képest *90°-kal elforgassa*. A feladat végrehajtásához a kijelzőt alkotó két üveglemez belső felületét egymásra merőlegesen, de az egyes lemezek párhuzamosan felrovátkolják. Mivel a nematikus folyadékkristály molekulái a rovátkolással párhuzamosan állnak be, a kitöltő térben pedig spirálisan csavarodnak el 90°-kal, ezért feszültségmentes esetben a cella 90°-os forgatást fog elvégezni a beeső fény polarizációs síkján. Amennyiben az üveglemezek külső, fényáteresztő és vezető felületére megfelelő nagyságú feszültséget kapcsolunk, akkor a folyadékkristály molekulái egységesen beállnak az elektromos tér irányába. Ebből az következik, hogy ilyen esetben a cella nem fog fordítani a fény polarizációs síkján. Az ilyen működési elvű kijelző elméletileg egy pusztán *feszültséggel vezérelhető fényzár*.

### Főbb típusok

Az *LCD* monitorok alapvetően két fő típusba sorolhatók: *DSTN* és *TFT* technológiával készültekre.

A *DSTN*<sup>35</sup> kijelző több rétegből áll. A kijelző két üveglap között helyezkedik el, melyek külső felületén található meg a *polarizációs szűrőket*, ezeknek a szerepét már ismerjük. A két üveglap belső felületén találjuk a folyadékkristály *vezérlésére* szolgáló *vezetékeket*. Mivel a kijelző pontjai tömb alakba (*mátrixba*) vannak szervezve, az egyik üveglapon a *sorok*, míg a másik lapon az *oszlopok* vezérlését megvalósító vezetősínek találhatóak. Ezzel a módszerrel a kijelző *minden pontja külön-külön vezérelhető* attól függetlenül, hogy melyik sorban, illetve oszlopban található. A két vezérlőréteg egy-egy közbenső *hordozórétegen* van felhordva. A két hordozóréteg között helyezkedik el a folyadékkristály cellák formájában. A kijelzőben annyi cella található, amennyi a kijelzőn megjeleníthető pontok száma.

A *DSTN* kijelzőben lévő folyadékkristály a fény polarizációs síkját 90° és 270° közötti értékkel forgatják el.

A *DSTN* kijelzők sajnos meglehetősen *lomha képmegjelenítéssel* rendelkeznek. Ezt a jelenséget *árnékosság*nak nevezzük, és úgy jelentkezik, hogy az előző képet is még látjuk, de természetesen halványabban.

Az átlagos *DSTN* *LCD* kijelzők *válaszideje* (lásd később) kb. 300 ms, ami azt jelenti, hogy egy másodperc alatt valamivel több mint három kép megjelenítésére van lehetőség. A hosszú válaszidő okozza a kijelző árnékosságát, és alkalmatlanná teszi a teljes képernyős videolejátszást igény-

<sup>35</sup> Dual Scan Twisted Nematic



ló alkalmazások használatára. Egyes gyártóknak sikerült az elérési időt a felére csökkenteni, de a képernyő frissítése még mindig nem teszi lehetővé a gyors képváltásokat igénylő alkalmazások futtatását a megfelelő sebességgel.

A DSTN típusok másik nagy hátránya a *kis láthatósági szög* (lásd később), ami a cella viszonylag nagy vastagságából adódik. Olyan a hatás, mintha egy szívószálakból párhuzamosan, méhsejt-szerűen összeillesztett falon keresztül kellene átnézniük, ami csak merőleges irányból vagy a merőlegetől csak nagyon kicsivel eltérő szögből lehetséges.

A DSTN kijelző már háttérbe szorult, ma már csak az olcsóbb, régebbi gyártmányú hordozható számítógépekben találkozhatunk velük.

A TFT<sup>36</sup> technológia felhasználja a *tranzisztort mint kapcsolóelemet*. A tranzisztornak van egy nagy hátránya: a vezérléséhez áramra és feszültségre egyaránt szükség van. Ez a kijelzők területén meglehetősen nagy hátrány, mivel a telepes üzem miatt a fogyasztást lehetőleg a minimális értéken kell tartani. A megoldás a *térvezérléses tranzisztor (FET<sup>37</sup>)* felhasználása. A FET-ek nagyon jól *miniatürizálhatók*, lehetőség nyílik arra, hogy egy vékony rétegben készítsék el ezeket, így tulajdonképpen egy *filmet képeznek*.

A képernyő egy *aktív mátrix*, ami ilyen tranzisztorokból van felépítve. Ez a mátrix csatlakozik az LCD panelhez. Minden tranzisztor egy LCD pont meghajtását képes elvégezni.

Míg a DSTN kijelzőnél a vezérlővezetékek közvetlenül a folyadékkristály molekulákat rendezik át, a TFT esetében a vezérlés csak a tranzisztorok kinyitását, illetve zárását végzi el. A tranzisztor így egy kapcsoló, ami közvetlenül a folyadékkristály-cellát vezérli. Természetesen ez utóbbi megoldás sokkal *gyorsabb reagálású* kijelzőt eredményez. A TFT kijelző tipikus válaszideje 25 ms alatt van, ami lehetővé teszi 40 kép megjelenítését másodpercenként. Mivel a szemünk a másodpercenkénti 25 képváltást már folyamatosnak érzékeli, ezért a TFT kijelző már alkalmas teljes képernyős videofilmek lejátszására is.

## Színes technika

A fent leírtak az egyszínű, tehát *monokróm* kijelzőkre érvényesek. A kijelző felbontása meghatározza a tranzisztorok számát is, mivel minden ponthoz külön-külön tranzisztor tartozik. Amennyiben színes megjelenítésre is szükségünk van, akkor a *pontok számát meg kell háromszorozni*. Ha ezek a pontok megfelelően közel vannak, ezek egy pontnak fognak látszódni. A három pont az RGB színkeverési eljárásnak megfelelően piros, zöld és kék színű. A pont színét az additív színkeverésnek megfelelően a három pont együttesen határozza meg. Az ilyen kijelzőkben *háromszor annyi tranzisztorra van szükség*, mint amennyi a kijelző felbontása.

<sup>36</sup> Thin Film Transistor

<sup>37</sup> Field Effect Transistor

A színek előállítását hidegkatód-csöves háttérvilágítás esetén *színszűrővel*, LED háttérvilágítás esetén *piros, zöld és kék* színű LED-ek alkalmazásával végzik.

## A képi megjelenítés elve

Ennél a technológiánál a CRT-vel szemben nem soronkénti megjelenítés történik, hanem a *képernyő minden pixele egyidejűleg világít*.

A videokártya másodpercenként többször küldi újra a monitorra az összes pixel állapotát. Az LCD-nél nem tapasztalható vibrálás, mivel a pixelek az állapotuk frissítései között az utolsó beállított állapotban maradnak, ellentétben a CRT-kel, ahol a képpont foszfor kialszik, ezért vibrálhat ott a kép. Míg a CRT monitornál a minél nagyobb frissítési frekvencia ajánlott a szem kímélése érdekében, addig az LCD monitoroknál bőven elegendő a 60 Hz, nem fogja a szemet fárasztani.

## Technikai jellemzők

**Felbontás** (pixel<sub>oszlop</sub> × pixel<sub>sor</sub>). A felbontás a képernyőn *megjelenített képpontok számát* jelenti, minél több képpont fér el a monitoron, azaz minél nagyobb a felbontás, annál részletgazdagabb képet láthatunk. Az LCD képernyők egyik fontos ismérve, hogy kizárólag egyetlen felbontásra optimalizálják őket, képük csak az ajánlott felbontásban használva éles, kisebbre váltva elmosódottá válik. A felbontás 15"-os monitor esetén általában 1024 × 768 pixel, 17"-os modelleknél pedig 1280 × 1024 képpont (szélesvásznú modellek esetében 1440 × 900 pixel).

**Válaszidő** (ms). Ez mutatja meg, hogy *hány ezredmásodperc szükséges a kristályok átszíneződéséhez*, vagyis az egyik színből a másik színbe való váltásához. Ez a jellemző CRT monitoroknál nem létezik. A tipikus válaszidő a feketéből fehérbe és a fehérből feketébe váltás idejének az összege.

**Frissítési frekvencia** (Hz). Az a szám, *ahányszor a videokártya másodpercenként újraküldi a monitorra az összes pixel állapotát*. Tehát például filmlejátszásnál a 60 Hz esetében ez 60 képkockát jelent másodpercenként. Ez viszont bőven elég, ugyanis az emberi szem már a 24 képkocka/másodpercet is folyamatos képnek érzékeli.

**Fényerő** (cd/m<sup>2</sup>). Az LCD monitoroknál a *legnagyobb fényerőt* adják meg a gyártók. Grafikai vagy szerkesztési munkákhoz a 110 cd/m<sup>2</sup> bőven elegendő. Ez egyébként megegyezik a CRT monitorok fényerejével. 300 cd/m<sup>2</sup> feletti fényerőre állított monitorokat nagyon világos környezetben vagy nagyobb távolságból ajánlott használni.



**Kontrasztarány** (fehér:fekete). A képernyőn megjelenített *fehér* és *fekete* szín fényerejének egymáshoz viszonyított aránya. Ma az LCD technológiában a maximális kontrasztarány 1500:1, ami azért még jócskán elmarad a CRT-től (4000–6000:1), és ezeket a paneleket még eléggé drágán mérik.

A nagyobb kontrasztarány sokkal élénkebb színeket eredményez, ezért a nagyobb érték a jobb. A minimális kontrasztarány a 220:1, ez már alkalmas a True Color (16,7 millió szín) színek megjelenítésére.

**Láthatósági szög** ( $\text{fok}_{\text{vízszintes}}/\text{fok}_{\text{függőleges}}$ ). Megadása például: 160°/140°, ami 160°-os vízszintes és 140°-os függőleges szöget jelent, vagyis 80° jobbra és balra, valamint 70° fentről és letről a *pixelre merőleges irányhoz képest*. A láthatósági szögnek nem csak akkor van létjogosultsága, amikor nem szemből nézzük a monitort, hiszen ha szemből nézzük, akkor sem látjuk a monitor széleit merőlegesen. Ez főleg nagyobb szélesvásznú monitoroknál lehet jobban megfigyelni. A kis betekintési szögnek lehet az a hatása, hogy az egyszínű hátteret is foltosnak érzékeljük a képernyő szélein.

## 15. fejezet

# A mammográfia technikai vonatkozásai

*Bogner Péter*

## Történeti előzmények

A történeti előzmények ismertetését mammográfia esetén azért tartjuk fontosnak, mivel a korszerű készülékek technikai felépítése, valamint a vizsgálati módszerek mikéntje könnyen érthetővé válik a technikai fejlődés tükrében.

A mammográfia manapság az egyik legkritikusabb és legigényesebb röntgenvizsgálati eljárás. A mammográfiás vizsgálat minden egyes részét igen nagyfokú precizitással kell végrehajtani, melyeket manapság a fejlett országokban igen szoros törvényi és szakmai előírások szerint kell végezni. Jó néhány fejlett országban a mammográfiát tehát törvényileg szabályozzák. Modern mammográfiát manapság csapatmunkában (team) végzik, hiszen a radiológus szakorvos mellett orvosfizikus és a mammográfiában járatos radiográfus végzi. A fent leírt szigorú szabályozás oka az, hogy 8 nő közül egyben élete során emlőrák fejlődik ki, mely a fejlett országokban vezető halálokként szerepel a statisztikákban. Az emlőrák a 15–54 éves korosztály vezető haláloka például az USA-ban, de köszönhetően a szűrővizsgálatoknak, az emlőrák okozta halálozás szerencsére az utóbbi években megtorpant.

A hatékony szűrővizsgálatok is a legnagyobb felbontóképességet és kontrasztot igénylik. A geometriai képtulajdonságok fejezetben szó esett arról, hogy felbontóképességet a sugárterhelés árán lehet hatékonyan növelni, ezért ez egy fontos szempont a mammográfiás vizsgálatoknál. Bár a mai modern mammográfiás vizsgálatok sugárterhelése már elfogadható határok között van (2-4 mGy/4 felvétel), nem szabad elfeledkezni arról, hogy a páciens sugárterhelése mindig egy fontos szempont, és a többi hagyományos röntgenvizsgálathoz képest a mammográfiás sugárterhelés még mindig jelentősen nagyobb. (Jól példázza ezt, hogy egy 5 cm-re komprimált emlő mammográfiás vizsgálata során a bőrdózis 1000 mR, míg egy 21 cm szövetvastagság esetén a lumbális gerinc vizsgálata során a dózis 220 mR!)

## A kezdetek

Mammográfiát már az 1900-as évek elején végeztek, de ezekben az években e vizsgálatok technológiai-  
lag azonosak voltak a többi testrész vizsgálatával. Ennek eredményeképpen kiszámíthatatlan technikai-  
lag rossz minőségű képeket kaptak. DR. RAUL LEBORGNE, uruguayi orvos volt az első, aki a mammográfiás viz-  
sgálatokat szisztematikusan tanulmányozta, és ebben a témakörben 1953-ban publikált egy kéziratot.

## Az 1960-as évek

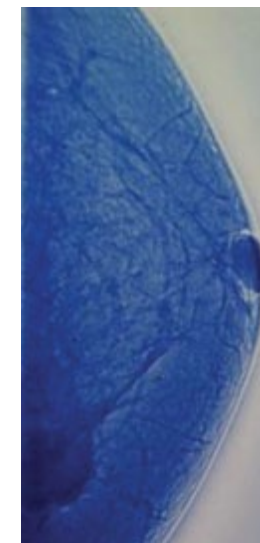
A mammográfia területén alig történtek kutatások, míg DR. ROBERT EGAN leírta a magas mA ala-  
acsony kV technikát, melyben ipari film direkt expozícióját alkalmazta (jó felbontás). Ő vezette be  
azt is, hogy a kilépő sugár útjából az alumíniumszűrőt el kell távolítani, valamint a röntgenső elé  
helyezett tubus segítségével a szórt sugárzást is csökkenteni tudta. Magyarországon LÁNYI MÁRTON  
végzett először mammográfiás vizsgálatot 1963-ban az Orvostovábbképző Intézetben.

Az 1960-as években a mammográfiát még hagyományos röntgenkészülékekkel végezték. Eb-  
ben az időben, a röntgensövekben a volfram anód volt, és az effektív fókuszpont mintegy 2 mm  
nagyágú. Egy tipikus expozíciót 28 kV csőfeszültséggel 300 mA mellett mintegy 6 mp-es expozí-  
ciós idővel készítettek (1800 mAs!). Ez a technika a páciens számára igen nagy expozíciót jelentett  
– mintegy 50-100-szor nagyobbat, mint amit manapság kapnak. Az első dedikált mammográfiás  
vizsgálatok tehát projekciónként 50 R expozíciót jelentettek, melynek következtében a felvételt  
ismételni kellett, igen gyakran az emlőn bőrpír is megjelent.

1967-ben egy francia cég készítette az első dedikált mammográfiás készüléket. Ebben a modellben  
már molibdén anódot alkalmaztak 0,7 mm gyújtóterület nagysággal, és a röntgensövény berillium ablak  
volt. Ezen túl a készülék már alkalmas volt emlőkompresszióra. Mindezek a technikai fejlesztések a kont-  
raszt és térbeli felbontás lényeges javulását eredményezték, ugyanakkor az expozíció értékek továbbra is  
igen nagyok voltak, mivel az alacsony kV mA technikát és az ipari filmek direkt expozícióját alkalmazták.  
A magas sugárterhelés miatt ebben az időszakban fogalmazódott talán először meg egy vizsgálat indi-  
kációja során a vizsgálat hasznát és annak veszélyét (*benefit versus risk*) illető dilemma. Az 1970-es évektől  
gyakorlatilag minden nagyobb radiológiai osztály dedikált mammográfiás készülékekkel rendelkezett.

## Az 1970-es évek

1971-ben az amerikai Xerox cég bevezette az ún. xeromammográfiás eljárást, melynek során ha-  
gyományos volfram anódú röntgensövet alkalmaztak szűrés nélkül, és 40-50 kV csőfeszültséget  
használtak. A röntgensugár-expozíció egy elektromosan töltött lemezen készült, melyet azután



15.1. ábra Xeromammogram

egy speciális előhívórendszerben papírra nyomtattak. Ez esetben tehát a kép papírkép volt, mely  
a kék szín árnyalataiból alakult ki (15.1. ábra). A xeromammográfiás vizsgálatnál tehát speciális ké-  
szülékre nem volt szükség, ugyanakkor a dedikált előhívó rendszert meg kellett vásárolni. A xe-  
romammográfiát az 1980-as évek közepéig használták világszerte, mivel jó kontrasztot és térbeli  
felbontást adott, és a páciens expozíciós értékei is alacsonyabbak voltak az Egan-féle technikánál.  
Ez az expozíciós érték még mindig 2-4 R volt területenként, ami soknak számít.

1972-ben a DuPont cég vezetett be elsőként egy dedikált mammográfiás erősítőernyő–film kom-  
binációt (Lo Dose I), mely szimpla emulziós filmből és erősítőernyőből állt. Az erősítőernyő alkalm-  
zása igen nagymértékben csökkentette a mammográfiában az expozíciós időt és ez által a páciens  
expozíciót is (mintegy 20-ad részére). Az erősítőernyő másik óriási előnye az volt, hogy a rendkívül ala-  
acsony tárgykontrasztot is növelte, ugyanakkor a xeromammográfiához és a direkt filmexpozícióhoz  
képest rosszabb térbeli felbontást adott. A megnövekedett kontraszt, valamint a csökkent expozíciós  
idő miatt kisebb mozgási elmosódottság és a redukált sugárterhelés eredményeképpen a film–erő-  
sítőernyő technológia széles körben elterjedt és fokozatosan kiszorította a xeromammográfiát.

1975-ben a Kodak cég vezette be a mammográfiához dedikált Min-R erősítőernyő/film/ka-  
zetta rendszert. A Min-R film szintén szimpla emulziós erősítőernyőt használt, mely egy új típusú  
foszforréteget tartalmazott, és ez által az erősítőernyő sebessége jobb lett. Ennek következtében  
az expozíciós időt tovább lehetett csökkenteni, a térbeli felbontás pedig gyakorlatilag nem vál-  
tozott. Ezt az erősítőernyőt egy gyengén abszorbeáló kazetta belső felületére helyezték el, mely  
ilyen módon az emlőhöz nagyon közel kerülhetett.

1978-ban a Philips cég rukkolt elő egy újabb fejlesztéssel a mammográfia területén. Egy új mammográfias készüléket fejlesztettek, melyben mozgórácsot alkalmaztak, de emellett motoros emlőkompresszió, választható alumínium molibdén szűrő, automata expozíciókontroll, mikrofókusz, nagyítási lehetőség és nagyteljesítményű nagyfrekvenciás generátor szerepelt az újítások között. Bár a rács bevezetése a sugárexpozíciót 2-3-szorosra növelte, a szórt sugárzás csökkenése miatt a kontraszt jelentősen javult, különösen nagy és denz emlők vizsgálata esetén. A képminőségben tapasztalt javulás drámai hatású volt. A film–erősítőernyőt gyártó cégek szintén újabb és újabb fejlesztéseket hajtottak végre, és mindezek megalapozták a modern mammográfia kezdetét.

Az 1980–90-es években világszerte megkezdődött a különböző mammográfias munkahelyek minőségbiztosításának bevezetése, mely érinti a technikai feltételek standardizálását, biztosítja,

#### 15.1. táblázat Hagyományos és mammográfias készülékek közti technikai különbségek

	Mammográf	Hagyományos röntgenkészülék
Generátor	magas frekvencia	nagy teljesítmény
Feszültség frekvenciája	> 10,000 Hz	60 Hz
Feszültség-ingadozás	< 4%	4–100%
kVp	22–39	50–130
mA	20–160	100–1000
Expozíciós idő (s)	0,4–4,0	0,01–2,0
Teljesítmény	2–5 kW	50–200 kW
AEC	1 detektor	3 detektor
Filmdenzitás (OD)	> 1,30	1,10
Fókuszpont méret (mm)	0,1 vagy 0,3	0,6 vagy 1,2
FFT (cm)	60–65	102–122
Röntgensugár-hasznosítás	csak anód oldal	anód és katód oldal egyaránt
Effektív anódszög	220–240	70–170
Referencia anódszög	7,50–120	70–170
Anód	molibdén vagy ródium	volfram
Ablak	berillium	üveg
Filter-(szűrő)	molibdén vagy ródium	alumínium
Felezőréteg-vastagság (mm Al)	0,3 (30 kVp)	2,3 (80 kVp)
Rács	4:1 vagy 5:1	6:1-16,1
Erősítőernyő–film sebesség	100-320	100-1,200
Felbontás (lp/mm)	12-20	5-10

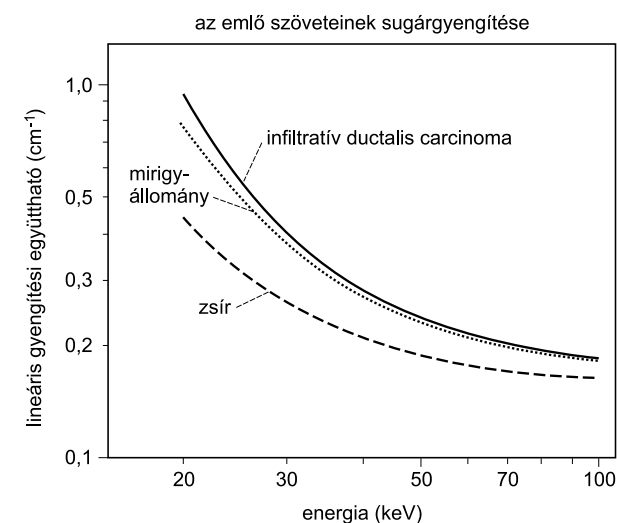
hogy reprodukálható, azonos, jó minőségű felvételek készüljenek úgy, hogy a különböző munkahelyeken készült felvételek összehasonlíthatók legyenek.

Ma már a mammográfias készülékek gyártását is nemzetközi szabályok és rendelkezések írják elő. A hagyományos és mammográfias készülékek, illetve vizsgálati technikák szinte minden pontján eltérő és egyetlen cél az, hogy a kiváló minőségű mammográfias felvételek mellett a beteg sugárterhelését a minimumon tartsuk (15.1. táblázat).

## A mammográfias generátor

A dedikált mammográfias készülékekben nagyfrekvenciás generátort alkalmaznak. Ezáltal lehetővé válik a csőfeszültség, a mA és az expozíciós idő igen pontos szabályozása. A nagyfrekvenciás generátorok használatával az expozíció lineáris és reprodukálható, a feszültség-hullám ingadozása gyakorlatilag elhanyagolható. A röntgensugár előállítása rendkívül hatékony, és a röntgensugárzás effektív energiája a lehetséges maximumot megközelíti.

Ezek a generátorok egyfázisú hálózati áramról is üzemeltethetők, melynek következtében a működtetésük egyszerűbb és lényegesen olcsóbb. Technikailag megoldható a hordozható készülékekben való alkalmazásuk is (mobil szűrőállomások).



15.2. ábra Az emlőcarcinoma és a zsírszövet attenuációs koefficiense a fotonenergia függvényében: megfigyelhető, hogy a különbség, ami a kontraszt kialakításában fontos, magasabb fotonenergiánál csökken

## kVp

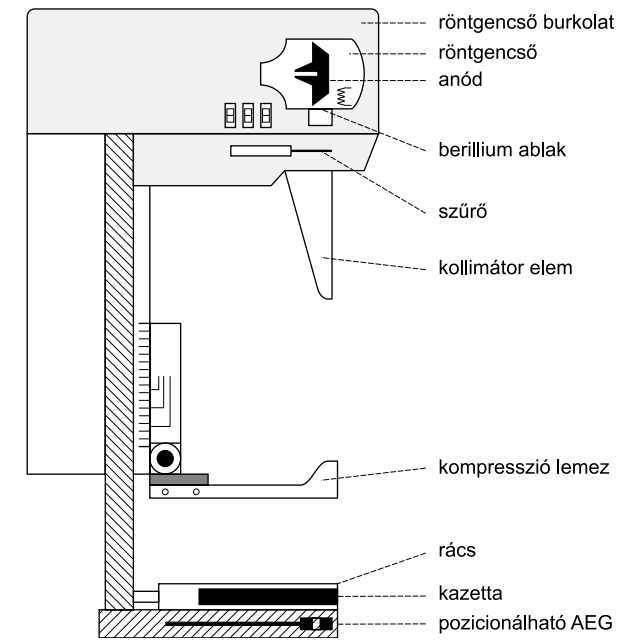
A hagyományos és mammográfias készülékek közötti fontos különbség az, hogy a mammográfias készülékekben alacsony – 22-40 kV – feszültségtartományt alkalmaznak. A napi klinikai rutinban ez az érték általában 25 és 29 kV közé esik. Az alacsony kV alkalmazásának előnye az alacsony energiájú sugárzás, mely magas radiográfiai kontrasztot eredményez.

A magas kontraszt azért kívánatos az emlők vizsgálatánál, mivel az emlő kizárólag lágyrészekből épül fel (mirigyek, kötőszövetes struktúrák és zsír), melyek tárgykontrasztja igen csekély (15.2. ábra). A diszkrét lágyrészeltérések megjelenítése mellett akár 10-100 mikron nagyságú mikrocalcifikációk megjelenítése is szükséges. Az alacsony kV tartomány alkalmazásának hátránya, hogy a röntgensugár abszorpciója igen nagy, és ez okozza a páciens fokozott sugárterhelését.

## Expozíciós idő, mA, mAs

A mammográfias generátorok ma már szintén alacsony mA beállításokat használnak, melyek 2-180 mA tartományban vannak. Általában 20–100 mA között állíthatjuk a mA értéket, és a legtöbb készülékben az alacsony mA állítás kis fókuszponthoz, míg a nagyobb értékek egy nagyobb fókuszponthoz tartoznak. Értelemszerűen a kis fókuszponthoz az anódoterhelés miatt alacsonyabb mA értékek alkalmazhatók, a mammográfias generátorok teljesítménye mintegy 3-5 kW, míg a hagyományos készülékeknél ez a tartomány 5–1200 kW. A klinikai gyakorlatban egy adott mA beállítás fő szempontja az, hogy az expozíciós idő minél rövidebb legyen, és ez által a mozgásból eredő műtermékeket, illetve elmosódottságot csökkenteni tudjuk. Ugyanakkor az expozíciós idő nem lehet túl rövid, mert ez esetben a rács használatából eredő műtermékek jelennek meg.

Túl hosszú – 1 mp-nél hosszabb – expozíciós idők esetén viszont a reciprocitás szabálya nem érvényesül. A klinikai rutinban az expozíciós idő általában 0,4–1 mp közötti tartományban van standard beállítások esetén. Nagyított felvételek készítése esetén az expozíciós idő hosszabb, 2–4 sec, mivel itt a mikrofókusznál csak alacsony mA értékeket alkalmazhatunk. Éppen ezért nagyításos felvételek készítésénél a beteget igen fontos adekvátan irányítanunk, hogy a mozgási műtermékeket a minimum szinten tartjuk. Sajnos a hosszú expozíciós idő esetén az erősítőernyő „reakciója” (lassú) a reciprocitás szabály érvénytelenségét okozza, mely az optimális denzitás fenntartásához 10–30%-kal hosszabb expozíciós időt igényel. Szerencsére a mai modern mammográfias készülékekben olyan kompenzációs áramkörök vannak, amelyek automatikusan korrigálják az optimális denzitás eléréséhez szükséges expozíciós időt, ezért ezen okból ismételt felvételekre csak ritkán van szükség.



15.3. ábra Mammográfias készülék és kiegészítő tartozékok vázlata. Figyelemreméltó a kazetta és kompressziós lapát szélének egybeesése, valamint a kónusz lapos felülete és az anód szöge

## Automatikus expozíciókontroll (AEC)

Az AEC minden dedikált mammográfias készülékben megtalálható (15.3. ábra). A hagyományos készülékekben az AEC alkalmazásának célja, hogy a filmdenzitást különböző vastagságú és denzitású struktúrák (emlők) vizsgálata esetén az alkalmazott csőfeszültség mellett azonos szinten tartjuk. Mivel a mammográfia egy magas kontrasztot igénylő technika, ezért a mammográfiában használt film feketedési ( $D \log E$ ) görbéje igen meredek. A filmen megjelenő kis denzitásváltozás a kontrasztot is szignifikáns mértékben befolyásolja. Az AEC technológia a mammográfiában azért is fontos, mivel az emlők vastagsága és denzitása egyedileg igen eltérő. Egy 4 cm-re komprimált emlő esetén azonos korú nőkben az expozíciós idő akár 0,05–1 sec-ig változhat. Gyakorlatilag nem lehetséges az emlő szöveti összetételét, illetve denzitását jól megállapítani, és ezért a megfelelő expozíciós idő beállítása is igen nehéz AEC nélkül.

Az AEC alkalmazása a dedikált mammográfias készülékekben az ismételt felvételek számát drasztikusan csökkentette. A mammográfias készülékekben egy detektoros AEC megoldást használnak, mely a kazetta mögött helyezkedik el.

A detektort a mellbimbó felé el lehet mozdítani. Ezt a detektort a mellkasfaltól a mellbimbó felé el lehet mozdítani, mely tulajdonság különösen fontos a nagyítós felvételek készítésénél (ld. 15.3. ábra). Az AEC általában kalibrálható, két különböző erősítőernyő–film kombinációhoz rácsot alkalmazó vagy rács nélküli felvételekhez vagy akár a nagyítós felvételekhez.

A mammográfiában használt fantomokkal készült felvételek optikai denzitása 1,2-1,3 kell, hogy legyen. A mammográfiás generátor egy denzitáskompenzáló áramkört is tartalmaz, mely szintén állítható pozitív vagy negatív irányba. Az állítási lehetőség rendszerint 12-15% eltérést jelent a mAs tekintetében, és ez nagyjából megfelel 0,15 OD változásnak. A generátor, hasonlóan a hagyományos AEC rendszerekhez, egy időzítőt (időtartamhatár) is alkalmaz, mely rács használata mellett 600 mAs, rács nélküli nagyítós technikáknál pedig 300 mAs értéket limitál. Ha a fenti határérték mAs az expozíciót eléri, akkor az ismételt felvételnél magasabb kV értéket kell választani.

A fentiekben említett mAs határérték elérése akkor fordul elő a gyakorlatban, ha például egy denz emlőnél az alacsony energiájú fotonok nem képesek áthatolni a vizsgálandó struktúrán. Ezért nem vezetne célra a mAs érték további emelése. A mammaimplantátumok esetén a mAs határértéket szintén el lehet érni, ezért itt az AEC alkalmazása helyett a felhasználói beállításra kell hagyatkozni. A korszerű mammográfiás generátorok kifinomult mikroprocesszor vezérelt áramköröket tartalmaznak, melyek segítségével pontos és reprodukálható filmdenzitást kapunk a teljes kV tartományban különböző vastagságú és denzitású emlők esetén is.

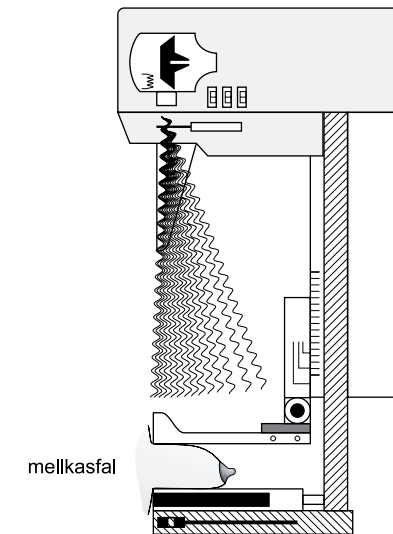
A modern készülékekben a felvétel közben is történhet kV emelés, és ez által a mAs határérték elérése nélkül is megfelelően exponált képeket kapunk. Ezek az áramkörök a sugárzás intenzitását az expozíció első 100 ms-a alatt érzékelik, és ennek megfelelően változtatnak a technikai paramétereken.

## A röntgenső

A mammográfiás készülékben a röntgenső is speciális tulajdonságokkal rendelkezik, melynek célja a kontraszt és a térbeli felbontás növelése a lehető legkisebb sugárexpozíció mellett.

## Anódsarok effektus

A kis fókus–film távolság és anódszög miatt a mammográfiás röntgensőben igen kifejezett az anódsarok effektus. A mammográfiás készülékekben a röntgensövet úgy helyezik el, hogy a katódoldalt a mellkasfal felőli, az anód pedig az emlőbimbó felőli oldalon van, mely elhelyezésnek az oka, hogy az anódsarok effektus előnyeit maximálisan ki tudjuk használni (15.4. ábra). Emlékeztetőül említenénk, hogy a katód felőli oldalon a kilépő röntgensugárzás intenzitása lényegesen



15.4. ábra Mammográfiás röntgenső elhelyezkedése. A katódoldalt a mellkasfal felőli, az anód pedig az emlőbimbó felőli oldalon van. A mellkasfalnál keletkező nagyobb intenzitású röntgensugárzás egyenletes denzitású felvételt biztosít

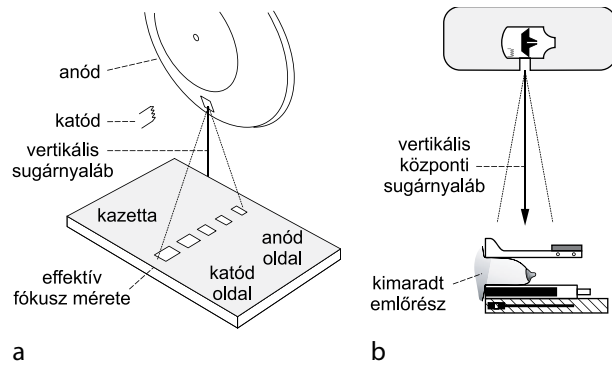
nagyobb az anód felőli oldalhoz képest. Mivel a mellkasfalhoz közel az emlővastagság nagyobb, mint az emlőbimbóhoz közel eső részeken, ezért egy homogénebb denzitású felvételt készíthetünk a fent említett technikai elrendezéssel.

## Katód

A mammográfiás röntgensőben a katód általában egy standard volframszálból áll, amely a fókusztávolság csészében helyezkedik el. A mammográfiás csővekben általában egyetlen katódszál van, amely a kis és nagy fókusztávolság használatánál is megfelelő. Amikor a kis fókusztávolság működik, akkor a fókusztávolság csészéjére negatív feszültséget kapcsolnak, amely az elektronsugár méretét lecsökkenti, és ez által csökkenti a valódi, következésképpen az effektív fókusztávolság méretét.

Bizonyos készülékekben két katódszálas megoldás is létezik a kis és nagy fókusztávolság kialakításához. Mivel a mammográfiában nagy térbeli felbontású felvételekre van szükség, ezért az effektív fókusztávolság lényegesen kisebb, mint az a hagyományos radiográfiai készülékekben.

Mindemellett a rövid film–fókusztávolság (60–76 cm) is a felbontás kárára van. A fenti okok miatt a mammográfiában ún. mikrofókusztávolságú röntgensőkre van szükség, melyekben a nagyobb



### 15.5. ábra

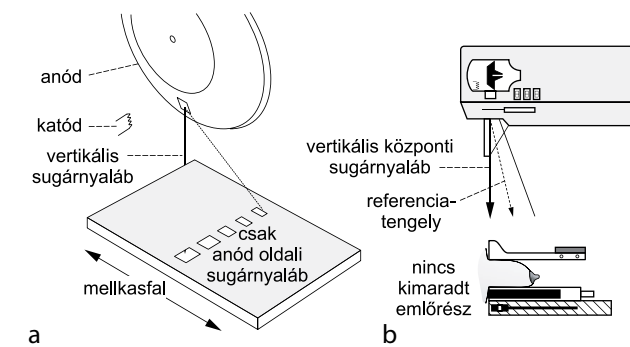
**a:** Hagyományos röntgenső, ahol a fókuszpont és a vertikális középsugár a kazetta közepére esik  
**b:** Hagyományos fókuszpont és vertikális középsugár a kazetta közepére centrálva; a posterosuperior emlőszövet nem jelenik meg a felvételen

fókuszpont mérete 0,3 mm, míg a nagyítós felvételeknél 0,1 mm-es effektív fókuszpont használatos.

A vonalfókuszt elv miatt minden röntgensőben az effektív fókuszpont nagysága az anód–katód tengely mentén változik a film síkjában: ennek következtében a katód felőli oldalon a fókuszpont nagyobb (15.5.a ábra). Ahogy említettük, a mammográfiában a katód a mellkasfal felőli oldalon helyezkedik el, és ezért a felbontás a mellkasfalhoz közel rosszabb, mint az emlőbimbóhoz közelebb eső területeken. Ez a jelenség nagyított felvételeknél még kifejezettebb. Van egy másik jelenség, amely a mammográfiás vizsgálatokat nehezíti, a centrálás, nevezetesen az aktuális fókuszpont és a centrális sugárnyaláb egybeesése. A hagyományos radiográfiai vizsgálatoknál az aktuális fókuszpont és a centrális sugárnyaláb természetesen egybeesik, de a rövid fókuszt–film távolság miatt a mammográfiában a mellkasfalhoz közeli struktúrák egy része így nem ábrázolódik (15.5.b ábra).

A fent említett két hátrányos effektust a röntgenső ún. off-center elhelyezésével lehet kiküszöbölni (15.6. ábra). Ez azt jelenti, hogy a röntgensövet közvetlen a mellkasfal felőli oldalon helyezik el, ezért a centrális sugárnyaláb gyakorlatilag a mellkasfallal párhuzamos. A geometriai, azaz felbontásbeli problémát nagymértékben csökkenti az a megoldás, hogy a sugárnyaláb katód felőli oldalát kitakarják, tehát a sugárnyalábnak a kedvezőbb effektív fókuszpontú részét alkalmazzák. Bár az effektív fókuszpont a mellkasfal felőli oldalon nagyobb, a sugárnyaláb anód felőli részét használva még mindig jobb térbeli felbontást kapunk, mintha a teljes sugárnyalábot használnánk; ez is kedvező a mellkasfalhoz közeli struktúrák megítélésére szempontjából.

A röntgenső off-center elhelyezése tehát azt eredményezi, hogy a centrális sugárnyaláb a mellkasfallal párhuzamosan léphet be az emlőbe, ezért az emlő felső hátsó területei nem ma-



**15.6. ábra** Röntgenső off-center elhelyezkedése a csőházban. A röntgensugár katód felőli oldala eliminálva van

radnak le a képről (ld. 15.6. ábra). Az anódsarok effektust még így is kedvezően lehet kihasználni, mert az anód felőli oldalon még mindig nagyobb a röntgensugárzás intenzitása, mint a centrális sugárnyalábnál.

A röntgenső sajátos elhelyezése miatt új nomenklátúra is szükséges, hiszen a centrális sugárnyaláb tehát a mellkasfallal párhuzamos és ez a film egyik széléhez érkezik, és a film közepét érő sugárnyaláb (a geometriai centrum) pedig a teljes sugárnyaláb anód felőli részének közepével egyezik meg.

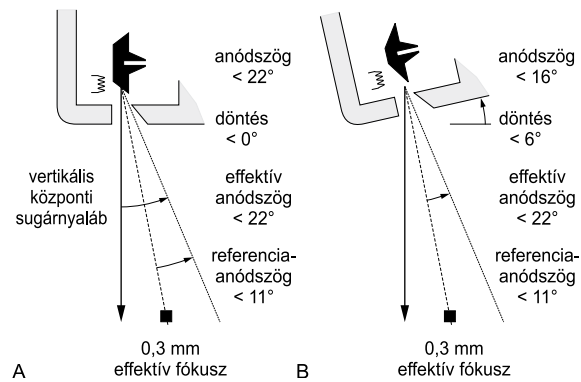
A leképezés szempontjából ez utóbbi középvonalat hívjuk referenciatengelynek. A mammográfiában a fókuszpont méretét a gyártók a referenciatengelyre vonatkoztatva adják meg, nem pedig a centrális sugárnyalábra. A névleges fókuszpontméret a referenciatengely által kijelölt ponton 0,1 és 0,3 mm, nem pedig a centrális sugárnyaláb által kijelölt pozícióban.

A fenti geometriai megfontolások miatt a referenciatengely által meghatározott fókuszpont-hoz képest a centrális sugárnyaláb tengelyében mért fókuszpont mérete mintegy kétszerese az előbbinek.

### Anód konfiguráció

A mammográfiás röntgensővekben is forgóanódot alkalmaznak, mely fokozott csőterhelést tesz lehetővé, és ezáltal magas mA beállításokat rövid expozíciós idő (kevesebb mint 1 sec.) mellett. A mammográfiás készülékben a fókuszt–film távolság kicsi (60–70 cm), ami elvben korlátozza a mezőméretet (ráadásul a sugárnyalábnak csak a felét használjuk), ill. megfelelő méretű mező lefedése csak nagyobb anódszöggel lenne lehetséges. A nagyobb anódszög viszont növeli az effektív fókuszpont méretét, ami a térbeli felbontás szempontjából nem kívánatos. Ezért mammográfiás készülékekben e csövet megdöntik, melynek eredményeként az anódszög csökkenthető (15.7. ábra). A referenciatengely mentén az anódszög a fentinelőlegesen kisebb, mintegy 7,5–12°.





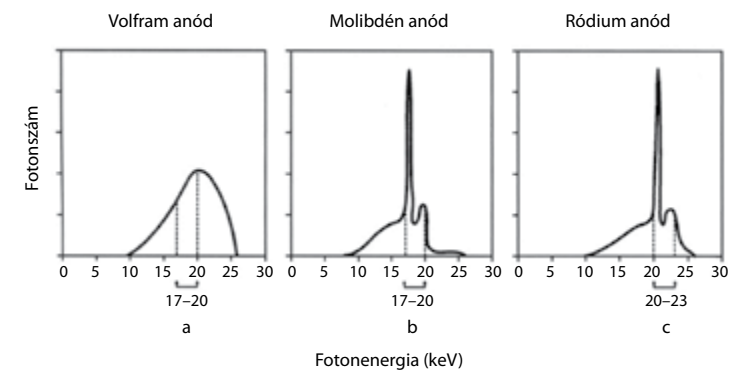
**15.7. ábra** Mammográfia röntgenső konfigurációk. **a:** Horizontális cső elhelyezés és 22°-os anódszög 0°-os csődöntés. **b:** 6°-os cső döntés esetén elég egy 16°-os anódszöggel azonos mezőméret és effektív fókusztérület biztosítható

### Az anód anyaga

A mammográfias röntgensővekben molibdén anódot alkalmaznak. Néhány gyártó tömör molibdénből alakítja ki az anódot, mások a molibdén tányért grafituskóra helyezik, hasonlóan a hagyományos röntgensővekben található anódokhoz. Az anód anyagának „elhasználódását” (felületi egyenetlenség kialakulása), mely a röntgensugár előállításának hatékonyságát rontja, vanádium ötvözéssel csökkentik. A volframhoz hasonlóan a molibdén is magas olvadáspontú és jó hővezető.

A molibdén anód alkalmazásának számos oka van. Ismert, hogy az alacsony kontrasztú lágyrészstruktúrák vizsgálata legjobban a 17-25 keV fotonenergiával lehetséges, ezen belül is a 17-20 keV energiatartomány a legoptimálisabb. Ennek az az oka, hogy a mammográfiában ez az energiatartomány képes a mikrokalcifikációk által reprezentált tárgykontrasztot optimalizálni (ld. még 15.2. ábra). Ha a röntgensugárzás nagyobb energiájú, akkor a fotonok túlságosan penetrálnak, szóródnak, és ez által a kontraszt csökkenni fog. Viszonylag nagyszámú fotoelektromos abszorpció szükséges ahhoz, hogy magas kontrasztot kapjunk és a kontraszt (felbontás) is megfelelő legyen. 17-20 keV fotonok előállítása csak alacsony csőfeszültség mellett lehetséges, a nagymértékű fotoelektromos abszorpció pedig sajnálatos módon a beteg sugárterhelését növeli. Ahogy a hagyományos radiográfia más területein, itt is bizonyos kompromisszumok elfogadására van szükség.

Az emlő lényegében három szövettípusból épül fel – zsírszövet, kötőszövet, mirigyállomány –, melyek átlagos rendszáma alacsony, 6-8. Az emlőtumrok mintegy 40%-a tartalmaz mikrokalcifikációt, a kalcium rendszáma pedig 20. A kalcium K-héj kötési energia 4,04 keV, így a 17-20 keV csőfeszültség esetén az átlagos fotonenergia (ami volframanód esetén 30–40%, de a molibdén-



**15.8. ábra** Röntgensugár emissziós spektruma 26 kV csőfeszültség esetén

**a:** Hagományos volfram anód alumínium szűrővel. Nagy mennyiségű foton keletkezik a mammográfiánál kívánatos 17–24 keV tartományon kívül

**b:** Mammográfia molibdén anód és molibdén szűrő esetén a karakterisztikus fotonok mennyisége kiemelkedő a 17–24 keV tartományban

**c:** Mammográfia ródium anód és ródium szűrő esetén a karakterisztikus fotonok mennyisége kiemelkedő a 20–23 keV tartományban

ből származó emissziós röntgenspektrumot tekintve ez magasabb érték is lehet) kismértékben meghaladja a kalcium K-héj kötési energiáját, és ezért a fotoelektromos abszorpció nagy valószínűséggel jöhet létre.

A 15.8. ábrán a volfram és a molibdén emissziós spektrumát láthatjuk 26 kV csőfeszültség esetén. Megfigyelhető, hogy a volfram anódban viszonylag nagymennyiségű 17-20 keV energiájú foton keletkezik, de az optimális tartomány fölött és alatt is jelentős mennyiségű foton jön létre. Az optimális energiatartománynál magasabb energiájú fotonok többnyire Compton-kölcsönhatásba lépnek, mely a kontrasztot csökkenti, az optimális tartomány alatti fotonok pedig fotoelektromos abszorpció révén elnyelődnek és a beteg sugárterhelését növelik. A volframból kilépő röntgenfotonok teljes egészében fékeződési mechanizmussal jönnek létre.

A molibdén anódban létrejött röntgensugárzás emissziós spektruma a volframtól merőben eltérő. A spektrumot alkotó fotonok jelentős része karakterisztikus mechanizmussal jön létre. A karakterisztikus röntgensugárzás 30 kV-os csőfeszültség mellett a teljes fotonállomány mintegy 30%-a. Ami a legfontosabb, hogy a preferált 17-20 keV-os fotonok relatíve nagy mennyiségben vannak jelen a többi energiatartományhoz képest, és így a mammográfia szempontjából optimálisnak tekinthető a domináló fotonenergia.

A molibdén anód *előnyei* tehát az alábbiakban foglalhatók össze:

- nagymennyiségű alacsony energiájú foton létrejötte,
- magas radiográfiai kontraszt,
- specifikus fotonenergia-tartomány.

*Hátrányai:*

- kisebb röntgensugár előállítási hatékonyság (alacsony rendszám!),
- nagyobb mAs igény,
- fokozott sugárterhelés.

Újabban egy új anyagot, a ródiót is alkalmaznak a mammográfias csövek anódjában. A ródiom rendszáma (45) kicsivel nagyobb, mint a molibdéné, és ezért magasabb energiájú röntgenfotonokat hoz létre. A ródiom alkalmazásának előnye tehát, hogy a karakterisztikus röntgenfotonok 2-3 keV-tal nagyobb energiájúak, mint a molibdénben keletkezett fotonok energiája, azaz a spektrumot tekintve a karakterisztikus fotonok a 20-23 keV közti energiatartományba esnek.

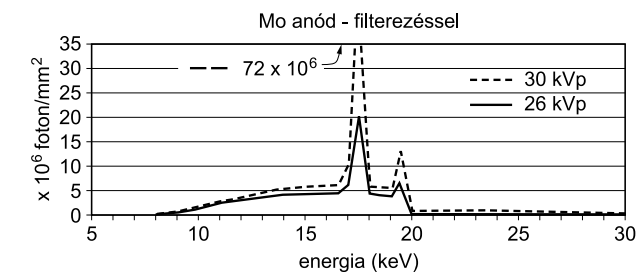
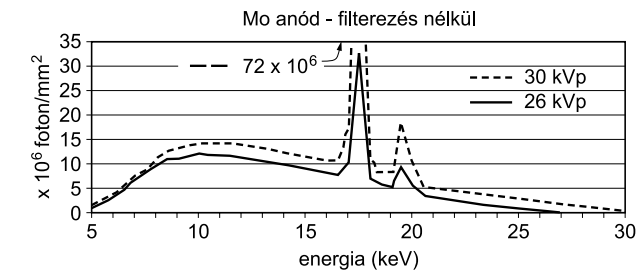
A ródiumban keletkezett karakterisztikus fotonok tehát jobb penetrációval rendelkeznek, mely előnyös lehet nagyméretű vagy denz emlők vizsgálatánál.

A nagyobb penetráció egyben az expozíciós idő csökkentését (kb. 25%-kal) is lehetővé teszi. Megfelelő szűréssel kiegészítve a ródiom anód használata a sugárterhelést mintegy 50%-kal csökkenti. Kisméretű és kevésbé denz emlők esetén a ródiom anódot nem lehet használni, és így önmagában nem alkalmas mammográfias anódnak.

A készülékgyártók ródiom anód előnyeit kihasználva ún. bianguláris anódot készítettek, mely a molibdén célterület mellett egy ródiom célterületet is tartalmaz, melyet a vizsgáló választhat ki. A bianguláris anódú röntgensőnek két fókuszpontja van, mely a röntgenső pozíciójának változtatásával választható. Ma már általában minden mammográfias készülék tartalmaz a molibdén mellett vagy ródiót vagy volframot, mely a magasabb energiájú fotonok előállítására ad lehetőséget.

## Filtráció

A mammográfias röntgenső következő specifikuma az ablak, mely az alacsony rendszámú berilliumból készül. Erre azért van szükség, hogy az alacsony rendszámú fotonok is nagy mennyiségben kijussanak a röntgensőből, ugyanis az üveg az alacsony rendszámú fotonok nagy részét elnyeli. Filtrációt a mammográfias csőben is minden esetben alkalmazni kell, melynek elsődleges célja a nagyon alacsony energiájú fotonok eliminálása. Filtráció nélkül viszonylag nagy mennyiségben lépnének ki 5-10 keV közötti fotonok és emellett nagy mennyiségben 20-30 keV fotonok is. Az 5-10 keV fotonok abszorbeálódnak, a képképzésben egyáltalán nem vesznek részt, csupán a sugárterhelést fokozzák. A 20-30 keV fotonok a szóródás miatt csökkentik a kontrasztot, így a képminőséget rontják. A mammográfias csőben a filtráció feladata tehát az alacsony és magas energiájú



15.9. ábra A filtráció hatása az emissziós spektrumra: **a** filtráció nélkül, **b** 0,03 mm molibdén szűrővel. Nem csupán az alacsony, hanem a magasabb energiájú fotonok száma is jelentősen csökken

fékeződési fotonok számának csökkentése. A mammográfias csőben a filter (szűrő) az anód anyagával azonos, így molibdén anód esetén a filter rendszerint 0,03 mm vastag molibdén lemez, a ródiom anódnál pedig 0,025 mm vastag ródiom lemez.

A 15.9. ábrán látható spektrumon megfigyelhető a filtráció hatása, azaz a 20-30 keV energiájú fotonok csak korlátozott számban vannak jelen, és ez által mammográfias célból ideálisnak tekinthető a spektrum. Számos mammográfias készülékben lehetőség van a molibdén anód mellett is molibdén vagy ródiom szűrő alkalmazására. A ródiom szűrővel és molibdén anóddal készült sugárzás spektruma a molibdén-spektrum és a ródiom-spektrum közötti átmenetet képviseli.

A ródiom szűrő használata tehát magasabb energiájú röntgensugárzást eredményez, mely nagyobb és denzebb emlő vizsgálatánál lehet hasznos. A ródiom szűrő alkalmazása a sugárterhelést is jelentősen csökkenti (kb. 40%).

A röntgensugárzás teljes filtrációját indirekt módon a sugárzás felezőréteg vastagságából állapíthatjuk meg, melyet a képképzésben alumíniumlemezek segítségével adnak meg. A mammográfias csőben az anódtól a vizsgálandó struktúráig a sugárzás a következő rétegeken (tárgyakon) halad keresztül: berilliumablak, szűrő, tükör, a kompressziós eszköz műanyag lemeze.

A mammográfias csőben szükséges sugárzás minimális felezőréteg vastagsága nem lehet kevesebb, mint 0,3 mm alumínium 30 kV csőfeszültség esetén és 0,25 mm alumínium 25 kV csőfeszültség esetén.

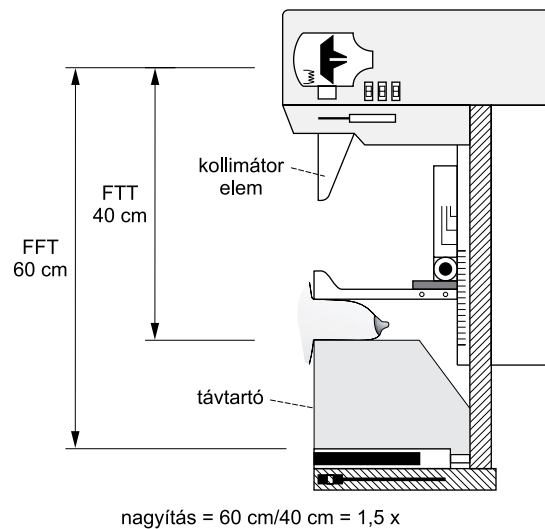
szültségnél. Ha a sugárzás felezőréteg vastagsága túl nagy, akkor az a képminőség rovására megy, a túlzott filtráció pedig – bár csökkenti a sugárterhelést –, rontja a kép radiográfiai kontrasztját. A filtráció használatának alapelve az, hogy a lehető legkisebb filtrációt alkalmazzuk úgy, hogy a képkontraszt lehetőleg maximális mértékű legyen.

### Nagyított felvételek

Nagyított felvételekre akkor van szükség, ha a kisméretű struktúrát, pl. mikrokalcifikációt akarunk nagyobb térbeli felbontással részletesen ábrázolni. Akkor is szükség lehet nagyított felvételekre, ha egymáshoz közel fekvő struktúrák átfednek, és ezeket kívánjuk jobban megkülönböztetni egymástól. A mammográfiában általában a páciensekről 10%-ban készül kiegészítő nagyított felvétel. A nagyítás mértéke a mammográfiában a készüléktől függ, de általában 1,5-1,8-szoros nagyítás a leggyakoribb, és gyakran egy második nagyítási faktor (2-szeres) is beállítható. A nagyítás itt is a fókusztárgy távolság csökkentése révén jön létre (15.10. ábra).

A nagyított felvétel *előnyei* az alábbiakban foglalhatók össze:

- megnövekedett felbontás – kis fókuszpont és csökkent kvantumzaj miatt,
- csökkent szórt sugárzás – a légrés miatt,
- a részletek jobb láthatósága – a megnövekedett látómező (FOV) miatt.



**15.10. ábra** Az emlő pozicionálása 1,5-szeres nagyítás céljából. Nagyobb a sugárzás intenzitása az emlőnél, ha közelebb van a röntgencsőhöz. A felbontás biztosítása érdekében a fókuszpont 0,1 mm

Ugyanakkor a nagyított felvételen a felbontás technikai okok miatt romlik, elsősorban a geometriai élettenség miatt. Egy másfélszeresre nagyított felvételen a felbontás legalább 50%-kal romlik, mely 20 lp/mm → 10 lp/mm-t jelent. Azért, hogy ezt a hátrányt kiküszöböljük, szükség van a kis effektív fókuszpontra, mellyel a csökkent felbontást javítani lehet. Az effektív felbontás a nagyított felvételekben a csökkent zaj miatt is javulni fog. A radiográfiai felvételek készítése során a zaj az erősítőernyő–film kombinációban keletkezik (kvantum-zaj). Az erősítőernyő–film kombinációt a nagyított felvételeknél nem cseréljük, de azonos vizsgált térfogatra sokkal több foton jut, ezért a zajszint akár 30%-kal is csökkenhet egy másfélszeres nagyítási tényezőnél. Adott térfogatra azért jut több foton, mert a vizsgált struktúrákat a sugárforráshoz közelebb helyezük el. Másfélszeres nagyítási tényező esetén egy adott szövetterület 2,25-ször nagyobb filmterületre esik, mint egy kontaktfelvétel esetén, és ez azt jelenti, hogy az erősítőernyőben is lényegesen több elem (foszfor) jeleníti meg ugyanazt a területet, mint megnagyított felvételnél.

A szórt sugárzás csökkenésének oka a kazetta és az emlő közötti légrés kiszélesedése. A csökkent szórt sugárzás miatt jobb lesz a radiográfiai kontraszt, és ez esetben a rács használatára sincs szükség. A nagyított felvételen a széttartó sugárnyaláb, illetve annak geometriája miatt az egymáshoz közel fekvő struktúrák a képen egymástól távolabb „kerülnek”, ezért az anatómiai látótér „kiszélesedik”.

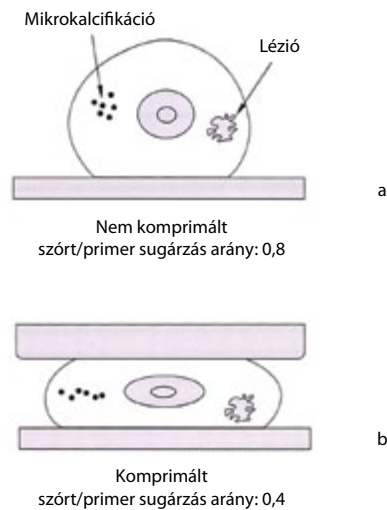
A nagyított felvételek készítésénél egy fontos tény nem szabad elfelejteni, mégpedig azt, hogy a páciens sugárterhelése nő: rács nélkül készült egyetlen felvétel is 2-3-szor növeli az adott terület sugárexpozícióját. Ennek alapvető oka az, hogy az emlő a sugárforráshoz közelebb kerül, és itt a sugárzás intenzitása nagyobb.

Egy másik ok lehet az, hogy a reciprocitás szabály nem érvényes a hosszabb expozíciós idők miatt, hiszen a mikrofókuszt miatt a mA értéket jelentős mértékben csökkenteni kell. A nagyított felvételeknél akár 2–4 sec is lehet az expozíciós idő, így a beteg kooperációja is fontos tényező.

## Kiegészítő eszközök

### Rácsok

A szórt sugárzás kiküszöbölése alapvető fontosságú ahhoz, hogy jó minőségű mammográfias képet készítsünk. A mammográfias vizsgálat során keletkező szórt sugárzás befolyásolja a filmdenzitást, melynek következtében csökken a radiográfiai kontraszt. A szórt sugárzás nagyobb mértékű, ha nagy és denz emlőt vizsgálunk magasabb kV értékekkel. A rács használata a mammográfiában is javítja a radiográfiai képminőséget, és ma már minden mammográfban rácsot is alkalmaznak a felvételek készítésénél. A rács használata ugyanakkor 2-3-szorosára növeli a beteg sugárterhelését. A mammográfias rácsok általában 4:1 vagy 5:1 rácshányadossal jellemezhetők, a rácsfrekvencia általában 30–50/cm mozgó rácsok és 80/cm álló rácsok esetén. A rácsokban az abszorbeáló



### 15.11. ábra Emlőkompresszió

*a:* Nincs kompresszió, a szórási arány 0,8

*b:* A kompresszió csökkenti a szórási arányt 0,4-re. A csökkent szövetvastagság és szórt sugárzás javítja a kontrasztot. A kompresszió másik hatása, hogy csökken a mérettorzítás

anyag ólom és a sugáráteresztő rétegek pedig fából vagy szénszálal anyagból készülnek azért, hogy a konverziós faktort a lehető legalacsonyabb értéken tartsuk. A mammográfias rácsok mozgórácsok és általában csak egy irányban mozdulnak el.

A rácsok tudnak műterméket okozni a képeken, például nagyon rövid expozíciós idő esetén, melyet a megfelelő mAs érték állítással küszöbölhetünk ki. Fontos a rácsok minőségének rendszeres ellenőrzése, melyet leginkább álló és mozgó ráccsal készült felvételek alapján lehet detektálni.

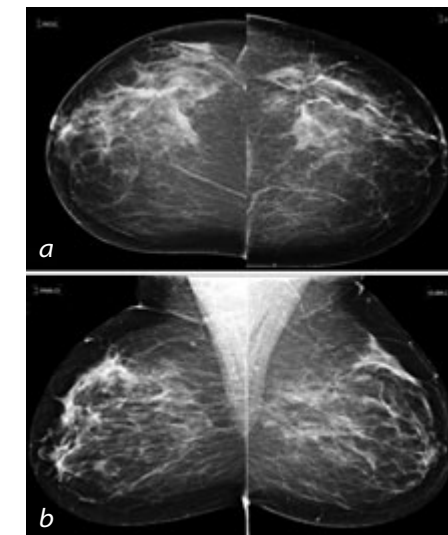
### Kompressziós eszköz

Minden mammográfias készülékben kompressziós eszköz helyezkedik el, mely az emlők komprimálása által a mammográfias felvételek megítélhetőségét, felbontását nagymértékben javította. A jól alkalmazott kompresszió igen kritikus a jó minőségű mammogram elkészítéséhez, mivel a kompresszió csökkenti az emlő vastagságát, a különböző struktúrákat a filmhez közelebb viszi, és ezáltal nő a radiográfiai kontraszt.

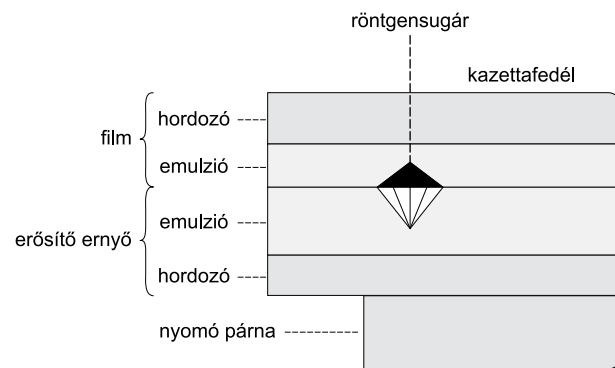
A kompresszió specifikus *előnyei* az alábbiak:

- csökkent nagyítás – kisebb geometriai élettenség miatt,
- csökkenti a szövetvastagságot – emiatt kisebb kV érték is elegendő, mely csökkenti a szórt sugárzás mennyiségét és ezáltal javítja a radiográfiai kontrasztot,
- csökkent sugárexpozíció – mivel a kisebb szövetvastagság rövidebb expozíciós időt igényel,
- csökkent mozgásélettenség – hiszen az emlő rögzített állapotban van,
- jobb megjelenítés – az emlő struktúrái nagyobb területre terülnek ki, és ez által csökken bizonyos struktúrák egymásra vetülése, átfedése, valamint a mérettorzítás.

A szórt sugárzás és a kontraszt összefüggése igen hangsúlyos a mammográfias vizsgálatokban. Egy 6 cm vastag 9 cm átmérőjű emlőben a szórt sugárzás és a primer sugárzás aránya 0,8, ami azt jelenti, hogy a filmdenzitás 80%-át a szórt sugárzás hozza létre. Ha az emlő vastagságát 3 cm-re csökkentjük, a terület pedig 12 cm-re nő, akkor ez az arány 0,4-re csökken, tehát a filmdenzitás már csak 40%-a származik a szórt sugárzásból. Ez esetben a radiográfiai kontraszt akár kétszeresére is nőhet. A kompressziós eszközök jórészt műanyagból készülnek, amely átereszt az alacsony energiájú fotonokat. Fontos, hogy a kompressziós eszköz minden esetben a mellkasfalhoz érjen, hogy a mellkasfalhoz közel lévő struktúrákat is megfelelő kompresszió érje (15.12. ábra). A kompressziót a radiográfus ellenőrzi, illetve állítja be.



15.12. ábra *a:* Cranio-caudalis felvétel; *b:* Ferde felvétel



**15.13. ábra** Kazettában helyezkedő mammográfia erősítőernyő és film keresztmetszete. A film emulziórétegnél levő foszforok jelentősen abszorbeálják a röntgensugarakat, így csökken az erősítőernyő által kibocsátott fény diffúziója

## Kazetták

Ahogy már korábban tárgyaltuk, a mammográfiában alkalmazott kazettákat és erősítőernyő-film kombinációkat speciálisan erre a vizsgálati eljárásra alakították ki. A mammográfias kazetták műanyagból vagy szénszálas anyagból készülnek, mivel ezek kevésbé abszorbeálnak, és ez által a sugárexpozíciót is a lehető legalacsonyabb szinten lehet tartani. Az erősítőernyő egy szivacsfelületen helyezkedik el, mely a kazetta becsukódása után a filmmel együtt az emlőhöz közel kerül. Az erősítőernyő egyetlen emulzióréteget tartalmaz, mely a szintén egy emulzióréteggű filmmel érintkezik (15.13. ábra). Ez az elrendezés biztosítja a legkisebb zajt és legnagyobb felbontást. Az emlőn áthaladó röntgenfotonok tehát áthaladnak először a filmen, mielőtt az erősítőernyőt eléri.

## Erősítőernyők

Minden cég általában kétféle sebességű erősítőernyőt állít elő mammográfias vizsgálatokhoz, ahol az egyik ernyő kétszer olyan gyors, mint a másik. A mammográfias erősítőernyők rendszerint gadolínium oxiszulfid foszforréteget tartalmaznak. A mammográfias erősítőernyők a hagyományos radiográfiában használt ernyőknél jóval lassabbak, mivel a lassabb ernyők kevésbé zajosak és jobb a felbontásuk. Az erősítőernyő használata mammográfiában csökkentette a sugárexpozíciót és jelentős mértékben javította a radiográfiai kontrasztot. Hátránya, hogy rontja a felbontást és növeli a zajt. Ne felejtjük el, hogy a direkt filmexpozíció 50-100-szor nagyobb sugárterhelést jelenthet az erősítőernyővel készült vizsgálatokhoz képest (ld. 15.1.2. részt).

## Film

A mammográfias film előállításának szintén a nagy kontraszt és térbeli felbontás a célja. Mivel az emulzióstruktúrák tárgykontrasztja igen alacsony, ezért a film magas kontrasztú kell, hogy legyen. A mammográfias filmek is alacsony sebességűek, mely az erősítőernyőkhöz hasonlóan kisebb zajjal és nagyobb felbontással bírnak. Szintén két különböző sebességű filmet ajánlanak a cégek, melyek eltérő kontraszttal jellemezhetők. A film nem emulziós felére egy olyan bevonatot tesznek, mely a hordozón áthaladó fényfotonok visszaszóródását meggátolja, hiszen ez rontaná a kontrasztot és a felbontást.

## Erősítőernyő–film kombinációk

A mammográfiában használt erősítőernyő–film kombináció relatív sebessége nem összehasonlítható a hagyományos radiográfiában használt erősítőernyő–film kombinációk sebessége léptékével. Egy 100-as sebességű mammográfias rendszer általában 50–75%-kal lassabb, mint a hagyományos radiográfiában használt 100-as kombináció. A megadott sebességet elsősorban az erősítőernyő sebességétől mérik, de befolyásolja a filmsebesség, valamint az előhívás fajtája is. Manapság a mammográfiában 100-320 sebességű rendszereket alkalmaznak.

A film–erősítőernyő kombinációk fejlesztése tovább folyik, mivel újabb rendszerek bevezetésével a sugárterhelést tovább lehet csökkenteni.

## Felbontás

A dedikált mammográfias felvételi rendszer a hagyományos radiográfiához képest igen nagy felbontóképességű felvételeket tud előállítani. A hagyományos radiográfiában a leggyengébb felbontás az átvilágításnál (fluoroszkópia) található, mely kb. 2 lp/mm\*, egy 300-as sebességű erősítőernyő–film kombinációnál kb. 5 lp/mm, míg egy 100-as sebességű rendszerrel 10 lp/mm érhető el. A mammográfias rendszerek manapság akár 22 lp/mm térbeli felbontást is képesek elérni, de a minimum felbontóképesség nem lehet kevesebb, mint 11-13 lp/mm.

Amint láttuk, a térbeli felbontóképességet számos tényező együttesen határozza meg, melyek közül ki kell emelni a mikrofókuszot, a kompressziót, az alacsony  $kV_p$ -t és az alacsony sebességű erősítőernyő–film kombinációt.

## Minőségbiztosítás

Az optimális minőségű mammográfias felvételek a radiográfiai vizsgálatok közül a legnagyobb kihívást jelentik, a képminőségi követelményeket országonként többnyire törvényileg szabályozzák

és különböző tesztek is rendszerint előírnak. Az Egyesült Államokban a Radiológus Kollégium külön minőségbiztosítási kézikönyvet bocsát a mammográfias munkahelyek rendelkezésére. Az ebben található tesztek leírják, hogy az egyes ellenőrzéseket milyen gyakorisággal kell elvégezni.

A képalkotó lánc folyamatos **technikai minőségellenőrzése** szükséges az alábbiak szerint:

### Naponta

- Sötétkamra, előhívó tisztasága.
- Szenzito-denzitometria:

Konvenció szerint a 21 lépcsős denzitási skála 3 értékét kell regisztrálni (első lépcső: alapfátyol, utána érzékenységi lépcső: az 1 + alapfátyol denzitási értékhez legközelebb eső lépcsőérték, harmadik a kontraszt lépcső: az érzékenységi lépcsőtől számított 4. lépcső denzitási értéke). Azonos munkafázisban üzem-meleg vegyszernél naponta azonos sorszámú filmen mérve (ajánlott a 20. expozíció után). Mérőfilmek azonos filmdobozból.

Új filmdoboz bontása esetén a legelső film értékei a kiinduló 0 pontok

Minden munkanapon regisztrálni kell a mért értékeket a grafikonon (nem utólag beírni!).

- érzékenységi és kontrasztindex: + / – 0,3 D értéken belül ingadozhat;
- alapfátyol (base fog) + / – 0,02 D értéken belül ingadozhat;
- mindez stabil termosztáttal ellátott, 35 Celsius fokot tartó, a forgalomnak megfelelően regenerált vegyszerekre vonatkozik. Kielégítő a regenerálás, ha a felvételek egyenletes feketedésűek, és a napi mérések reggel, délben, este azonos értéket mutatnak;
- 250 db 18x24 film/napi műszakforgalom esetén pl. a filmenként ajánlott előhívó mennyiség 23 ml, kis forgalomnál (50 filmlap/műszak) 35 ml filmenként. Fixáló mennyiség ennek 1,5-szerese. Átlagos előhívószükséglet 400 ml/film m<sup>2</sup> lehet.
- Az alkalmazott szenzito-denzitometert filmtípusonként szükséges kalibrálni.
- Abnormális mért érték esetén a forgalmat azonnal le kell állítani és a hibát ki kell javítani.

### Hetente

- Kazetta erősítőernyő tisztaság (műtermékek).  
Megjegyzés: különös figyelem fordítandó a pormegelőzésre, a tapasztalat szerint Magyarországon a mammográfias képalkotó rendszer porosodása nagy probléma.
- Fantomfelvétel  
(filmdenzitás 1,3-1,8, legjobb 1,4-1,5 optikai denzitás között a mammográf 0 denzitás állásában). Rögzítendő a felvételi paraméterek is (kV, mAs- ajánlott érték: 28-29kV). Azonos mérés, azonos kazettával, azonos filmdobozból vett filmmel.  
Az exponált fantomfelvételt is üzem-meleg vegyszerben kell kidolgozni (ajánlott a szenzimetriás filmet követően előhívni).  
Felbontóképesség: 13 lp/mm felett (dedikált emlőfantomon)

### Havonta

- Fantomfelvétel (képminőség) – tesztobjektumok megkívánt számszerű ábrázolása.
- Rontott film-analízis (az összes exponált film %-ában).

### Negyedévente

- Felvételmérlés vizsgálata, kívánatos érték: 3% alatt.
- Fixáló retenció vizsgálat (speciális vegyszerrel).
- Emlőkompresszió (személymérleggel – megkívánt érték 13–20 kg között).

### Félévente

- Sötétkamralámpa-ellenőrzés.
- Sötétkamra fénymentesség.
- Erősítőernyő-filmkontaktus (speciális eszközzel).
- Erősítőernyők érzékenysége.
- Felezőréteg (HVL) vizsgálat – 28 kV esetén 0,30-0,40 Al-ekvivalens.
- kV, mA, mAs-linearitás.
- AEC stabilitás.

### Évente

- Filmnéző szekrény ajánlott fényereje 3000-6000 cd/m<sup>2</sup>.
- Filmlelemező helység háttér-megvilágítása 50 lux alatt.
- Fókusz méret, sugármező-képző egybeesés.
- Sugárszivárgás (csőbura).
- Sugárdózis/belépő felületi (15 mGy alatt) – átlagos elnyelt (1,4 OD-nél, Bucky + 4,5 cm vastag átlagos emlőfantomon mérve 2 mGy/exp. alatt)/vizsgálat.

## Digitális mammográfia

A digitális radiográfia fejlesztései a mammográfiában is megjelentek az utóbbi években, mely technológiának számos ismert előnye ebben az alkalmazásban is megjelenik. Mivel a digitális technológiában a képrögzítés, megjelenítés és a képtárolás egymástól elkülöníthető folyamatok, ezek külön-külön optimalizálhatók. Jelenleg négy különböző típusú digitális mammográfias megoldást alkalmaznak, úgy, mint:

- Flat-panel foszfor rendszerű,
- Scanning foszfor-CCD rendszerű,
- CR rendszerű,
- Szelénium flat-panel rendszerű készülékeket.



Ezek működési elvéről a *Képrögzítés folyamata és eszközei* jegyzetben olvashatnak bővebben. Az elmúlt években több összehasonlító vizsgálat is lezajlott, mely a digitális és hagyományos rendszerek szenzitivitását és specificitását értékelte. Ezek alapján úgy tűnik, hogy a digitális mammográfia csaknem minden aspektusból eléri vagy meghaladja a hagyományos mammográfiában mért paramétereket.

Az AEC funkciója is kissé eltérő a digitális mammográfiában a hagyományoshoz képest. A hagyományos technikában a megfelelő optikai denzitás, ill. sugárzásmennyiség beállítása az AEC elsőrendű funkciója, míg az „optikai denzitás” – fényerő és kontraszt – a digitális környezetben a képrögzítéstől függetlenül állítható. Az AEC feladata tehát a digitális mammográfiában a sugárzásmennyiség beállítása optimális kontraszt-zaj arány, valamint detektorkapacitás mellett. Az újabb digitális detektorok egész felülete használható sugárzásérzékelőként, mely információk komplex megközelítésekre is lehetőséget adnak.

A soft-copy környezetben való megjelenítés technikai standardjait szükséges megemlíteni, hiszen itt a térbeli felbontás kiemelt szereppel bír. Ezért a digitális mammográfiás felvételek értékeléséhez gyakorlatilag dedikált, nagyfelbontású monitor(ok) szükségesek.

A digitális technika által érdekes új fejlesztések is zajlanak a mammográfia területén. Az egyik ilyen a DSA-hoz hasonló elven működő digitális szubtrakciós mammográfia, mellyel a malignus tumorokban jelenlévő hipervaszularizációt lehet kimutatni. Technikai érdekessége, hogy a jódos kontrasztanyag alkalmazása miatt a mammográfiában szokásos alacsony csőfeszültség helyett magasabb kVp értékkel (~50 kV) végzik az expozíciót, mely az elnyelt dózist jelentősen csökkenti. Egy további lehetőség, hogy az ún. maszk felvételt és a kontrasztanyag felvételt egymáshoz közeli időpontban, de különböző kVp beállítással készítik, mégpedig úgy, hogy a maszk a jó K-héj kötési energiaszintje alatti (33 keV), a kontrasztos pedig a fölötti energiával készül. Ennek az eljárásnak nagy előnye az elmozdulásból eredő műtermékek kiküszöbölése.

Egy másik új eljárás a tomoszintézis, mely a hagyományos tomográfiához közeli elven alapul. A computer feldolgozás nagymértékben segít kiszűrni a csőmozgásból származó elmosódottságot, így egy-egy rétegben kapnak csak éles képet, a kérdéses réteg alatt és felett fekvő struktúrák szummációs hatása megszűnik. E módszer hátránya a megnövekedett dózis, hiszen számos expozíció is szükséges egy tomoszintetikus felvétel leképezéséhez.

Talán a legizgalmasabb új lehetőség, melyet a mammográfia digitalizálása hozott a computer-asszisztált felismerő szoftverek (computer-aided detection, CAD) bevezetése volt. Ezek a szoftverek képesek bizonyos gyakoribb eltérések kimutatására, pl. ahol a környezethez képest nagy denzitásváltozás alakul ki, mint pl. mikrokalcifikáció esetén. Az ilyen eszközöket napjainkban elsősorban előszűrésre használják, de várható, hogy egyre fejlettebb és intelligensebb módszerek születnek.

## 16. fejezet

# Mobil radiográfia

*Bogner Péter*

A mobil röntgenvizsgálat a radiográfus képességeinek igazi próbaköve, hiszen a legnehezebb beteganyagon nem standard körülmények között kell optimális felvételeket készíteni. Jó néhány tényező, mely a standard felvételi rendszerekben állandó, a mobil felvételeknél eltérő lehet, és ezeket a pozicionálásnál csakúgy, mint a technikai paraméterek beállításánál figyelembe kell venni. A legtöbb esetben a felvételek a betegágy mellett készülnek, hiszen a beteg szállítása nem lehetséges, és az intenzív vagy sebészeti osztályon fekvő, rossz állapotú betegeknek külön odafigyelést kívánhat az aszeptikus körülmények tiszteletben tartása, valamint a speciális felszerelések (gyógyszerpumpák, monitorozó készülékek, EKG stb.) jelenléte.

## Kommunikáció

Bár a beteggel való kommunikációra sok esetben mobil felvételeknél nincs szükség a beteg állapota miatt, mégis tanácsos a mobilkészülék elhelyezése előtt tájékozódni a kórteremben, illetve a felvétel helyszínén. Amennyiben a páciens képes kommunikálni, a vizsgálatról ugyanúgy tájékoztatni kell, mint más esetben, és a betegágy körül helyet kell csinálni a mobil röntgenegységnek. Ugyancsak fontos a jelenlévő egészségügyi személyzettel megbeszélni, ha a felvételhez bizonyos eszközöket, készülékeket átmenetileg mobilizálni kell.

## A mobil készülék mozgatása

Rendkívül körültekintően kell eljárni abban az esetben, ha egyéb technikai berendezések is vannak a beteg környezetében. Figyelmet kell fordítani a hálózati csatlakozókra, gázvezetékekre, katéterekre, infúziós vezetékekre stb., és úgy kell a mobil készüléket elhelyeznünk, hogy az ne ütközzön a beteg állapotát fenntartó egyéb készülékekkel, eszközökkel. Bár ez magától értetődőnek tűnik, a vizsgálat elkészítésénél az ember gyakran nem kellőképpen figyel oda ilyen részletekre. Figyelni kell a falra függesztett monitorokra is, hogy azok ne ütközzenek a mobil készülék egyéb részeivel. Kerülni kell tehát a kapkodást az előkészületek során, és az eredeti állapot visszaállítása szintén a radiográfus feladata.

## Pozicionálás és pathológia

A mobil felvételeknél a betegek nem képesek standard felvételi pozíciót elfoglalni. Például ha a beteg nem képes az ágy szélére kiülni, akkor a mellkas vizsgálatát csak AP irányból lehet elvégezni a preferált PA irány helyett. Természetesen törekedni kell arra, hogy a rutinbeállításhoz minél közelebbi beállításokat érjünk el, tehát az előbbi példánál maradva, ha a páciens eszméleténél van, akkor a scapulát a vállak előrehúzásával lehetőleg ki kell mozdítani a tüdőmezőkből. Nem kooperáló betegnél is törekedni kell, hogy a mellkasfelvételt legalább félig ülő pozícióban készítsük el, hiszen súlyos állapotú, ágyhoz kötött betegeknél a mellkasi folyadékgyülem igen gyakran kialakul. Ha a vízszintestől 10-20°-kal meg tudjuk emelni a mellkast, ez már lehetőséget ad a folyadékgyülem kimutatására. Ideálisan a folyadékívót függőleges testtartásban horizontális sugáriránnyal lehet ábrázolni. Ha a beteg nem képes függőleges testtartást felvenni, az anatómiai struktúrák torzán ábrázolódnak, s adott esetben ez a torzítás a felvételt használhatatlanná teszi. Ha a folyadékívó kimutatása a cél, akkor két felvételt kell készíteni, az egyikkel a folyadékívót ábrázoljuk, a másikkal pedig a mellkas hagyományos projekcióját kapjuk meg.

A radiográfusnak be kell tartani a vizsgálatot indikáló orvos kérését: például egy szívinfarktussal fekvő beteg adott esetben nem vizsgálható álló helyzetben, hiszen ez állapotának jelentős rosszabbodásához vezethet.

A mobil röntgenfelvételek elkészítésekor nem kell azt feltételeznünk, hogy annak minősége csak rosszabb lehet, mint a röntgenosztályon standard körülmények között készült felvételek, hiszen ha a beteg kooperál, a mellkasfelvételt is készíthetjük standard távolsággal (180 cm) PA irányból. Az ágy mellett készült vizsgálatnál a felvételen megjelenő műtermékek előfordulása jóval gyakoribb, mivel személyes tárgyak, takaró, orvosi felszerelések vetülete a készült felvételen megjelenhetnek. A műterméket okozó tárgyakat lehetőség szerint maximálisan el kell távolítani a felvétel elkészítése előtt. Természetesen a beteg állapotát fenntartó/ellenőrző eszközök eltávolítása csak az ápolókkal és orvosokkal történt konzultáció után végezhető el.

## Sugárvédelmi szempontok

A mobil röntgenfelvétel elkészítése során egy olyan környezetben okozunk sugárveszélyt, melyet nem sugárvédelmi szempontok alapján alakítottak ki, így a radiográfus szakmai felelőssége, hogy biztosítsa a sugárvédelmet. Ennek során figyelemmel kell lenni a többi egészségügyi dolgozóra, orvosokra és a kórteremben lévő betegekre (16.1. táblázat). A mobilkészüléket sosem szabad sugárvédelmi eszközként alkalmazni, minden esetben

### 16.1. táblázat Sugárvédelmi előírások mobil radiográfia esetén

1. Felelősséget érezni a beteg, egészségügyi szakdolgozók, orvosok, hozzátartozók és saját magad védelméért.
2. Megkérni a hozzátartozókat, egészségügyi szakdolgozókat, orvosokat és további betegeket, hogy hagyják el a vizsgálóhelyiséget expozíció előtt.
3. Szóban, hangosan figyelmeztetni az expozíció kezdetére, elegendő időt hagyva a többieknek, hogy elhagyják a termet.
4. Minimum kettő ólomkötény legyen: egy a betegnek és a másik a radiográfusnak. Ha van segítő személy, akkor neki is kell egy.
5. Soha ne legyen a kéz vagy egyéb testrész a fő sugármezőben.
6. Mindig biztosítani kell a gonádvédelmet a beteg részére.
7. Lehetőleg legtávolabb kell helyezkedni a betegtől (nem a csőtől) az expozíció előtt.
8. A kazettákat pontosan kell feliratozni és lehetőleg kerülni az ismételt felvételt.

szükséges az ólomkötény viselése. A radiográfus a felvétel helyétől a lehető legmesszebb álljon, hiszen az exponáló gomb hosszabbítója erre lehetőséget ad (négyzetes sugárfogyás!).

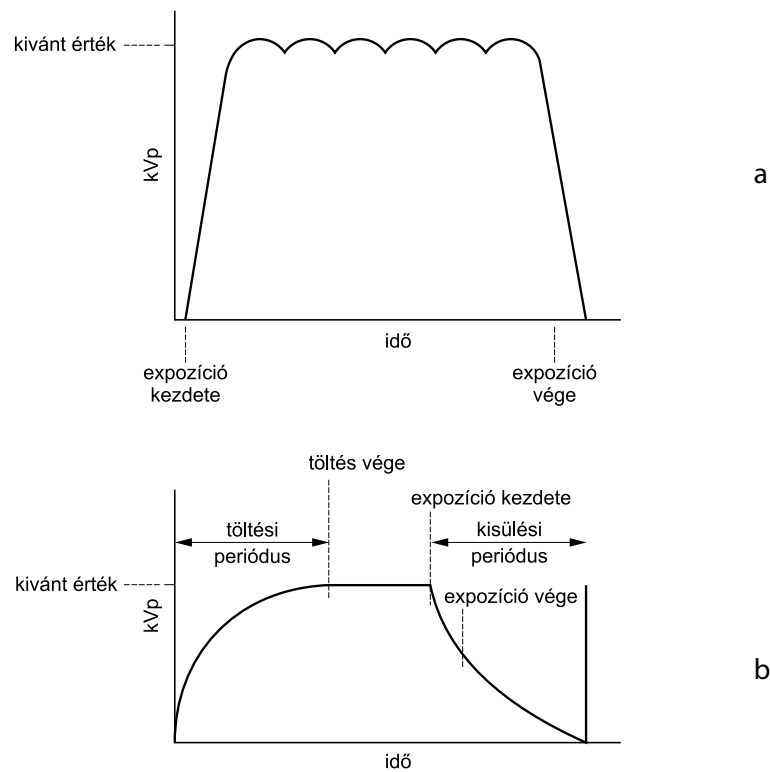
## A mobil készülék technikai sajátosságai

Már a radiográfia korai szakaszában felmerült az igény mobil készülékekre, így az I. világháborúban a Picker cég fejlesztette ki az első mobil készüléket, melyet azután kórházi körülmények között is szívesen használtak. Manapság két alapvető fajtáját különböztetjük meg a mobil készülékeknek: a valóban hordozható készülékeket és az intézményekben használt nagyteljesítményű készülékeket.

Bizonyos mobil készülékek működtethetők hálózati áramról, de a készülékek nagy része kondenzátorral van ellátva, mely kiküszöböli a hálózati áramban jelenlévő fluktuációt. Bizonyos készülékek akkumulátorral is működnek, de ezek teljesítménye értelemszerűen kisebb. A mobil készülékekben speciális generátorokat alkalmaznak attól függően, hogy a készülék milyen áramforrásról működik.

A mobil felvételi rendszerekben ma már minden esetben automatikus expozíciókontroll (AEC) eszköz is van, melyet a kazetta mögött kell elhelyezni. Az AEC elhelyezésének szabálya megegyezik a standard felvételi rendszerben alkalmazott szabályokkal.

Újabb természetesen a mobil készülékeket is ajánlják digitális detektorokkal, melyek jelentősen gyorsítják a kórtermi felvételezés munkafolyamatát (pl. nem kell a filmet a radiológiai osztály-



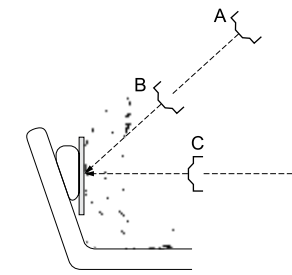
**16.1. ábra** Mobil készülék általi generátor hullámai. Akkumulátorral üzemelő készülék (a), és a kondenzátorral üzemelő készülék (b)

ra vinni előhívni), és a digitális képfeldolgozással jelentősen csökkenthető az ismételt felvételek száma.

## Technikai faktorok

A mobilkészülékekben előállított röntgensugárzás átlagos fotonenergiája eltér a hagyományos készülékekben létrejövőtől. A 16.1. ábra egy 3 fázisú akkumulátorral üzemelő készülék feszültségjellemzőit mutatja, valamint egy kondenzátorral üzemelő készülék feszültségviszonyait a feltöltés és kisütés (expozíció) során. Az  $\mu\text{F}$ -os kondenzátorban 1 mAs töltésre 1 kV feszültségesés jut, és általánosan az a szabály, hogy a teljes feszültségesés nem lehet több mint a kezdeti feszültségérték 30%-a.

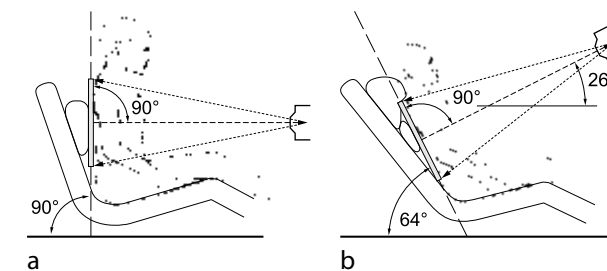
Az alacsonyabb teljesítmény miatt mobil készülékekkel nem lehet magas mAs értékeket beállítani, és bizonyos esetekben a megfelelő denzitást csak a csőfeszültség emelésével érhetjük el.



**16.2. ábra** Mellkasfelvétel esetén jelentkező távolságproblémák

Ezek mellett még probléma lehet a viszonylag hosszú expozíciós idő, mely mozgási műtermékek megjelenéséhez vezet. Ennek kiküszöbölése gyakran magasabb expozícióértéket jelent, mely a cső terhelését is fokozza.

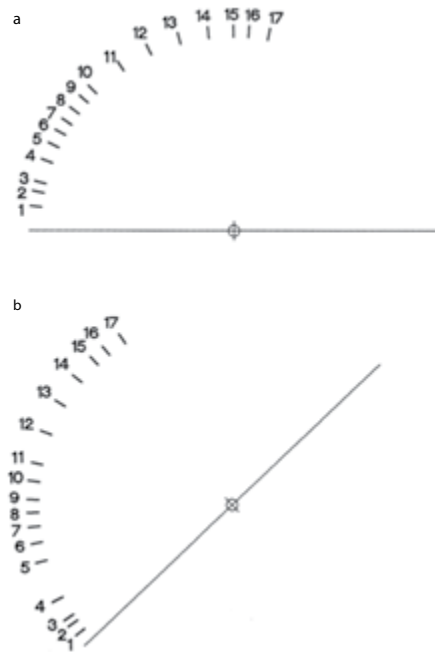
A mobil felvételek ismétlésének leggyakoribb oka a távolság figyelmen kívül hagyásából, ill. rossz becsléséből származik, ezért nagyon fontos, hogy a mobil röntgenfelvétel elkészítése előtt a fókuszfilm távolságot megmérjük. Ha a távolságot 15%-os hibán belül állapítjuk meg, akkor a filmen még nem keletkezik látható denzitáskülönbség, így egy 180 cm-es FFT (fókuszfilm távolság) esetén a határértékek 153 és 208 cm. A 16.2. ábra a mobil mellkasfelvételek egy jellegzetes problémáját demonstrálja. A szoba mérete, az ágy elhelyezkedése vagy az egyéb műszerek, berendezések megakadályozhatják a standard távolság beállítását. Az A pozíció beállításának a csőpozíció korlátai szabhatnak határt, a B pozíció pedig kedvezőtlen a szív nagyítása miatt, és a folyadéknyóvot sem ábrázolja megfelelőképpen. Ez utóbbi jelenség a C és D beállításokkal lehetséges, de a C pozíció is méretbeli torzításhoz vezet. A távolságtérítésekkel szembe fordított távolságok alkalmazásával lehet kiküszöbölni, melyek mobil felvételeknél általában a 100 és 140 cm.



**16.3. ábra** Kórtermi mellkasfelvétel esetén jelentkező beállítási problémák

**a:** A beteget sikerül merőlegesen ültetni, és a cső erre merőleges

**b:** Döntött síkban ül a beteg – a cső ez esetben is a filmre/detektorra merőleges



**16.4. ábra** Szög meghatározásának nehézsége, amikor a bázisvonal nem vízszintes

**a:** A vízszintes vonalra merőleges a 15-ös értéket metszi

**b:** Ennek megítélése ferde referenciasík esetén nehezebb

A rácscok megfelelő elhelyezése meglehetősen gondot tud okozni a beteg mögött az ágy felületén, mivel a rács könnyen dőlhet bármilyen irányba, amennyiben a beteg testsúlya nem egyenletesen oszlik el a rácson. Ha a sugárnyaláb a filmre nem merőleges, akkor a rács pontos beállítása még nehezebb. Ezt a szituációt a 16.3. ábra demonstrálja. A radiográfusnak mindig törekedni kell arra, hogy a centrális sugárnyaláb és a kazetta egymásra merőleges legyen. Ez a viszonylag egyszerű feladat akkor válik nehezzé, ha a viszonyítási pontok/síkok már nem párhuzamosak vagy merőlegesek egymással. Gondoljunk csak arra, hogy a legtöbb ember könnyen kijelöl egy 45°-os szöveget, ha a vonalak a referenciasíkokkal párhuzamosak, de ez már közel sem olyan könnyű, ha a referenciasíkok is megdőlnek (16.4. ábra).

Fokuszált rácsonál pedig akár 5°-os szögeltérés jelentős műtermékképződéshez vezet. A mobil radiográfiában éppen ezért alacsony (5:1 és 6:1) rácshányadosú rácscok alkalmaznak. A párhuzamos rácscok használata szintén segít a nagyobb mező jobb leképezésében.

Mivel a mobil radiográfiában több tényező változhat, ezért szélesebb tartományú film és erősítőernyő kombinációt érdemes használni, mely ugyanakkor lassabb és alacsonyabb kontrasztot ad. Mindemellett a mobil készülékek alacsony teljesítménye miatt a gyors film–erősítőernyő kombináció alkalmazása is racionális döntés lehet, mely a beteg sugárterhelését csökkenti.

## 17. fejezet

# Az angiográfiás készülék technikai sajátosságai

Bogner Péter

Az angiográfiás berendezés számos különbséget mutat egy hagyományos radiográfiai vagy átvilágító készülékhez képest, mivel az erek leképezése gyors filmváltást és/vagy folyamatos kép-rögzítést igényel. Ez utóbbi igényhez speciális generátor és röntgenszó szükséges. Régebben az angiográfiás készülékekben speciális programok kontrollálták a filmek mozgását és továbbítását, hogy azok az erekben áramló kontrasztanyag helyzetét kövessék. Születtek olyan technikai megoldások is, melyek egyszerre két síkban is képesek voltak leképezni, így egyetlen kontrasztanyag bólussal is egyszerre vizsgálható volt két vetület. A coronária erek, illetve hemodinamikai vizsgálatokat régebben az ún. cineangiográfiás készülékekkel végezték. A kontrasztanyag befecskendezését az erre a célra kifejlesztett injektorokkal végzik.

## Generátor

A cardiovascularis és intervencionális vizsgálatokat és beavatkozásokat ma már nagyteljesítményű és nagyfrekvenciás generátorok segítségével végzik. Ezek a generátorok akár 800-1500 mA-t képesek biztosítani és ez által lehetővé válik alacsonyabb kV beállítások alkalmazása, mely a kontrasztanyag és a környező szövetek közötti kontrasztot maximalizálja. A feszültségtartomány rendszerint az 50–100 kV tartományban van, a legtöbb angiográfiás vizsgálatnál pedig 70-80 kV-ot alkalmaznak. Ennél magasabb feszültségértékeket néhány speciális vizsgálatnál használnak, mint pl. az agyi erek nagyításos vizsgálata, ugyanakkor a végtagi erek ábrázolásához jóval alacsonyabb kV értékek is megfelelnek.

A nagyfrekvenciás vagy multifázisos generátorok igen rövid expozíciós időt is lehetővé tesznek, mely akár a millisecundumos tartományban lehet, és ez által a cardiovascularis vizsgálatok is nagy pontossággal elvégezhetők. Az állandó feszültséget nyújtó nagyfrekvenciás generátorok előnye, hogy gyakorlatilag homogén átlagos energiájú sugárzást nyújtanak, mely a beteg sugárterhelése miatt kedvező.

## Röntgenszó

Az angiográfiás készülékben alkalmazott röntgenszó azért különbözik egy általános célú röntgenszótól, mivel ebben jelentősen fokozott a hőtermelés és itt is fontos a jó felbontóképesség. Az angiográfiás vizsgálat során hosszú ideig a röntgenkészülék átvilágítás módban üzemel, valamint gyors, rövid expozíciós idejű felvételsorozatok készülnek, melyek során az anódban jelentős mennyiségű hő szabadul fel. Az anód rövid ideig tartó maximális hőterhelését *rövid távú hőterhelési képességnek* hívjuk, míg folyamatos használat esetén ezt *folyamatos hőterhelési képességnek* nevezzük.

Egy röntgenszó rövid távú maximális hőterhelése általában 15–50 kW között változik, a folyamatos hőterhelési képessége pedig kb. 300 kW. Ezek az adatok egy hagyományos angiográfiás röntgenszóra érvényesek, melyekben 11°-os anódszögű volfram-rénium-molibdén ötvözetű anód van. Speciálisan épített angiográfiás röntgenszók ennél nagyobb, 40-85 kW rövid távú és 750 kW folyamatos hőterhelési képességgel is rendelkezhetnek. Az anódon felszabaduló hőt az alábbi módon számolhatjuk ki:

$$HU = kVp \times mA \times s \times c \times \text{expozíciók száma}$$

ahol: HU = hőegység  
 kVp = maximális csőfeszültség  
 mA = áramerősség  
 s = expozíciós idő  
 c = egyenirányítási konstans (1 fázisnál = 1, 3 fázisnál = 1,35 stb.)

Korábban az angiográfiás röntgenszó terhelhetőségét ún. csőbesorolási táblázatokban adták meg, melyet egy-egy vizsgálati protokoll kialakításánál a radiográfusnak figyelembe kellett venni. Ma már a készülékekben az anód, illetve a röntgenszó hőterhelését a vezérlő elektronika folyamatosan kontrollálja.

A röntgenszó hőterhelését számos tényező befolyásolja, úgy, mint a fókuszpont mérete, anódszög, az anód forgási sebessége és a nagyfeszültség karaktere. Nagy fókuszpont, nagy anódszög és nagy forgási sebességű anódok nagyobb hőterhelést tesznek lehetővé, ugyanakkor a nagy fókuszpont az angiográfiás vizsgálatok során nem mindig megengedhető, illetve előnyös. Ennek oka, hogy a nagy fókuszpont csökkenti a felbontóképességet, ugyanakkor a nagyobb felbontás érdekében használt kis fókuszpontnál nemcsak az anód hőterhelése nő, hanem a maximális mezőméret (FOV) is kisebb lesz. Egy kisebb anódszögnél az anódsarok effektus is szembetűnőbbé válik. Rutinvizsgálatoknál az angiográfiás csövekben 0,6–1,2 mm-es fókuszpontot használnak, míg nagyításos felvételeknél 0,3 mm vagy ennél kisebb fókuszpont alkalmazása szükséges.

## Az angiográfiás készülék

Az angiográfiás berendezésben a röntgencső és a képerősítő egymással szemben C-karon rögzítve helyezkednek el, emellett az asztalban helyezték el korábban a lapfilmváltót, de ma már digitális szubsztrakciós angiográfiánál a digitális detektort (vagy direkt digitális detektornál nincsen képerősítő). A vizsgáló személyzet a vizsgálóhelyiségben a fluoroszkópiás és pillanatfelvételeket a dedikált monitorokon tekintheti meg. A C-kar a tér bármely irányában elmozdítható, melynek segítségével döntött és ferde felvételek készíthetők a páciens mozgása nélkül.

A vizsgálóasztal annyiban különleges, hogy szintén bármely irányban szabadon elmozdítható, melyet az asztalhoz szerelt manuális vezérlőszerkezet segítségével lehet elvégezni. Az agyi angiográfiás asztalok fejeégi része elkeskenyedik. Az angiográfiás asztalokhoz rendszerint egy kartámasz csatlakoztatható, mely biztosítja a szükséges gyógyszerek, infúziók beadásának biztonságát.

Az asztal alacsony attenuációs tulajdonságú, rendszerint szénszálas műanyagból készül. Az alacsony attenuáció sugárvédelmi szempontból is fontos. Az angiográfiás asztal mozgását sorozatfelvételek készítésénél egy ún. léptető készülék végzi, melynek alkalmazása elsősorban az alsó végtag érstruktúráinak vizsgálatánál elengedhetetlen. Az asztalléptetés teszi lehetővé, hogy a kontrasztbólus haladásával „lépést tartunk” a medencétől a lábfejekig. Természetesen az egyes anatómiai részeknél különböző technikai faktorok beállítása szükséges, gondoljunk csak a medence és az alsó lábszár szövetvastagsága közötti különbségre. (Meg kell jegyezni, hogy a diagnosztikus célú angiográfiát ma már egyre gyakrabban CT- vagy MR-angiográfiával végzik.)

## A digitális szubsztrakciós angiográfia (DSA)

A digitális szubsztrakciós angiográfia (DSA) a 70-es évek fejlesztésének eredménye, melynek eredményeképpen az érrendszer vizsgálati lehetőségei jelentős mértékben javultak. A DSA-készülékek eredetileg nagyban hasonlítottak az előző angiográfiás készülékekhez, ugyanakkor a videokamerából származó analóg jelet digitalizálták, és ez által lehetővé vált a kép számítógépes rögzítése és feldolgozása. A mai modern DSA-készülékek flat-panel detektorokkal rendelkeznek, így a képdetektálás, ill. -képrögzítés is már digitálisan történik. Mivel jelenleg még számos intézményben „hagyományos” DSA-készülék működik, ezért néhány fontos, ezekre jellemző, illetve általános működési sajátóságot tárgyalunk.

A hagyományos DSA-készülék részei hasonlóak a fluoroszkópiás készülék részeihez, azaz megtaláljuk benne a röntgencsövet, a vizsgálóasztalt, a képerősítő csövet, a blendét, valamint a videokamerát és megjelenítő rendszert.

A legtöbb videokamera által készített kép a céltárgyat 625 vízszintes sorból álló rasztermintázatban pásztázza végig másodpercenként 25-ször (minden teljes TV-képhez 40 ms-ra van szük-

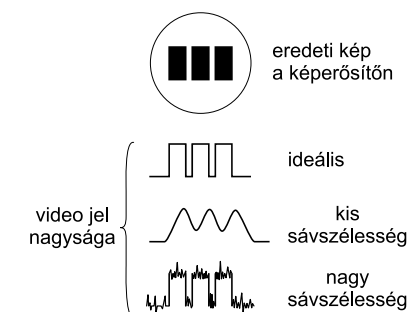
ség). A sorok végén az elektronnyaláb visszatér a következő sor elejére, hogy azt is végigpásztázza stb. A TV-kép előállításához részletesen lásd a Monitorok fejezetet.

### Jel-zaj viszony

A videokamera elektronnyalábjának minden horizontális pásztázása során gyorsan változó feszültségjel keletkezik, amikor a nyaláb különböző intenzitású képpontokon halad át, melyet a kamera céltárgyán lévő töltésmintázat reprezentál. Ezt a feszültségváltozást egyrészt az információt hordozó jel (pl. a jód az artériában), másrészt a nemkívánatos elektromos zaj (kvantum- és videozaj) okozza. Ezek közül előbbi lényeges és fontos, az utóbbi nem kívánatos.

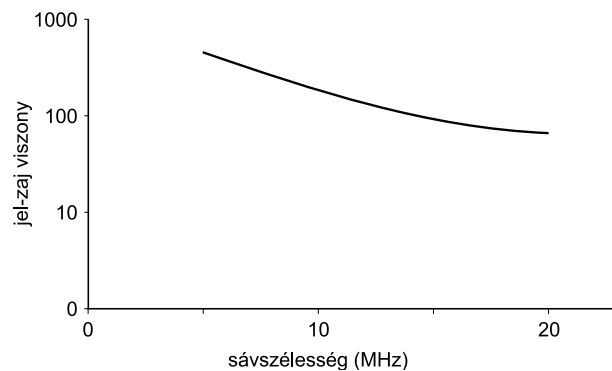
A kamera jellemző tulajdonsága a sávszélesség, mely alatt azon képességét értjük, hogy milyen gyorsan képes a feszültséget a röntgenfotonok számára „átlátszó” és kevésbé „átlátszó” struktúrák határvonalán változtatni. A sávszélességet a MHz mértékegységgel szokták jellemezni (1 MHz = 1,000 000 ciklus/sec). A gyorsan változó feszültségjel Fourier-sora több felharmonikust tartalmaz, mint a lassan változóé. A nagyon kicsi méretű erek megjelenítéséhez nagy sávszélességre van szükség, azaz ilyen esetben jobb a rendszer térbeli felbontóképessége, mint kisebb sávszélesség alkalmazása esetén. Túl nagy sávszélesség esetén azonban a kamera túlérzékenyvé válik, így minden egyes kvantum- vagy videozajt is detektál, ami rontja a jel-zaj arányt és ennek következtében a képminőség romlását eredményezi. A sávszélesség megválasztásánál tehát kompromisszumot kell találni a jel-zaj arány és a felbontóképesség szempontjából (17.1. ábra).

A 17.1. ábrán demonstrált példában három téglalpból álló objektumot pásztáz végig a kamera, amely a képerősítőn megjelenik. A három videojel közül a felső az ideális feszültségmintát ábrázolja, a középső a túl alacsony sávszélesség esetén jelentkező alacsony képi zaj melletti ros-



17.1. ábra A sávszélesség hatása a leképezés minőségére





17.2. ábra A jel–zaj viszony és a sávszélesség összefüggése

szabb felbontást, míg az alsó a túl nagy sávszélesség melletti igen jó felbontást mutatja be, amely az éles határeleken jelentkezik, azonban a nagy rendszerérzékenység miatt a kép is zajos. Következésképpen a jel–zaj arány tehát fordítottan arányos a video sávszélességgel, amint az a 17.2. ábrán látható.

A videojel ezután analóg-digitális átalakítóba (ADC) kerül. Az ADC a pásztázó elektronnyalápból érkező analóg jelet bizonyos időközönként mintavételezi és minden mintavételezési pontnál az analóg feszültségszintet binárisan kódolja. A DSA-rendszerekben használatos analóg-digitális átalakítóknál legalább 8 bites vagy lehetőleg 10 bites kódolásra van szükség. Az  $n$  biten binárisan kódolható értékek száma  $2^n$ , ennek megfelelően 8 bit esetén minden mintavételezett értékhez  $2^8 = 256$ , 10 bit esetén  $2^{10} = 1024$  diszkrét érték valamelyike rendelhető.

A pásztázási vonalakon vételezett minták száma meghatározza a soronként megjeleníthető horizontális pixelek számát a képmátrixban, ezért a DSA-rendszer vízszintes felbontását legnagyobb mértékben az analóg digitális átalakító mintavételezési frekvenciája és a video sávszélesség határozza meg. A függőleges felbontást a videopasztázás vízszintes rastersorainak száma határozza meg. A legtöbb DSA-rendszer 5 MHz-es sávszélességgel és 625 sorral működik, míg az analóg-digitális átalakító soronként 512 mintavételezést végez. A pixeleknek specifikus helyük van a képi processzor memóriájában. Az analóg videojel digitalizálása megtörtént, a digitális információ a memória megfelelő helyére kerül, és így a szubsztrakció, a kontrasztnövelés vagy más különféle képfeldolgozási folyamat kivitelezhetővé válik.

Mivel a röntgensugárzás a vizsgált testben a távolság függvényében exponenciálisan gyengül, ezért a legtöbb DSA-rendszer gondoskodik a videojel logaritmikus feldolgozásának valamilyen formájáról azért, hogy a változó szövetvastagságot kompenzálja. A logaritmikus erősítő az erősítést a jel intenzitásának logaritmusával fordított arányban végzi. Ennek az lesz az eredménye,

hogy a kontrasztanyaggal kitöltött artériák képi megjelenése azonos lesz, függetlenül az őket körülvevő lágyrészek vastagságától.

A DSA-képköptés egyik fontos aspektusa, hogy az intravénásan beadott kontrasztanyag felhígul, ezért az ebből származó fotoelektromos abszorpció nem túl hatékony. Ahhoz, hogy jó diagnosztikus értékű képek készülhessenek, a zajszintet a lehetséges minimumra kell csökkenteni. Ennek egyik lehetséges módja, hogy nagyobb fotonsűrűséget alkalmazunk, mint a standard fluoroszkópiás vizsgálat során. Ennek viszont az a következménye, hogy a beteg sugárterhelése nagyobb lesz. Egy képkocka készítése során a fluoroszkópiában 2–4  $\mu$ rad dózist jelent, míg 1 kocka DSA-kép 1000  $\mu$ rad dózist is jelenthet. Ez a jelentős dózisbeli különbség a mA beállításban is megjelenik: 1–3 mA az átlagos fluoroszkópiánál, 200–1300 mA a DSA-vizsgálatnál. A kontrasztanyag hígulását csökkenthetjük, ha a kontrasztanyagot a vizsgálni kívánt érszakaszhoz minél közelebb adjuk be.

### Képkocka-átlagolás

Kiderült, hogy a régebbi videokamerák rossz jel–zaj aránya miatt jó minőségű DSA-képeket nem lehetett elérni egy-egy képkockát használva, mert túl sok képi zaj volt jelen. Ehelyett szükségessé vált a képkockák integrációjának vagy átlagolásának használata (jellemzően 2–8), hogy az effektív jel–zaj arány javuljon. Az „ $n$ ” db képkocka átlagolásából a jel–zaj arány  $\sqrt[n]{n}$ -nel arányosan javul (ld. még 14.13).

A képkocka-integráció megfontolandó módszer lehet arra, hogy a bejövő információt súlyozzuk, így növelve a szükséges jeleket a fölöslegesek rovására. A képkocka-átlagolás legnagyobb hátránya, hogy hosszú expozíciós időt (150–500 ms) igényel. Ez a mozgási melléktermékek jelentkezésében nyilvánul meg, különösen a pulzáló nagy áramlási sebességű erek esetén. Másik hátránya, hogy az expozíció megkezdése után néhány kép elveszik, amíg a videojelet stabilizáljuk, ami növeli a beteg expozícióját és a cső terhelését.

### Szekvenciális video szkennelés pulzáló sugárzással

A régebbi DSA-kamerák váltott soros (interlaced) letapogatást végeztek, mára a legtöbb gyártó bevezette a szekvenciális vagy progresszív letapogatást rövid ideig tartó, pulzusszerű sugárexpozíció után. Ezzel a képkészítési technikával rövid, de intenzív sugárnyaláb (10–100 ms) készít képet az erősítőn, ami aztán leképeződik a kamera céltárgyán. A generátor ekkor kikapcsol, de a „kép” tovább tárolódik a céltárgyon, egészen addig, amíg a pásztázó elektronnyaláb nem semlegesíti a töltést. A céltárgy pásztázása a generátor kikapcsolásakor kezdődik. A váltott soros letapogatási módszer helyett a szekvenciális módszernél

mind a 625 sort egymás után 1/25 s alatt pásztázza végig az elektronnyaláb, így áll össze egy teljes kép. A módszer következtében létrejövő dózisterhelés a képkocka integrációhoz hasonló.

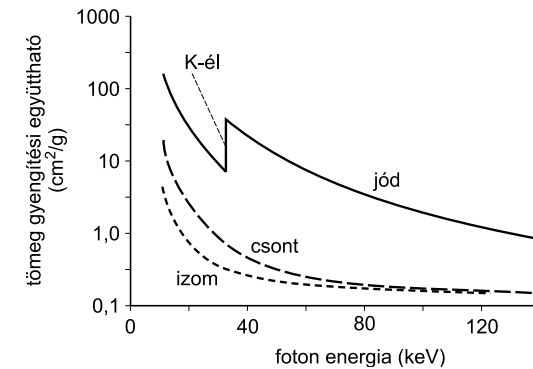
A pulzus-szekvenciális szkennelésnek több előnye van, melyek közül legfontosabb az expozíciós idő jelentős rövidülése. Ez csökkenti a mozgásból származó problémát, ami a képkocka-integrációnál jelentkezik. Mivel a videojel stabilizálására vissza nem vesznek el képkockák, az optimális dózishatékonyság elérhető. A pulzus-szekvenciális módszer jelentősen megváltoztatja a rendszerkövetelményeket. Átlagolás nélkül a képek általában zajosabbak, emiatt jobb jel-zaj arányú kamerára van szükség. Az alacsonyabb expozíciós idő nagyobb áramerősség-értéket tesz szükségessé, emiatt azonban erősebb generátorra és röntgensőre van szükség.

A képerősítők vizsgálati mezője a képerősítő cső átmérőjétől függ, mely az évek alatt egyre nagyobb lett, hiszen a hasi, medencei és alsó végtag vizsgálatoknál viszonylag nagy területek együttes ábrázolására volt szükség. Így a mai képerősítőkben már 40 cm átmérőjű képerősítő csöveket alkalmaznak, és a szükséges térbeli felbontás elérése miatt a képmátrix mérete is az évek alatt növekedett. A mai készülékekben már 1024 × 1024-es mátrixot használnak, mely a nagy képméret mellett jó felbontást ad.

A nagyobb pixelszám eléréséhez a kamera rasztersorainak számát is duplájára kellett növelni. Nehézséget okoz azonban, hogy – mivel négyszer annyi pixelt kellett megjeleníteni – nagyobb video sávszélességre és analóg-digitális mintavételezési frekvenciára van szükség. Mint azonban azt korábban említettük, a nagyobb sávszélesség rontja a jel-zaj arányt. A megoldást a lassú pásztázású kamerák jelentik, amelyben az elektronnyaláb alacsonyabb sebességgel pásztázza végig a céltárgyon rögzült töltés-térképet. Így a sávszélességet és a mintavételezési frekvenciát sem kell növelni, a jel-zaj arány kezelhető marad, azonban csak 2-3 kép készíthető másodpercenként, valamint a négyzerezésre nő az információ mennyiség is.

### Re-regisztráció (pixeleltolás)

A klinikai DSA-képkalkotás problémája, hogy nehezen lehet minden anatómiai struktúrát egzakt módon egymásra illeszteni a maszk (kontrasztanyag adása előtt készült kép, melyet ki lehet vonni a kontrasztanyag után készült képből) és a kontrasztos képen, amely például nyelésből, perisztaltikából vagy más típusú akaratlagos vagy nem akaratlagos mozgásból származik a maszk és a kontrasztos kép elkészítése közötti néhány másodpercben. A probléma enyhítésére minden DSA-rendszer lehetővé teszi a remaszkolást – egy alternatív maszk kép kiválasztását, mely térben közelebb van a kontrasztos képhez. A re-regisztráció vagy pixeleltolás csökkent-

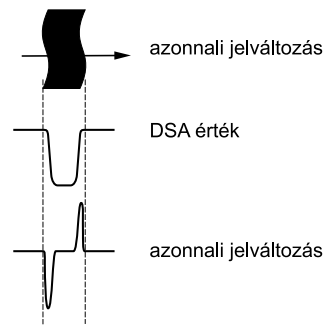


17.3. ábra A jód, a csont és az izom tömeggyengítési együtthatójának változása a foton energia függvényében

heti a kisebb mozgásból eredő képi műtermékeket. Ez egy szoftveres módosítás, amely lehetővé teszi a pixel információ tartalmának eltolását függőlegesen vagy ferden, mely a maszk és a kontrasztos kép fedését javítja. Ekkor minden pixel a mellette lévő pixel korábbi értékét veszi fel. A klinikai tapasztalat szerint a fenti képfeldolgozási művelet sok esetben teszi lehetővé, hogy diagnosztikailag nem értékelhető képeket használhatóvá tegyünk, és természetesen a beteg sugárterhelését is csökkenti. Nem szabad ugyanakkor elfelejteni, hogy minden képfeldolgozás maga is műtermékeket hozhat létre.

### Hibrid szubsztrakció

A hibrid szubsztrakció a hagyományos időbeli és a dupla energiával készült képek szubsztrakcióját jelenti. A dupla energiájú szubsztrakció arra az alapelvre épül, hogy a jód, a csont és a lágyrészek különböző mértékben nyelik el a röntgensugárzást alacsony és magas átlagos fotonenergia esetén (17.3. ábra). Egy tipikus 70 kV csőfeszültséggel készített DSA-képkocka a kontrasztanyaggal feltöltött fázisban csont-, lágyrész-, gáz- és gyenge jódjelet tartalmaz. Ha néhány ms-mal később (pl. 50 ms) újabb képet készítenek 130 kV csőfeszültséggel, akkor ez a kép ugyanazt az anatómiát mutatja, de a jódjel 80%-os, a csontjel 40%-os és a lágyrészjel 25%-os csökkenéssel ábrázolódik a korábbi 70 kV-os képhez viszonyítva. A gáz mindkét csőfeszültségnél alig nyeli el a röntgensugárzást (~ 0 attenuáció), ezért a gázjel mindkét képen gyakorlatilag azonos erősségű lesz. Ha a processzormemóriában tárolt 130 kV-os képi információból kivonjuk a 70 kV-ost, a gáz éppen kioltja egymást, gyenge lágyrészjel marad és jelentős csont- és jódjelet kapunk. Ha egyszerű kivonás helyett a 130 kV-os képet először kb. 1,33-as faktoriala súlyozzuk (ez esetben szorozzuk), a gyenge lágyrészjelek szintén kiejtik egymást kivonáskor, és „csak” csont- és jódkép marad. A képfeldolgozásnak ez a fajtája segít csökkenteni az elnyelődésből

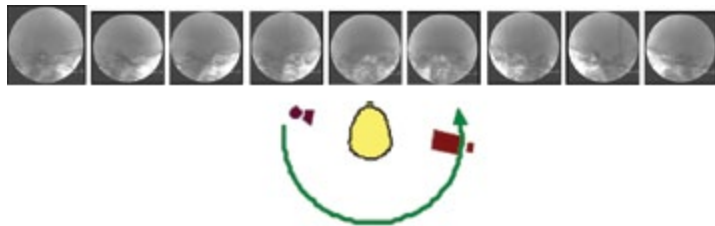


17.4. ábra A képfokozás elve

és belégzésből származó műtermékeket. A csontjeleket ezután standard időbeli szubsztrakcióval „törlik” a képről (a maszk képet kivonják a kontraszttal töltöttből), így csak a kívánt jódjel marad.

### Képfokozás (edge enhancement)

Az élfokozás egy másik szoftveres módszer, amely a kontraszttal teli erek kontúrját hangsúlyozza. A kép matematikailag kerül feldolgozásra, mégpedig úgy, hogy egy néhány pixelből álló „mag” (3-9 pixel élhosszúságú négyzet) pásztázza végig a képet, és érzékeli a denzitás változását, amint az erek széleihez ér. Ha a pásztázási vonal mentén kiszámítjuk a denzitás térbeli eloszlásfüggvényének első deriváltjait, ez nagy kilengést mutat az erek falainál, ami megfelel a gyors denzitásváltozásnak. A számítógép megnöveli azon pixelek értékét, ahol a változási sebesség a legnagyobb. Így az erek széleinél jól elhatárolt vonal képződik a diffúz szélek helyett (17.4. ábra). Ezzel a módszerrel a kép élesebb lesz és lehetővé teszi az ér átmérőjének és/vagy a stenosis mértékének kvantifikálását. Az élfokozás azonban számítási műtermékeket okozhat, így a kép zajosabb lehet, és fennáll annak a lehetősége is, hogy diagnosztikus információt veszítünk (pl. érfal irregularitás, pl. atherosclerosis miatt) az élesítés miatt.



17.5. ábra A maszksorozat



17.6. ábra A kontrasztanyag sorozat

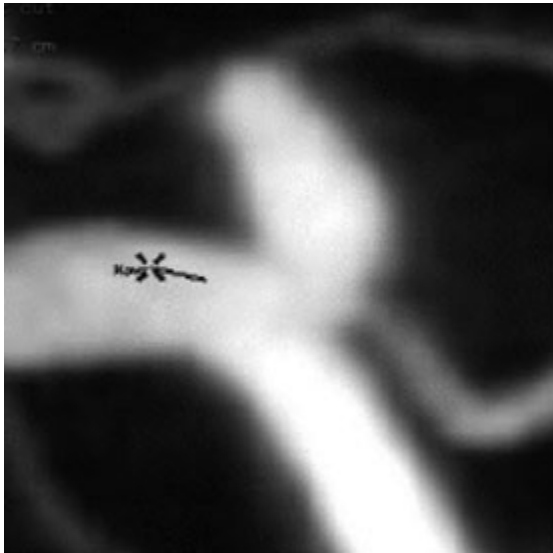
### 3D DSA

A 3D DSA olyan szoftveres módszer, mely különböző szögből készült szubsztrakciós angiográfiai képekből egy 3D modellt épít, és ez számítógépes munkaállomáson tovább nézhető és feldolgozható. A 3D modell előnye, hogy olyan vetületekből is megtekinthető, melyre a betegvizsgálat

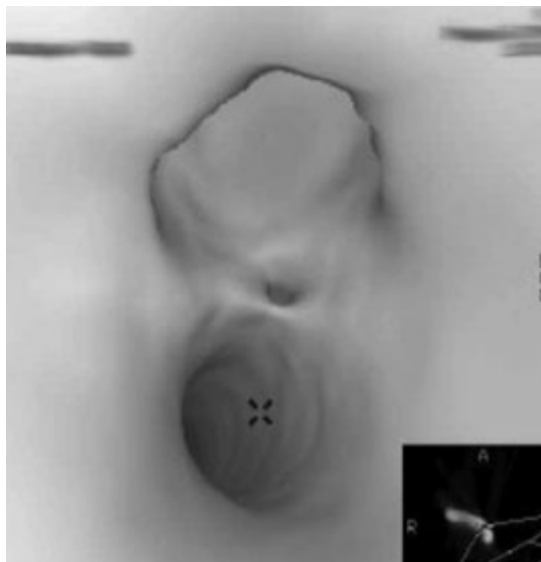


17.7. ábra SSD (Surface Shaded Display). Ez az algoritmus egy megvilágítási hatást mimikál, melynek következtében az árnyékok különböző szürkeárnyalatokkal jelennek meg 3D hatást keltve

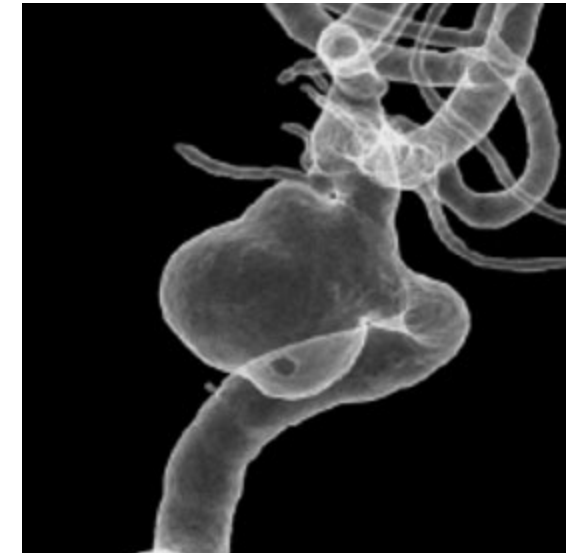
közben nem lenne lehetőség. A 3D DSA adatgyűjtés során a gantry 200°-ot fordul másodpercenként 40°-os sebességgel, melynek során közel 50 képet gyűjt 512 × 512-es mátrixon (17.5. ábra).



**17.8. ábra** MIP (Maximum Intensity Projection). Ez a módszer a legnagyobb értékű pixeleket jeleníti meg, ugyanakkor az anatómiai ábrázolásból hiányzik a perspektíva



**17.9. ábra** Virtuális endoszkópia. Ezzel a módszerrel az erek (luminális szervek) belsejét ábrázolják



**17.10. ábra** Volume rendering. Ebben az algoritmusban a rekonstruált modell áttetszővé tehető

Ezután a gantry visszatér a kezdő pozícióba, és a kontrasztanyag befecskendezése mellett az adatgyűjtés megismétlődik, a mai vizsgáló rendszerekben a szubsztrakciós kép szinte azonos időben megjelenítésre is kerül (17.6. ábra). Az érstruktúrák 3D DSA-módszerrel történő ábrázolása során rendkívül fontos a kontrasztanyag időzítése, valamint a kontrasztanyag haladásának megfelelő figyelembe vétele.

A vizsgálat során nyert képsorozatot általában dedikált számítógépes munkaállomások dolgozzák fel különböző algoritmusok és modellek segítségével (17.7–10. ábra).

## 18. fejezet

## Ultrahanghullámok

Bogner Péter

Az ultrahang egy közegben nyomáshullámként terjedő mechanikai zavarnek tekinthető. Ha ez a közeg a páciens, akkor a hullámszerűen terjedő mechanikai zavar egy diagnosztikai eszközzé válik. Az ultrahanghullámok fizikai jellemzőinek és különböző közegekben való viselkedésének ismerete nem nélkülözhető a képalkotó diagnosztikában dolgozó szakember számára.

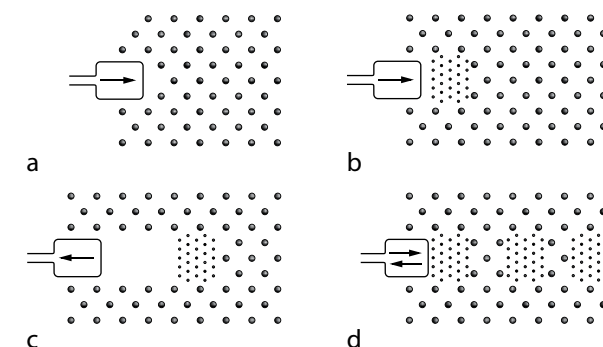
## Az ultrahanghullámok jellemzői

## Hullámmozgás

A folyékony közeget alkotó molekulák folyamatos véletlenszerű mozgásban vannak. Ha erre a közegre külső erő nem hat, a molekulák többé-kevésbé egyenletesen oszlanak meg egy adott folyadéktérfogatban (18.1.a ábra). Ha a közegre erő hat, melyet a 18.1.b ábrán egy dugattyú közvetít, akkor a molekulák a dugattyú előtt koncentrálni fognak, melynek következtében ezen a helyen fokozott nyomás alakul ki. Ezt a fokozott nyomású területet *kompressziós zónának* nevezik. Mivel a dugattyú az erőátadás során a molekulákat egyben előrefelé el is mozdítja, a magasabb nyomású terület a dugattyúval ellentétes irányban elindul. A közegben okozott mechanikai zavar tehát a zavarforrástól eltávolodik, mely zavarforrás az ultrahang képalkotó diagnosztikai alkalmazásban a transzducer lenne.

A kompressziós zóna tehát a közegben elindul a dugattyú felületétől, de a dugattyút, ha ellentétesen húzzuk, akkor a kompressziós zóna mögött egy alacsonyabb nyomású terület alakul ki, melyben a molekulák kisebb sűrűségben lesznek. Ezt a területet *ritkulási zónának* nevezzük, mely a dugattyúmozgás miatt szintén attól távolodni kezd (18.1.c ábra). Így tehát a kompressziós és ritkulási zónák (is) az adott közegben elmozdulnak.

Ha a dugattyút folyamatosan oda-vissza mozgatjuk, akkor egymás után következő kompressziós és ritkulási zónák váltják egymást (18.1.d ábra). Ez a folyamat tehát a közegben hullámszerű mechanikai zavart okoz, mely hullámforma longitudinális – a molekulák mozgása és a hullám terjedési iránya párhuzamos. A hanghullámokból a 20–20,000 Hz (0,02–20 kHz) frekvenciájúak



18.1. ábra Dugattyúmozgás által keletkező kompressziós és ritkulási zóna

hallhatók az emberi fül számára. A képalkotó diagnosztikában használt ultrahanghullámok frekvenciája 1-20 MHz tartományban van.

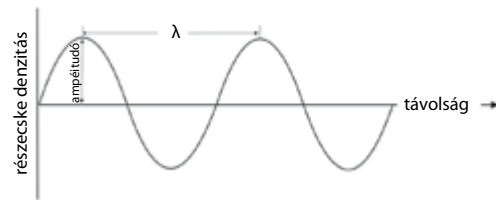
Ahogy a longitudinális hullámok a közegben haladnak, a hullám szélén található molekulák álló (stacioner) molekulák mentén mozdulnak el. Az álló és mozgó molekulák közti nyíró erők miatt az addig álló molekulák a hullámtól eltávolodnak arra merőleges irányba (nyíró hullámok). Ez a jelenség leginkább a szilárd közegekben jelentős, a biológiai szövetek közül egyedül a csontban jellemző.

A hangot rövid pulzusok formájában is elő lehet állítani, és ekkor csak egy pulzushullám halad az adott közegben. Az ultrahang képalkotásban jellemzően ilyen rövid pulzusokat alkalmaznak, de időegység alatt számos pulzust kelt, detektál és dolgoz fel az ultrahangkészülék.

## Hullámtulajdonságok

Egy kompressziós és ritkulási zóna egysége alkotja az ultrahanghullám egy periódusát. A *hullámperiódust* ábrázolhatjuk a közeg molekulásűrűségének és a távolságnak függvényében (18.2. ábra).

Egy hullámperiódus által lefedett távolság adja meg az ultrahanghullám *hullámhosszát* ( $\lambda$ ). Az időegység alatt létrejövő hullámperiódusok száma jelöli a *hullám frekvenciáját* ( $\nu$ ), melynek mértékegysége a Hertz (kHz, MHz). A hullám maximális kitérése a *hullám amplitúdóját* adja meg. A frekvencia és hullámhossz szorzata pedig a *hullám sebességét* ( $c$ ) definiálja, azaz  $c = \nu\lambda$ . A legtöbb szövetben az ultrahang terjedési sebessége 1540 m/sec. Az ultrahanghullám terjedése során a vezető közeg molekulái egy nagyon kis távolságban rezegnek, a hullám terjedési irányával párhuzamosan. Ez a kis rezgés, melynek során a molekulák egymásnak átadják az energiát, az alapja a hullám közegben történő terjedésének.



18.2. ábra Az ultrahang hullámperiódusa

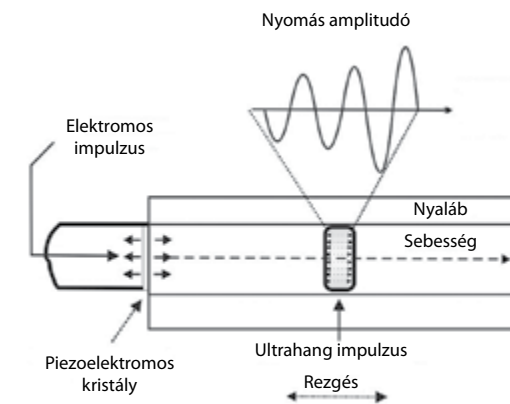
## Frekvencia

A diagnosztikai képképzésben az ultrahanghullámok frekvenciája azért fontos tényező, mert ez a paraméter határozza meg a hullám áthatoló és térbeli felbontó képességét. Általánosságban a nagyfrekvenciájú pulzusokkal jobb felbontású képeket lehet készíteni, ugyanakkor ezek a pulzusok nem jutnak túl messze a testben. Az ultrahang keletkezését és terjedését a 18.3. ábra illusztrálja. A hangforrás egy vibráló test, mely nem más, mint a transzducerben elhelyezkedő piezoelektromos kristály. Mivel a vibráló test a szövettel érintkezésben van, a szövetben is vibráció, rezgés keletkezik, mely rezgés a szomszédos szövetekben, struktúrákban tovaterjed.

A legtöbb diagnosztikai ultrahangkészülék az ultrahangot nem folyamatosan, hanem pulzus-szerűen bocsátja ki. Ez a pulzus-szerű vibráció egy nagyon kis anyagterefogatban van jelen, és ahogy a vibráció az anyagban halad, csupán az energia, nem pedig az anyag, ami valójában elmozdul. A lágyszövetekben és folyékony anyagokban a vibráció iránya megegyezik a pulzus mozgásirányával, mely a longitudinális rezgésekre jellemző.

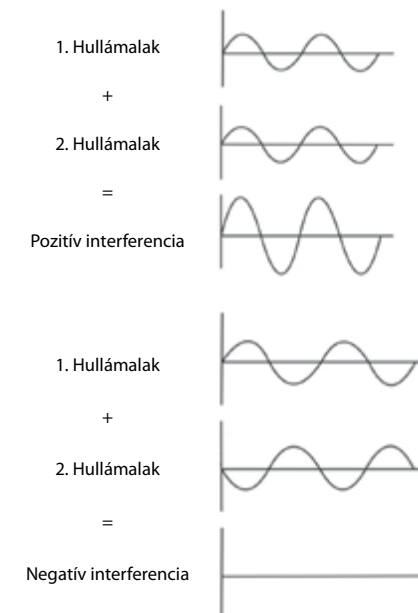
A hang frekvenciáját a hangforrás határozza meg. Például egy zongorában a hang forrása a zongorahúr, melyet egy kalapács hoz rezgésbe. A zongorában minden húr egy adott frekvenciára van hangolva. Az ultrahangkészülékben az ultrahangot a *transzducer* generálja. A transzducer legfontosabb eleme a *piezoelektromos kristály*, melyet úgy terveznek, hogy egy meghatározott frekvenciával rezegjen. A piezoelektromos kristály alapvető tulajdonsága, hogy ez a kristály elektromosság hatására térfogatát megváltoztatja, tehát ha elektromos pulzust alkalmazunk, akkor annak ugyanolyan hatása lesz, mint a zongorahúr megütésének, azaz a kristály rezegni kezd. Ha a transzducert egyetlen elektromos pulzussal aktiváljuk, akkor az csak nagyon rövid ideig fog rezegni. Ezzel egy ultrahang pulzust keltünk, nem pedig egy folyamatos ultrahanghullámot. Az ultrahangpulzus bejut a szövetekbe és a transzducer felülettől elindul, ahogy a 18.3. ábrán is megfigyelhető.

Egy adott transzducer csupán egyetlen frekvenciával képes rezegni, melyet *rezonanciafrekvenciának* hívnak. Következésképpen, ha ultrahang-frekvenciát kívánunk változtatni, akkor a transzducert cserélni kell. Bizonyos frekvenciák különösen alkalmasak egy adott vizsgálatra, így



18.3. ábra Az ultrahang keletkezése és terjedése

a frekvencia/transzducer megválasztása nem elhanyagolható szempont a vizsgálat előtt. Ennek az oka, hogy az ultrahangkép térbeli felbontóképessége (a hullámterjedés irányában) és az ultrahang attenuációja a frekvenciától és hullámhossztól függ. A magas frekvencia/kis hullám-



18.4. ábra Hulláminterferencia



hossz jó felbontást eredményez, ugyanakkor a szöveti penetrációja alacsony, tehát csak felületi struktúrák vizsgálatára alkalmas (pl. pajzsmirigy, emlő stb.). Egyes transzducertípusok többféle frekvencia kibocsátására is képesek, melyeknél az elektromos pulzus segítségével lehet megfelelő frekvenciát beállítani. A diagnosztikai képalkotás céljára az 1 MHz-nél nagyobb frekvenciák alkalmazhatók.

Ha két hullám találkozik, akkor interferencia jön létre, melynek két „szélsőséges” fajtája létezik. A *konstruktív interferencia* esetén a hullámok egymással azonos fázisban találkoznak, míg *destruktív interferencia* esetén egymással ellentétes fázisban találkoznak a hullámok. A konstruktív interferencia folytán a hullámamplitúdók összeadódnak, míg a destruktív interferencia esetén egymást teljes mértékben kioltathatják (18.4. ábra).

## Sebesség

Az ultrahang sebességének ismerete azért rendkívül fontos, mivel ennek segítségével a mélyben elhelyezkedő struktúrák helyzetét lehet meghatározni. Egy közegben az *ultrahang terjedési sebességét* az anyag jellemzői határozzák meg, nem pedig a hang fizikai tulajdonságai. Így pl. kis sűrűségű anyagokban (gázok) a molekulák viszonylag nagy távolságot tesznek meg, mielőtt egy szomszédos molekulával kölcsönhatásba (energiaátadásba) lépnek. Az ilyen anyagokban az ultrahang sebessége relatíve kicsi.

Szilárd halmazállapotú anyagokban a molekulák mozgása korlátozott, gyors az energiaátadás és ezzel az ultrahang terjedési sebessége. A folyadékok ebből a szempontból a gázok és a szilárd anyagok közé esnek, így az ultrahang terjedési sebessége is a kettő közé esik. A lágyszövetek magas víztartalmuk miatt a folyadékok sajátságai jellemezhetők az ultrahang terjedési sebesség szempontjából. **A különböző anyagokban a sebesség változása a hullámhossz megváltozását vonja maga után, míg a frekvencia változatlan.** A különböző szövetekben a terjedési sebesség eltérése az ultrahang képalkotásban műtermékek képződéséhez vezethet.

A longitudinális hanghullám sebességét egy folyadékjellegű közegben az alábbi összefüggés adja meg:

$$c = \sqrt{E/\rho}$$

ahol:  $\rho$  az anyag sűrűségét,  
 $E$  pedig az anyag elasztikus tulajdonságát jelöli.

Néhány anyagban az ultrahang sebességét a 18.1. táblázatban mutatjuk be. Az emberi szövetekben (lágyszövetekben) az ultrahang terjedési sebessége kb. 1540 m/sec. Az ultrahangkészülékekben ezt a sebességet alkalmazzák a távolság meghatározására.

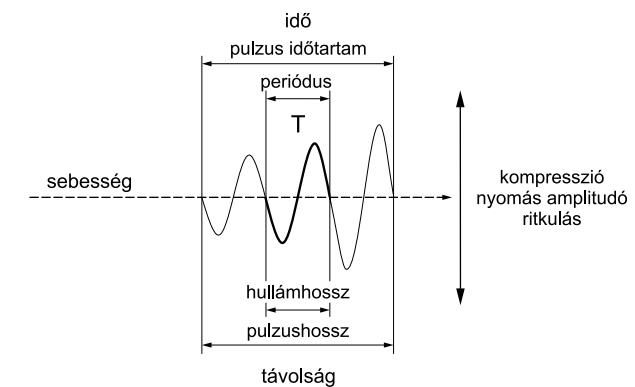
18.1. táblázat Az ultrahang terjedési sebessége különböző anyagokban és biológiai szövetekben

Nem biológiai anyag	Sebesség (m/sec)	Biológiai anyag	Sebesség (m/sec)
Aceton	1174	Zsír	1475
Levegő	331	Agy	1560
Alumínium	6420	Máj	1570
Réz	4700	Vese	1560
Etanol	1207	Lép	1570
Üveg (Pyrex)	5640	Vér	1570
Akril (műanyag)	2680	Izom	1580
Higany	1450	Szemlencse	1620
Nejlon (6-6)	2620	Koponyacsont	3360
Polietilén	1950	Lágyszövet (átlagérték)	1540
Desztillált víz, 25oC	1498		
Desztillált víz, 50oC	1540		

## Hullámhossz

A hullám által egy rezgési periódus alatt megtett út adja meg a hang hullámhosszát. Bár a hullámhossz egy adott ultrahangpulzust csak részben jellemez, mégis azért fontos paraméter, mivel az ultrahangpulzus méretét (hosszát) ez határozza meg. E paraméter fontos hatással bír a képminőségre (ld. később).

A 18.5. ábra a hullámhosszal kapcsolatos térbeli és időbeli jellemzőket demonstrálja. Egy tipikus ultrahangpulzus több hullámhosszt is tartalmaz, melyet a transzducer csillapítási tulajdonsága



18.5. ábra Az ultrahangpulzus térbeli és időbeli jellemzői

ga, jellemzője határoz meg. A csillapítás azért fontos, mert ez által képes a transzducer rövid pulzusokat kibocsátani. A hullámhosszt ( $\lambda$ ) a sebesség ( $c$ ) és a frekvencia ( $\nu$ ) határozza meg:  $\lambda = c/\nu$ .

## Amplitúdó

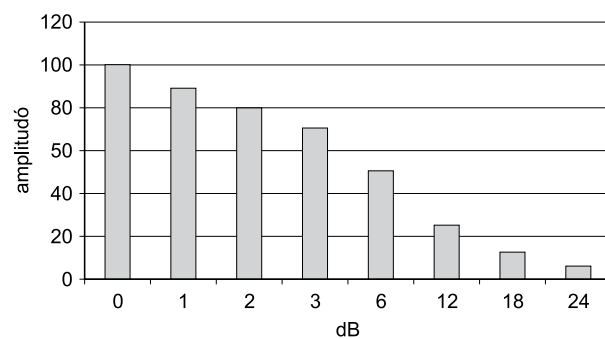
Az ultrahangpulzus amplitúdója jellemzi a nyomáskilengés mértékét, mely a rezgés által okozott szövetelmozdulással függ össze. Az amplitúdó az ultrahangpulzus „hangosságát” (abszolút hangerejét<sup>38</sup>), azaz energiataralmát, ill. nyomását adja meg. A legtöbb készülékben az elektromos pulzus szabályozásával a pulzusgenerátor szabályozni tudja az ultrahangpulzus amplitúdóját. Ezt a készüléken *intenzitásszabályozásnak* hívják.

A diagnosztikai alkalmazásokban általában fontos ismerni a *pulzus relatív amplitúdóját*, azaz például, hogy az amplitúdó milyen mértékben csökken egy adott vastagságú szöveten való áthaladás során. Két külön ultrahangpulzus vagy pulzusváltozás előtt és után, vagy egy hullám amplitúdója változás előtt és után kifejezhető relatív amplitúdóként úgy, mint:

$$\text{relatív amplitúdó} = A_2/A_1$$

A relatív pulzus amplitúdó leírására szerencsésebb a logaritmikus leírást használni, ekkor a relatív amplitúdó egysége a decibel (dB). A dB-ben kifejezett relatív pulzus amplitúdó az aktuális amplitúdó arányhoz az alábbi egyenlet szerint viszonyul:

$$\text{relatív amplitúdó} = 20 \log A_2/A_1$$



18.6. ábra Pulzus amplitúdó és dB értékek összefüggése

<sup>38</sup> Lásd még Fizika jegyzet. A „hanghullám” fejezet

Ha az amplitúdó arány 1-nél nagyobb, akkor a pulzus amplitúdó pozitív dB-értéket kap, ha az arány kisebb, mint 1, akkor negatív dB-értéket. Másként, ha a pulzus amplitúdó valamilyen oknál fogva növekszik, akkor nő, ha az amplitúdó csökken, akkor csökken a dB-érték.

A 18.6. ábrán pulzus amplitúdók és dB értékváltozásuk látható. Az első két pulzus amplitúdója 1 dB-lel különbözik, mely a pulzus amplitúdóban 11%-os csökkenést jelent. Ha újabb 11%-kal csökken a pulzus amplitúdó, akkor az eredeti pulzusnál már 2 dB-lel kisebb lesz. Az amplitúdó további 11%-os csökkenése esetén az amplitúdó az eredetinek 71%-a lesz és 3 dB-lel kisebb. Talán a legkönnyebben megérteni ezt az összefüggést úgy lehet, ha az amplitúdó nagyságának kétszeres változását vesszük, mely dB-ben kifejezve 6 dB változást jelent. Ha a pulzus amplitúdó tehát felére csökken, akkor -6 dB-értéket kapunk, ha pedig az amplitúdó kétszeresére nő, akkor +6 dB-értéket.

Egy ultrahangpulzus „élete során” az amplitúdója jelentősen csökken a szövetekben bekövetkező energiaabszorpció miatt. Ha az amplitúdócsökkenések mennyiségét ismerjük dB-ben, akkor a teljes amplitúdócsökkenést egyszerűen a dB-értékek összeadásával kaphatjuk meg.

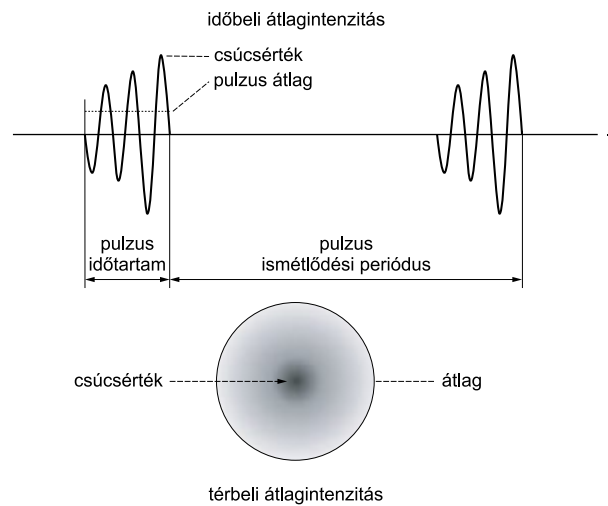
## Ultrahang-intenzitás és teljesítmény

Az adott közegben haladó ultrahang energiát szállít a közegen keresztül. Az energiaszállítás sebessége a *teljesítmény*, mértékegysége a watt (W). A diagnosztikai képzésben használt ultrahang egy nyalábként terjed, melyet egy kis területre fókuszálnak, és a területegységre eső teljesítményt hívjuk az ultrahangnyaláb intenzitásának (watt/cm<sup>2</sup>). Az intenzitás meghatározására általában valamilyen referencia intenzitást alkalmaznak. Így például az emberi testbe juttatott ultrahanghullámok intenzitását a visszaverődött és a test felszínén detektált hullám intenzitásához hasonlíthatjuk.

A legtöbb diagnosztikai alkalmazásban a visszavert és a felszínen detektálható hullámok intenzitása a kibocsátott hullámok intenzitásának csak néhány századnyi része. A mélyen fekvő struktúrákról visszaverődött ultrahanghullámok intenzitása még lényegesen kisebb intenzitású lehet. Az ultrahang esetében nincs standard referencia intenzitás, ezért a visszavert, illetve detektált ultrahanghullám intenzitását mindig a kibocsátott hullám intenzitásához viszonyítjuk.

A hallható hang esetén ugyanakkor létezik referencia intenzitás, melyet az emberi hallórendszer hallásküszöbe definiál. Ezt 1 kHz frekvenciájú hangra 10<sup>-16</sup> W/cm<sup>2</sup>-re adják meg. Az 1 kHz 120 dB (10<sup>-4</sup> W/cm<sup>2</sup>) intenzitású hang már fájdalmat kelt.

Az ultrahang-energia szövetekben történő átadását tehát az intenzitással jellemezhetjük, és ennek mennyiségét kell figyelembe venni a biológiai hatás és biztonság elbírálásánál. A diagnosztikában használt transzducerek néhány mW/cm<sup>2</sup> intenzitású ultrahangot bocsátanak ki.



18.7. ábra A homogenitást befolyásoló ultrahang pulzus térbeli és időbeli jellemzői

Az intenzitás az egyes pulzusok nyomásamplitúdójával és a pulzusgyakorisággal függ össze. Mivel a legtöbb készülékben a pulzusgyakoriság állandó, az intenzitás a pulzusamplitúdó függvényében változik. Két pulzus relatív intenzitását decibelben fejezhetjük ki, úgy, mint

$$\text{relatív intenzitás} = 10 \log I_2/I_1$$

Említést érdemel, hogy a relatív amplitúdó meghatározásánál az egyenletben 20 faktor jelenik meg, míg az intenzitásnál 10 faktor. Ennek az az oka, hogy az intenzitás a nyomásamplitúdó négyzetével arányos, mely a logaritmikus összefüggésben egy 2-es szorzót jelent. Az ultrahang pulzus nem csak időben, de térben sem „homogén”, melyet a 18.7. ábra mutat. Ezt a jelenséget az intenzitás leírásánál, jellemzésénél figyelembe kell venni.

A 18.7. ábrán két egymást követő UH-pulzus látható. Két fontos időbeli jellemző a pulzus időtartama és a repetíciós idő. E két jellemző aránya az ún. *hatékonysági/teljesítményi faktor*. Ha például az ultrahangot folyamatos hullámként keltjük (CW – continuous wave), akkor a hatékonysági/ teljesítményi faktor értéke 1. Mind az intenzitás, mind pedig a teljesítmény arányos a hatékonysági/ teljesítményi faktorról, melynek értéke a pulzus üzemmódú képző készülékekben 0,01-nél is kisebb.

Az idő vonatkozásában három teljesítményértéket különböztethetünk meg. Az egyik a csúcsteljesítmény, mely a maximális nyomás időpontjával kapcsolatos. A másik a pulzus időtartamára vonatkozó átlagos teljesítmény, mellyel a pulzus jellemezhető, a harmadik pedig pulzus repetíciós intervallumra vetített átlagos teljesítmény.

Az ultrahangpulzus energiája az érintett terület felett nem egyenletesen oszlik meg. Éppen ezért ezt is különböző módon lehet jellemezni: úgy, mint a csúcsteljesítmény, mely általában a pulzuscentrum területén jelentkezik vagy pedig az átlagos intenzitást lehet megadni a teljes érintett területre vonatkozólag.

Az intenzitás kifejezésének jelentősége a biológiai hatás jellemzésében lehet. A *hőhatás* leginkább a térbeli csúcshoz és az időbeli átlagintenzitáshoz kapcsolódik, mely a szövetbeli maximális intenzitást fejezi ki a beavatkozás időátlagában. A hőhatás függ még a beavatkozás teljes időtartamától is. A mechanikus hatások, úgy, mint pl. a kavitáció, szorosabban köthető a térbeli átlaghoz és az átlagos pulzusintenzitáshoz.

## Az ultrahang kölcsönhatása az anyaggal

Ahogy az ultrahang keresztülhalad az anyagon, mint például az emberi szöveteken, az anyaggal többféleképpen lép kölcsönhatásba. Ezek közül néhány szükséges az ultrahang képzéshez, mások műtermékekhez vezetnek és általánosságban nem kívánatosak a diagnosztikai vizsgálat szempontjából. Az ultrahangvizsgálat korrekt kivitelezéséhez szükséges érteni és tudni az ultrahang és az anyag kölcsönhatásait.

### Abszorpció

Ahogy az ultrahang az anyagon keresztülhalad, folyamatosan veszít energiájából, melyet *gyengítésnek* (attenuációnak) hívunk. Számos tényező hozzájárul az ultrahang energiavesztéséhez, talán a legfontosabb közülük az abszorpció, mely során az ultrahang-energia hővé alakul. Ez a jellegzetesség különbözik a röntgenfotonok fotoelektromos abszorpciójától, melyben a röntgenfoton egyetlen kitüntetett alkalommal veszít az energiájából. A szóródás és törés során szintén veszít az ultrahangpulzus az energiájából, és ezek a kölcsönhatások is hozzájárulnak a gyengítési folyamatokhoz, mely közül azonban az abszorpció a legjelentősebb.

Az ultrahangpulzus abszorpciója általában két fő tényezőtől függ:

1. az anyag fajtája, amelyen az ultrahang áthalad,
2. az ultrahangpulzus frekvenciája (18.8. ábra).

Az abszorpciót, illetve a gyengítési rátát az ún. *attenuációs koefficienssel* jellemezzük, melynek mértékegysége dB/cm. Mivel a gyengítés egy szövetben a frekvenciával arányosan nő, ezért fontos meghatározni azt a frekvenciát, ahol az attenuációs rátát, illetve koefficiens kifejezzük. Egy  $x$  vastagságú anyagban a gyengítést a következő egyenlet adja meg:

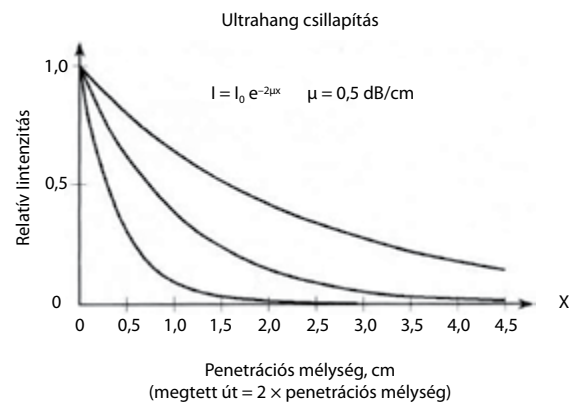
$$\text{attenuáció (dB)} = (\alpha) (v) (x),$$

mely egyenletben az  $\alpha$  az attenuációs koefficiens (dB/cm l MHz frekvencia esetén),  $v$  az ultrahang frekvenciája MHz-ben. Néhány tájékoztató érték a 18.2. táblázatban adtuk meg különböző anyagok esetén. A táblázatból kitűnik, hogy a különböző anyagok gyengítési együtthatója jelentősen különbözik egymástól.

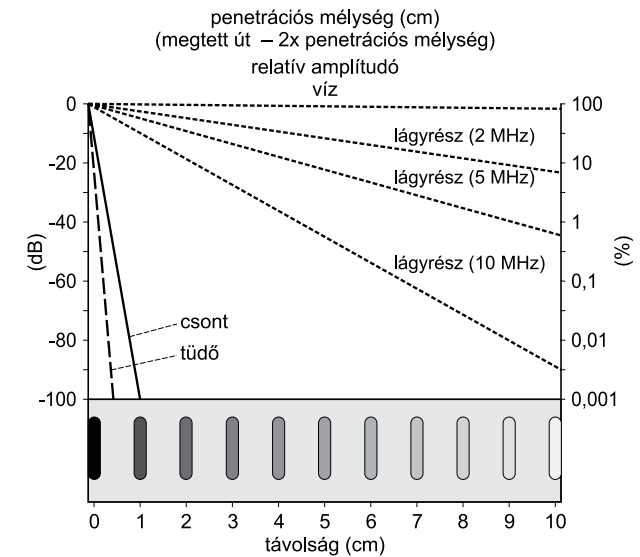
18.2. táblázat Gyengítési együtthatók különböző anyagokban és biológiai szövetekben

Anyag	$\alpha$ (dB/cm)	Anyag	$\alpha$ (dB/cm)
Vér	0,18	Tüdő	40
Zsír	0,6	Máj	0,9
Izom (rostokat keresztelve)	3,3	Agy	0,85
Izom (rostok mentén)	1,2	Vese	1,0
Szemgolyó (víz és üvegtest)	0,1	Gerincvelő	1,0
Szemlencse	2,0	Víz	0,0022
Koponyacsont	20	Olaj	0,95

Az itt felsorolt anyagok közül a víznek van a legkisebb gyengítése, mely azt jelenti, hogy a víz az ultrahangot nagyon jól vezeti. A szervezeten belül a víz, illetve folyadék (pl. a csirtákban, húgyhólyagban) úgy mond ablakot nyit az alatta lévő stuktúrákra, melyek ezáltal jól láthatóvá válnak. A legtöbb, szervezetünket felépítő lágyszövet gyengítési együtthatója kb. 1 dB/cm/MHz értéket ad, kivételt képez a zsír és az izom. Az izomban különböző gyengítési együttható érté-



18.8. ábra Az ultrahang attenuációja a megtett távolsággal exponenciális viselkedést mutat és fokozódik a frekvencia növekedésével



18.9. ábra Az abszorpció hatása az ultrahangpulzus amplitúdóra a távolság függvényében

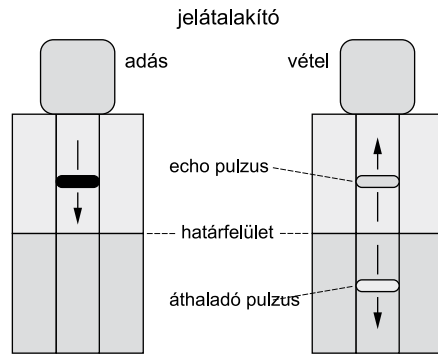
ketek kapunk attól függően, hogy az ultrahang és az izomrostok egymáshoz milyen irányban vannak. A tüdőnek sokkal nagyobb gyengítési együtthatója van, mint akár a levegőnek vagy a lágyszöveteknek külön-külön, mivel az alveolusokban a „levegőbuborékok” az ultrahang-energiát hatékonyan szórják. Ez az oka annak, hogy a légtartó tüdőszöveten az ultrahang nem tud keresztülhatolni, ugyanakkor a légtartalom megszűnik (pl. gyulladás okozta atelectasia), akkor a tüdő légmentes része vizsgálhatóvá válik. Ezt a lehetőséget főleg gyerekekben vagy sürgősségi ellátásban használják ki.

A lágyszövetekhez képest a csontnak is relatíve nagy a gyengítési együtthatója, ebből fakadóan a csontok leárnyékolják a mögöttük lévő testrészeket, illetve szöveteket. A 18.9. ábra mutatja, az ultrahangpulzus amplitúdó csökkenését a különböző szöveteken való áthaladás során.

### Visszaverődés (reflexió)

Az ultrahangpulzus visszaverődése a különböző struktúrákról adja az ultrahang képkalkotás alapját. Az ultrahangpulzus visszaverődése különböző anyagok határterületeinél jön létre (18.10. ábra).

Ahhoz, hogy egy határterületen visszaverődés jöjjön létre, a két anyag egy jellegzetes tulajdonságában kell, hogy különbség legyen, mégpedig az ún. akusztikus impedanciában ( $Z$ ). Egy anyag



18.10. ábra Szöveti határterületen keletkező echó és penetráció

akusztikus impedanciája az anyag sűrűségével és elasztikus tulajdonságaival függ össze. Mivel az ultrahang sebessége szintén az anyag fent említett jellemzőivel függ össze, ezért összefüggés áll fenn egy szövet akusztikus impedanciája, valamint az ultrahang sebessége között is. Az akusztikus impedancia ( $Z$ ) tehát a sebesség és az anyagsűrűség szorzata,

$$Z = (\rho) (c).$$

Az emberi testben egy határfelületnél az ultrahangnak csak egy része verődik vissza, a pulzus legtöbbször kettéoszlik, egy része visszaverődik és echót képez, majd ez az echó tér vissza a transzducerhez. Másik része penetrál a következő anyagba/szövetbe, ahogy azt a 18.10. ábra is mutatja. Az ultrahangképen egy struktúra fényessége attól függ, hogy az milyen erősen reflektál, azaz az ultrahangpulzust miképpen veri vissza, melynek alapja a határfelületet alkotó két anyag akusztikus impedanciájának különbsége.

A beeső és visszavert ultrahanghullámok amplitúdóarányát a szövetek impedanciája adja meg, úgy mint

$$\text{reflexiós veszteség (dB)} = 20 \log(Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)$$

A legtöbb légyszövet határfelületén az ultrahangpulzusnak csak egy kis része verődik vissza, melynek következtében a visszaverődési folyamat viszonylag kis echókat képez. Lágyszövet és csont, kő vagy gáz határfelületeknél erős visszaverődés jön létre. A reflexió során létrejövő pulzusamplitúdó-csökkenést különböző határfelületeknél a 18.3. táblázat foglalja össze. Pulzusamplitúdó-csökkenés tehát abszorpció és reflexió során is létrejön.

Ennek következménye, hogy a transzducerhez visszatérő echó sokkal kisebb, mint az eredetileg a transzducer által kibocsátott ultrahangpulzusé.

18.3. táblázat Reflexió során létrejövő pulzusamplitúdó-csökkenés különböző határfelületeknél

Határfelület	Amplitúdóvesztesség (dB)
Ideális visszaverődő felület	0,0
Szövet-levegő	-0,01
Csont-lágyszövet	-3,8
Zsír-izom	-20,0
Szövet-víz	-26,0
Izom-vér	-30,0

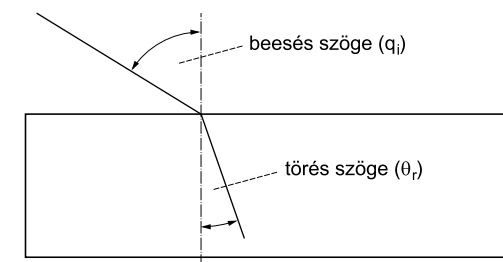
### Törés (refrakció)

Ha az ultrahangpulzus egy felületre viszonylag kis szögben esik, akkor az áthatoló pulzus iránya eltolódhat a törési folyamat miatt (18.11. ábra).

Ha az ultrahang sebessége a második közegben gyorsabb, akkor az ultrahangnyaláb ebbe a közegbe kevésbé meredeken fog belépni. A beeső nyaláb és tört nyaláb szögeinek összefüggését a Snellius–Descartes-törvény adja meg:

$$\sin \theta / \sin \theta_r = c / c_r$$

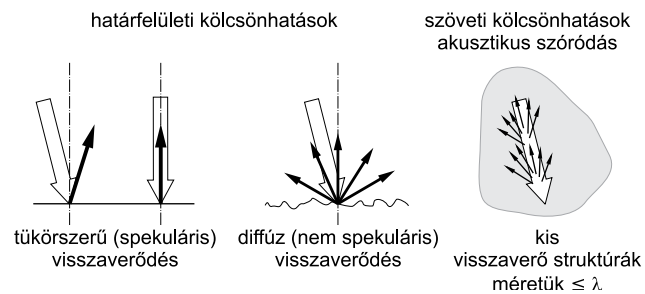
Ezek alapján például egy izom- ( $c = 1580$  m/sec) zsír ( $c = 1475$  m/sec) határon a továbbhaladó ultrahangnyaláb meredekebb szögben fog haladni. A refrakció miatt műtermékek (torzítás) alakulhatnak ki, melyek kedvezőtlenül befolyásolják a felbontó képességet.



18.11. ábra A refrakció jelensége

## Szóródás

Visszaverődés olyan (tükörszerű – spekuláris) felületeken jön létre, ahol a visszaverő felület dimenziója jóval nagyobb az ultrahanghullám hullámhosszánál. Amennyiben a visszaverő határfelület mérete hasonló vagy kisebb, mint az ultrahanghullám hullámhossza, és a felület egyenetlen (nem spekuláris), úgy szóródás jön létre (18.12. ábra). Az emberi szerveknek jellegzetes struktúrája van, mely jellemző szóródási mintázatot (pettyezettség) ad az ultrahangképen, és ez fontos diagnosztikai információ a vizsgáló számára. Mivel a szóródás minden irányba megtörténik, a szóródott ultrahanghullámok energiája jóval alacsonyabb, mint a tükörszerű felületről visszaverődött hullámoké. Szerencsére a transzducer dinamikus tartománya alkalmas széles tartományban detektálni a különböző nagyságú energiákat, ráadásul a szórt ultrahanghullámokból származó jel kevésbé irányfüggő a reflektált hullámokhoz képest. A szöveti parenchyma által okozott szórt echók összességükben tehát látható jelet hoznak létre az ultrahangképen, sőt a különböző mértékben szórt szövetek más átlagos szürkeárnyalattal ábrázolódnak. Fontos megjegyezni, hogy a szóródás mértéke frekvenciafüggő, azaz nagyobb frekvenciánál nagyobb a szóródás mértéke.



**18.12. ábra** Az ultrahang kölcsönhatása a határfelületeken. A határfelület milyensége az ultrahang hullámhosszától is függ: amennyiben a hullámhossz mérete hasonló vagy kisebb, mint az ultrahanghullám hullámhossza, szóródás jön létre. Szóródás jöhet létre kis részecskéken, szöveti struktúrákon is

## 19. fejezet

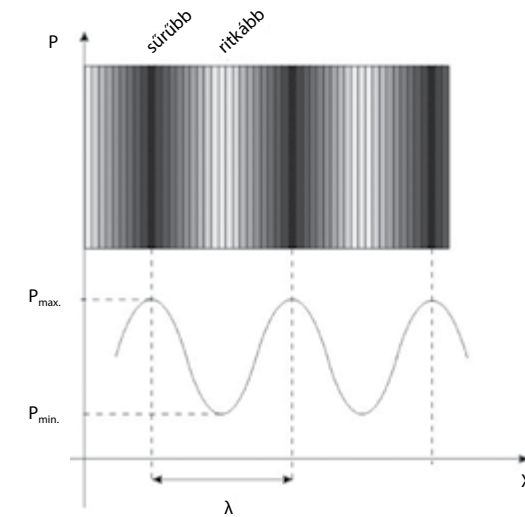
# Doppler-effektus

Walter Norbert

A *Doppler-effektust* vagy Doppler-hatást felfedezőjéről, CHRISTIAN DOPPLER osztrák fizikusról nevezték el (1842). A Doppler-effektus akkor következik be, amikor egy hullám *forrása*, az azt közvetítő közeg vagy az azt érzékelő *megfigyelő* egymáshoz képest mozognak. Mivel *három résztvevő* egymáshoz viszonyított *relatív mozgásáról* beszélünk, ezért különösen fontos a precíz vizuális megjelenítés. A közeg áramlásától a továbbiakban – számunkra érdektelen volta miatt – eltekintünk.

Az alábbi fejezetben a Doppler-effektus *hangtani vonatkozásait* tárgyaljuk részletesen. Három esetet különböztetünk meg, melyek közül az utolsó az első kettő általánosítása:

- álló hangforrás, mozgó megfigyelő
- mozgó hangforrás, álló megfigyelő
- mozgó hangforrás, mozgó megfigyelő



**19.1. ábra** Longitudinális hanghullám és sűrűség-ingadozások



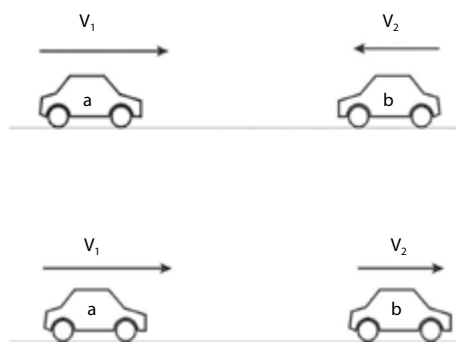
Az esetek tárgyalásánál fontos körülmény és a megértés kulcslépése az a tény, hogy a *hanghullám sebessége egy adott közeghez viszonyítva állandó*. Ez az érték normal állapotú, tiszta levegőben például hozzávetőleg 330 m/s. Ha a hangforrás vagy a megfigyelő mozog, akkor is a levegőhöz viszonyítva lesz ekkora a hangsebesség számértéke. Ilyen módon elképzelhető, hogy a hangforrás „utoléri” a saját hangját, vagy akár le is hagyhatja, ha a hangsebességnél nagyobb sebességgel mozog. Az is világos, hogy a hangnak a megfigyelőhöz viszonyított relatív sebessége csak akkor lesz  $c = 330$  m/s, ha a megfigyelő áll. Amennyiben a megfigyelő mozog, akkor a megfigyelt hangsebesség ennél nagyobb lesz, ha közeledik a hangforráshoz, illetve kisebb lesz, ha távolodik tőle.

Az egyszerűbb ábrázolás kedvéért a *longitudinális hanghullámot* nem a levegő sűrűsödéseivel és ritkulásaival szemléltetjük, hanem egy olyan *transzverzális hullámmal*, amelynek a *kitérése* (a függőleges tengelyen) a *levegő pillanatnyi sűrűségét reprezentálja* a hanghullámban (19.1. ábra). Ekkor a transzverzális *hullámfront* a maximális összesűrűsödést, a *hullámvölgy* a maximális ritkulást jelenti, a hullámhossz pedig megegyezik a longitudinális hanghullám hullámhosszával.

## Álló hangforrás, mozgó megfigyelő

Abban az esetben, ha a *hang forrása áll és a megfigyelő mozog*, a forrás természetesen 330 m/s-nak méri a hang sebességét. A mozgó megfigyelő azonban mást tapasztal, ami könnyen megérthető két haladó autó analógiáján alapján.

Haladjon először ez a két autó egymással szemben, majd egymás mögött (19.2. ábra). Legyen az *a* jelű autó sebessége  $v_1$ , a *b* jelű pedig  $v_2$ . Szemben történő haladásakor az *a* jelű autó a *b* jelű autó sebességét  $v' = v_1 + v_2$ -nek érzékelné, és ugyanezt tapasztalná a *b* jelű autó is (gyorsabban



19.2. ábra Sebesség-összeadás szemben és egyirányban haladó objektumok esetén

közelednek egymáshoz). Ha egymás mögött haladnak, akkor az egymáshoz viszonyított relatív sebességük  $v' = v_1 - v_2$ -nek adódna (lassabban érik utol egymást).

A fenti analógia szerint könnyen belátható, hogy ha a megfigyelő *közeledik* a hangforráshoz, akkor a hang sebességét  $c' = c + V$ -nek méri, ahol  $c$  az álló hangforráshoz viszonyított hangsebesség,  $V$  pedig a megfigyelő sebessége szintén az álló hangforráshoz viszonyítva. A hangforrástól való *távolodás* esetén a hang sebessége  $c' = c - V$  lenne.

Az előzőek szerint a hallott hang frekvenciája  $c' = \lambda \times f$  alapján:

$$f = \frac{c \pm V}{\lambda},$$

ahol  $f'$  a hallott hang frekvenciája,  $\lambda$  pedig a hullámhossz. Végezzük el az egyenlet számlálójában mindkét taggal az osztást:

$$f = \frac{c \pm V}{\lambda} \cdot \frac{\lambda}{\lambda}$$

Mivel  $\frac{c}{\lambda} = \frac{V}{\lambda}$  és  $\frac{V}{\lambda}$ -t  $f$ -fel bővítve:

$$f' = f \pm \frac{f \times V}{f \times \lambda}$$

adódik. Mivel  $f \times \lambda = c$ , ezért:

$$f' = f \pm \frac{f \times V}{c}$$

Mindkét tagból  $f$ -et kiemelve adódik az eredmény:

$$f' = f \times \left(1 \pm \frac{V}{c}\right).$$

A *pozitív előjel* akkor érvényes, ha a *megfigyelő közeledik a hangforráshoz*, a *negatív* pedig akkor, ha *távolodik tőle*. Azt, hogy a kibocsátott és a hallott hang frekvenciája milyen relációban van egymással, a zárójelben szereplő  $\left(1 \pm \frac{V}{c}\right)$  faktor dönti el. Látható, hogy a hangforráshoz *közeledve* a hallott hang frekvenciája *magasabb* lesz a valóságosnál ( $f' > f$ ), mert ekkor a pozitív előjelet figyelembe véve:

$$\left(1 + \frac{V}{c}\right) > 1.$$

Ha a hang forrása és a megfigyelője *távolodnak* egymástól, akkor a hallott hang frekvenciája *alacsonyabb* lesz, mint a kibocsátotté ( $f' < f$ ), mert:

$$\left(1 - \frac{V}{c}\right) < 1.$$

## Mozgó hangforrás, álló megfigyelő

Hasonló jelenséget figyelhetünk meg mozgó hangforrás, álló megfigyelő esetén, a jelenség magyarázata azonban más. Ebben az esetben ugyanis *a hang forrása mozog és ezért a kibocsátott hanghullám egyes fázisait nem ugyanazon a helyen bocsátja ki*, hiszen közben elmozdul.

A 19.3. ábrán látható, hogy a teljes hanghullám **(1)**-gyel jelölt kezdőfázisát ( $\varphi = 0$ , ahol  $\varphi$  a fáziszög) az *A*-val jelölt helyen bocsátja ki. A **(2)**-vel jelölt utolsó fázist ( $\varphi = 2\pi$ ) azonban már nem ugyanezen a helyen, hanem pontosan annyival arrébb (a *B*-vel jelölt helyen), mint amennyit *a teljes hullám kibocsátásának időtartama* ( $T$ ) alatt elmozdult:  $\Delta s = V \times T$ , ahol  $V$  a hangforrás sebessége,  $T$  a hangrezgés periódusideje. Emiatt azonban a kibocsátott hang hullámhossza pontosan ennyivel *rövidül* meg a haladás irányában, illetve ennyivel *hosszabbodik* ellenkező irányban:  $\lambda' = \lambda \pm V \times T$ , ahol  $\lambda'$  a megváltozott hullámhossz,  $\lambda$  a nyugalmi hullámhossz, amelyet az ábrán szaggatott vonal jelöl. A *negatív* előjel akkor érvényes, ha a *haladás irányában* kibocsátott hullámhosszt akarjuk kiszámítani (mert az lerövidül). A *pozitív* előjelet akkor vesszük figyelembe, ha a haladási irány *ellenkező irányban* kibocsátott hullámok hullámhosszára vagyunk kíváncsiak (mert azok megnyúlnak).

Innen adódik a hang megfigyelője által hallott frekvencia:

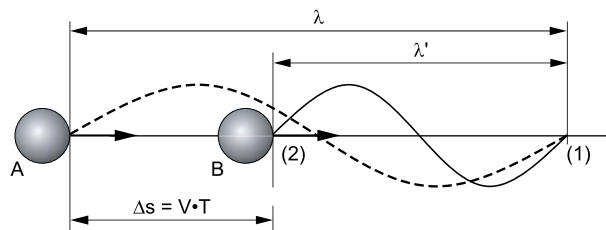
$$f' = \frac{c}{\lambda m V \times T}$$

Bővítsük a nevezőben lévő „ $V \times T$ ” szorzatot  $\lambda$ -val:

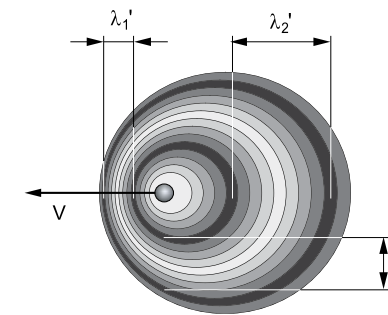
$$f' = \frac{c}{\lambda m \frac{V \times T \times \lambda}{\lambda}}$$

Ekkor  $\lambda$  a nevezőben kiemelhetővé válik:

$$f' = \frac{c}{\lambda \times \left(1m \frac{V \times T}{\lambda}\right)}$$



19.3. ábra A hullámhossz lerövidülése mozgó hangforrás esetén



19.4. ábra Longitudinális hullámfrontok és a hullámhossz módosulásai különböző irányokban

Vegyük észre, hogy  $\frac{c}{\lambda} = f$  és  $\frac{T}{\lambda} = \frac{1}{c}$ , ezért a végeredmény:

$$f' = f \times \frac{1}{1m \frac{V}{c}}$$

A *negatív* előjel akkor érvényes, amikor a hangforrás *közeledik* a megfigyelő felé, a *pozitív* pedig akkor, amikor *távolodik* tőle. Az összefüggésből látszik, hogy ha a hangforrás *közeledik*, akkor  $f' > f$ , vagyis *magasabb* frekvenciájú hangot hall az álló megfigyelő, mert

$$\frac{1}{1 - \frac{V}{c}} > 1.$$

Ha a hangforrás *távolodik*, akkor tehát az álló megfigyelő *alacsonyabb* frekvenciájú hangot hall ( $f' < f$ ), mert

$$\frac{1}{1 + \frac{V}{c}} < 1.$$

A mozgó hangforrás által kibocsátott göbbszimmetrikus hanghullámfrontok torlódását és ritkulását a 19.4. ábra szemlélteti. Figyeljük meg, hogy a haladás irányában az összetorlódó hullámfrontok miatt a hullámhossz lerövidül ( $\lambda_1'$ ), ellenkező irányban megnyúlik ( $\lambda_2'$ ), oldalirányban pedig változatlan marad ( $\lambda$ ), mert a sebességvektornak nincs oldalirányú komponense. Más irányokban  $\lambda_1'$  és  $\lambda_2'$  közötti hullámhosszt tapasztalunk. A hullámfrontok alakja ekkor is gömb lesz, csak az egyes táguló gömbök középpontja nem a hangforrás lesz, hanem minden esetben az a pont, ahol az adott hullámot a hullámforrás kibocsátotta.

Egy további érdekességre hívjuk fel a figyelmet. Ha a közeledő hangforrás  $V$  sebessége eléri a hangsebességet ( $V=c$ ), akkor a  $\frac{V}{c}$  hányados értéke  $1$  lesz. Azonban ekkor a nevezőben  $1 - 1 = 0$  szerepelne, ami végtelen nagy frekvenciát jelentene. A valóságban ekkor az történik, hogy a hangsebességhez közeledő hangforrás előtt nagy mértékben összetorlódnak a hanghullámfrontok, amelyek a levegő összesűrűsödései. Amikor a hangforrás átlépi a hangsebességet, a nagymértékben összesűrűsödött levegő hirtelen, robbanásszerű zaj kíséretében oldalirányban kitágul, amelyet a köznyelv *hangrobbanásnak* nevez.

Vegyük észre, hogy míg az a.) pontban a *hangsebesség* volt az, ami megváltozott, addig itt a *hullámhossz*. Ennek az az oka, hogy a *hang sebessége* mindig a közeghez (levegőhöz) viszonyítva állandó. Ezért, ha a megfigyelő a közeghez viszonyítva mozog, akkor ő természetesen más nagyságúnak méri a hang sebességét. Ha azonban a hangforrás mozog és a megfigyelő áll, akkor utóbbi természetesen ugyanakkorának érzékeli a hang sebességét, mintha álló hangforrás bocsátotta volna ki. A hangforrás már nem ezt tapasztalná, ő ugyanis mozog. Ezért, ha abból indultunk volna ki, hogy a hangforráshoz képest változik meg a hang sebessége, akkor ugyanerre az eredményre jutottunk volna, nevezetesen, hogy a hullámhossz megváltozik.

### Mozgó hangforrás, mozgó megfigyelő

Ha a Doppler-effektus *mindkét résztvevője*, a hangforrás és a megfigyelő is *mozog*, akkor a hallott hang frekvenciája igen változatosan alakulhat aszerint, hogy egyirányban mozognak-e vagy sem, távolodnak egymástól vagy közelednek egymás felé stb. Vegyük észre, hogy ez az eset az *előző kettő általánosítása*, ezért ahelyett, hogy minden egyedi lehetőséget külön megvizsgáljunk, az előző két esetet összevonva felírjuk az általános egyenletet:

$$f' = f \times \frac{1 \pm V_m}{1 \mp \frac{V_f}{c}}$$

ahol  $f'$  a hallott hang frekvenciája,  $f$  a hangforrás eredeti frekvenciája,  $V_m$  a megfigyelő sebessége a közeghez viszonyítva,  $V_f$  a hangforrás sebessége a közeghez viszonyítva,  $c$  pedig a hangsebesség. Ez az egyenlet tartalmazza az a.) és b.) pontok alatt felismert egyenleteket  $V_m=0$  vagy  $V_f=0$  figyelembe vételével.

A 19.5. ábra azt szemlélteti, hogyan kell figyelembe venni a számlálóban és a nevezőben szereplő előjeleket, a hangforrás és a megfigyelő különböző mozgásai esetén, amelyet az álló közeghez viszonyítunk.

	hangforrás mozgásiránya	előjel		megfigyelő mozgásiránya
		számláló	nevező	
a	→	-	+	←
b	→	-	-	→
c	←	+	-	→
d	←	+	+	←

19.5. ábra A számláló és nevező előjele egymáshoz viszonyított mozgásoknál

A 19.5.a ábrán a hangforrás és a megfigyelő egymáshoz közeledik, ezért a forrásnál a *negatív*, a megfigyelőnél a *pozitív* előjel lesz érvényes. Ekkor a számláló értéke nagyobb lesz 1-nél, míg a nevező 1-nél kisebb, ezért az egész tört értéke 1-nél nagyobb, vagyis a hallott hang frekvenciája nagyobb lesz, mint a valóságos frekvencia ( $f' > f$ ).

A 19.5.b ábra szerinti mozgás esetén *mindkét résztvevőnél a negatív* előjelet kell figyelembe venni, ezért a hallott hang magassága attól függ, milyen relációban van egymással  $V_m$  és  $V_f$ :

1. Ha  $V_f > V_m$ , vagyis mindkettlen *ugyanabba az irányba* mozognak ugyan, de a *hangforrás nagyobb sebességgel*, vagyis közeledik a megfigyelőhöz (utoléri), akkor a számláló értéke nagyobb lesz a nevezőnél, tehát a tört nagyobb mint 1, és ezért a megfigyelő *magasabb frekvenciájú hangot hall* ( $f' > f$ ).
2. Ha  $V_m = V_f$ , akkor a tört értéke 1, tehát a hallott hang frekvenciája *megegyezik a valósággal* ( $f' = f$ ).
3. Ha  $V_f < V_m$ , vagyis mindkettlen *ugyanabba az irányba* mozognak, de a *megfigyelő távolodik a hangforrástól* (a hangforrás nem éri utol őt), akkor a számláló értéke kisebb lesz, mint a nevezőé. Ekkor a tört értéke 1-nél kisebb, ezért a megfigyelő *mélyebb hangot hall* ( $f' < f$ ).

A 19.5.c ábra szerinti mozgás esetén a forrásnál a *pozitív*, a megfigyelőnél a *negatív* előjelet kell figyelembe venni, ezért a számláló értéke 1-nél kisebb, míg a nevezőé 1-nél nagyobb lesz. Ekkor a tört értéke kisebb mint 1, tehát a hallott hang frekvenciája *alacsonyabb* lesz ( $f' < f$ ), mint a valódi frekvencia (mélyebb hangot hall).

A 19.5.d ábra természetesen ugyanazt az eredményt adja, mint a 19.5.b ábra, hiszen pontosan ugyanarról van szó, csak az ellenkező irányban.

Összességében elmondható, hogy a forrás és a megfigyelő egymáshoz viszonyított relatív közeledése esetén a megfigyelő a kibocsátottnál magasabb, távolodásuk esetén pedig mélyebb hangot észlel.

### Radar-elv

Abban az esetben, amikor a *hangot egy objektum visszaveri*, a visszavert hang hullámhossza *Doppler-eltolódást* szenved. Ennek az az oka, hogy a hangot visszaverő objektum *másodlagos hangforrásként* viselkedik. A  $V$  sebességgel mozgó objektum a hullám kezdőfázisát ( $\varphi=0$ ) nem ugyanazon

a helyen veri vissza, mint a  $T$  idővel későbbi utolsó fázist ( $\varphi = 2\pi$ ), mert ezalatt elmozdult. Ez az eset tehát megegyezik a b.) pont alatt tárgyalt *mozgó hangforrás, álló megfigyelő* esettel. Annak eredményét felhasználva kijelenthetjük, hogy *a visszavert hang frekvenciája nő*, ha az azt visszaverő  $v$  sebességű *objektum közeledik* a hangforráshoz ( $v' > v$ ), és *csökken*, ha *távolodik* tőle ( $v' < v$ ). Ez a tulajdonság sebességmérésre használható oly módon, hogy a visszavert hang frekvenciáját megmérjük. Ismerve a kibocsátott hang frekvenciáját, az objektum sebessége a b. pont végső összefüggése alapján kiszámítható:

$$V = \pm c \left( 1 - \frac{f}{f'} \right).$$

ahol  $f$  a kibocsátott hang frekvenciája (a mérő),  $f'$  a visszavert hang frekvenciája (a bemért),  $V$  a hangot visszaverő objektum sebessége a közeghez viszonyítva,  $c$  pedig a hangsebesség.

A pozitív előjelet az *objektum közeledése*, a negatívot az *objektum távolodása* esetén vesszük figyelembe.

A *Doppler-effektus* nemcsak hanghullámok esetén tapasztalható, hanem *minden mechanikai és elektromágneses hullám* esetén, a természetben és a technikában számtalan formában jelenik meg.

A *csillagok emissziós színe* alapján következtetni lehet arra, hogy a kérdéses égitest közeledik vagy távolodik a Földünktől (b. pont). A kibocsátott fénysugarak a *kék felé* tolódnak el (rövidebb hullámhossz), ha az *égitest közeledik* felénk, míg *távolodás* esetén a *vörös szín felé* (hosszabb hullámhossz). Természetesen a közeledés, illetve távolodás sebessége kiszámítható. Ha a *világgegyetem* egészét vizsgáljuk, *vöröseltolódást* tapasztalunk, ami azt jelenti, hogy – bár vannak hozzánk közeledő, illetve tőlünk távolodó égitestek – a legtöbb égitest távolodik tőlünk, tehát a *Világgegyetem tágul*.

A *közeledő jármű hangját magasabbnak*, a *távolodót mélyebbnek* halljuk, gondoljunk csak az előttünk elhaladó vonatfütyre, mentőautó-szirénára vagy a Formula-1 közvetítésekre (b. pont). Hasonló jelenséget tapasztalunk, amikor az állomáson elhaladó vonatban ülve az állomás hangjait először magasabbnak halljuk, amikor közeledünk a hangforráshoz, majd mélyebbnek, amikor távolodunk tőle (a. pont).

Járművek *sebességének meghatározására* szolgál a rendőrségi „traffipax”. A kibocsátott és visszavert hullámok frekvenciájának különbsége alapján a jármű sebessége egyszerűen kiszámítható (d. pont). A korai „radar” berendezések mikrohullámú frekvenciát használtak, azonban napjainkban már egyre inkább kiszorítják őket az *infravörös lézert* használó traffipaxok, amelyek a koherens lézertényező előnyeit kihasználva akár több száz méteres távolságból is képesek a sebességmérésre.

Ugyanilyen elven a *véráram sebességét* is meg lehet mérni. A vörös vértestek az ultrahanghullámot visszaverik, és mivel mozognak, a visszavert ultrahang frekvenciája eltolódik az eredetihez képest (d. pont), amiből az áramlás sebessége és iránya kiszámítható.

## 20. fejezet

# Ultrahang-képalkotás

Bogner Péter

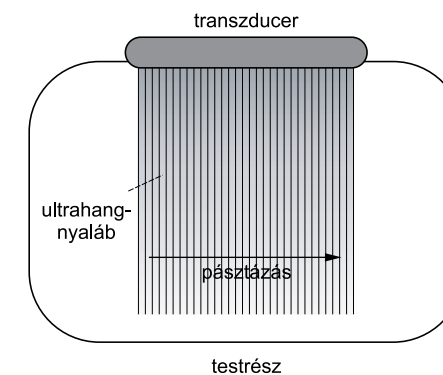
## Bevezető

Az ultrahangkép azért keletkezik, hogy az ultrahangnyaláb a test egy szeletét végigpásztázza (20.1. ábra). Minden egyes pásztázó vonalban egy pulzust bocsátunk a testbe, és hogy ha van olyan struktúra, amely visszaveri ezt az ultrahangpulzust, a visszavert pulzusok echót képeznek, a transzducer pedig elektromos impulzussá alakítja át ezeket.

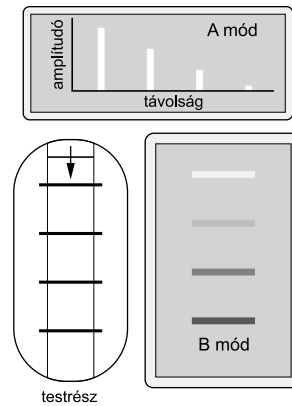
Az elektromos impulzusok feldolgozásából készül az ultrahangkép. Az echó-képző struktúrák helyének meghatározását két tényező alakítja ki:

- 1) a reflektáló struktúra távolságát vagy mélységét a pulzus kibocsátás és vétel közt eltelt idő alapján számítják;
- 2) a struktúra horizontális vagy laterális kiterjedését pedig az egymás mellett elhelyezkedő echók helyzetének ismerete biztosítja.

A visszatérő echó amplitúdója a visszaverődés erősségét reprezentálja. Ezt ábrázolhatjuk grafikusán, ahol a visszavert pulzus amplitúdója a távolság függvényében kerül ábrázolásra (A-mód),



20.1. ábra Az ultrahangkép keletkezésének elve



20.2. ábra Echo amplitúdó (A-mód) és a fényerő csökkenése (B-mód) szöveti abszorpció következtében

vagy ábrázolhatjuk egy képen, ahol az echo amplitúdó valamilyen szürkeárnyalatnak felel meg. Ez utóbbit B-módnak nevezzük, amely a „hagyományos” ultrahangképet jelenti. A visszatérő echo amplitúdóját a szövetben történő abszorpció is befolyásolja. Ezt a jelenséget kompenzálhatjuk egy speciális erősítési technikával, az ún. Time Gain Compensation (TGC) módszerrel, mely az abszorpciós hatást jelentős mértékben kompenzálni tudja, és a monitoron, illetve a képen csak az echót keltő struktúrák, vagy a visszaverő jellegzetessége határozza meg a struktúra megjelenését.

## Echo amplitúdó

Vizsgáljuk meg a 20.2. ábrán bemutatott esetet. Ebben a vizsgált szeletben négy visszaverő struktúrát ábrázoltunk, amelyek a vizsgált szelet különböző mélységében helyezkednek el. Ugyancsak tételezzük fel, hogy mind a négy pozícióban azonos visszaverődés áll fenn és az echo-pulzusok azonos amplitúdójúak. A 20.2. ábrán mindezt A-módban, illetve B-módban bemutatjuk, hogy ezek a struktúrák hogyan jelennének meg, ha a szöveti abszorpciót nem kompenzálnánk.

### A-mód megjelenítés

Az A-mód megjelenítés akkor hasznos, ha a visszatérő echo amplitúdóját és a visszaverő struktúra mélységi információját kívánjuk megjeleníteni. Az echo jel helyzete a mélységi skálán az adás-vétel idő intervallum függvényében kerül feltüntetésre.

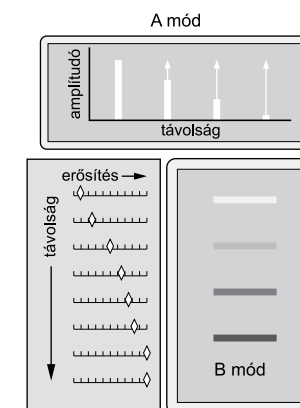
### B-mód megjelenítés

A B-módu képen minden struktúra fényerejét a visszavert echo amplitúdója határozza meg. A 20.2. ábrán láthatjuk, hogy a fényesség egyre csökken, ahogy a mélyebb struktúrák felé haladunk. Ennek oka a szöveti abszorpció, mellyel a transzducer felől a mélybe haladó, illetve a mélyből a visszatérő echókat is érinti. Figyeljük meg a B-mód struktúrák fényerejét és az A-módban az echo amplitúdók magasságát, illetve ezek összefüggését. Az echo amplitúdó és a fényerő csökkenése a mélység függvényében nem kívánatos, mivel ezek megjelenése nem reprezentálja a visszaverődés valódi mértékét.

### TGC (Time Gain Compensation) – kompenzáló erősítés

A szöveti abszorpció hatásának kiküszöbölésére született meg a kompenzáló erősítés (TGC). Ez a technika használható egy adott mélységből érkező echók kihangsúlyozására vagy elrejtésére. A TGC-t egy elektromos erősítőrendszer végzi. Amikor a transzducer regisztrálja a visszaérkező echókat, akkor azokat egy elektromos pulzussá alakítja át, melyeket az erősítőhöz küld. A TGC elve, hogy az elektromos pulzus amplitúdókat felerősítse az adás-vétel időintervallum függvényében. Mivel ezt az időintervallumot az echóképződés mélysége határozza meg, az erősítés szintén a mélységgel lesz kapcsolatos. Így tehát egy kis mélységről visszatérő echo nagyon rövid időintervallumon belül visszatér és viszonylag kis erősítést kap. Egy mélyebb struktúránál kialakult echo hosszabb idő múlva tér vissza, és ezt a jelet jobban felerősíti a TGC rendszer.

A kompenzáció tehát az elektromos jel erősítését jelenti, mely arányos a pulzusamplitúdóval, ezért az erősítés mértékét dB egységben fejezzük ki. A kompenzációt, illetve erősítést az ultra-



20.3. ábra Szöveti abszorpció hatásának kiküszöbölésére a TGC segítségével

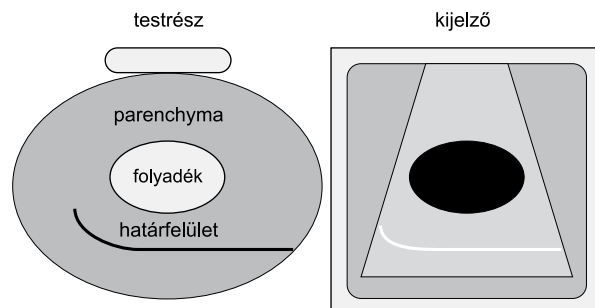
hangkészüléket használó szakember szabályozhatja. Általában egy szabályozási lehetőség van, mely ugyanakkora erősítést alkalmaz minden pulzusra, és emellett van a TGC, mely automatikusan állítja a kompenzációt a mélység függvényében. A TGC-t mélységspecifikusan is külön-külön állítani lehet az egyes rétegeknek megfelelően (20.3. ábra). Az ábra felső részén az A-mód megjelenítés látható, amelyben a nyilak mutatják az erősítés fokozatait, amelyet a TGC alkalmaz. Azonos TGC beállítás mellett mind a négy egyformán echogén struktúra azonos fényerővel jelenik meg a B-mód megjelenítésben.

## Szöveti jellemzők

Minden B-módban készült képen a visszaverődést okozó struktúrák nagyobb fényerejű területként ábrázolódnak. Vannak azonban nemkívánatos műtermékek, melyek hasonlóképpen jelennek meg; ezekről később lesz szó. Egy adott szövetben számos struktúra ábrázolódhat, melynek az ultrahangképen specifikus a megjelenése (20.4. ábra).

### Szövethatárok

Ahogy korábban tárgyaltuk, echó akkor jön létre, ha az ultrahangpulzus különböző akusztikus impedanciájú szövetek határfelületével találkozik. Valójában ez a jelenség az ultrahangképképzés alapja. Ha ezen határok mérete nagyobb, mint maga az ultrahangpulzus hullámhossza, akkor a képen jellegzetes „fényes” területként ábrázolódnak. Ilyen szöveti határok lehetnek különböző szervek határfelületei, érfalak, lágyszövet, csont határfelületek és a szervezetbe bevezetett eszközök, mint például katéterek vagy implantátumok.



20.4. ábra Az ultrahangképen megjelenő különböző specifikus szöveti tulajdonságok: parenchyma, folyadék és reflektáló határfelület

### Tükörszerű (spekuláris) visszaverődés

Ha a szövethatár viszonylag sima, az ultrahangpulzus tükröződve verődik vissza, mely azt jelenti, hogy a visszavert pulzusok a beérkező hullámokkal pontosan ellentétes irányban haladnak ( $180^\circ$ ). Ha ez a visszaverődés a transzducer irányában történik, akkor a visszaérkező echó egy határfelület megjelenéséhez vezet. Ahhoz, hogy az echó a transzducer felé verődjön vissza, csupán néhány fokkal térhet el a pulzus beérkezésének irányától; ha nagyobb szögben tér el a beérkező és visszavert pulzus, akkor az echó nem tud visszatérni a transzducerhez, és az ilyen módon „eltérített” echó nem vesz részt a képképzésben.

### Szórt visszaverődés

Az ultrahangképképzéssel detektálható szöveti határok ugyanakkor sokszor szórt visszaverődésből is, nem pedig csak tükörszerű visszaverődésből származnak (ld. még az Ultrahanghullámok c. fejezetet). Szóródás akkor jön létre, ha az ultrahangpulzus egy egyenetlen határfelülettel találkozik, mely nem képes tükörszerű visszaverődést okozni. Az ilyen egyenetlen felületeken képződött echók számos irányba verődnek vissza. A „szabálytalanul” visszaverődött echók egy része ugyanakkor visszatér a transzducerhez, és részt vesz a képképzésben.

### Parenchymaminták

A szövet parenchymás struktúrájában számos apró visszaverődés jöhet létre. Ezek elsősorban szórt visszaverődést okoznak minden irányba. E visszaverődések egy része a transzducer irányába történnek, és ezek az echók hozzájárulnak a keletkező kép kialakításához. Ugyanakkor a parenchyma



20.5. ábra Parenchymára jellemző „pettyes” mintázat



ma és egy nagyobb szöveti határ megjelenése között fontos különbség van. A parenchymában sok, egymáshoz közeli reflexiós felület helyezkedik el, melyekkel a pulzus külön-külön nem lép kölcsönhatásba. Az egyes reflexiós felületeken képződő gyengébb echók konstruktív interferencia folytán egymást erősítik, melynek következtében egy jellegzetes mintázatként jelennek meg az ultrahangképen. Ez az a pettyes mintázat, mely a legtöbb ultrahangképre leginkább jellemző (20.5. ábra). Bár a pettyek nem állnak közvetlen kapcsolatban a finom szöveti struktúrával, mégis információt adnak a parenchyma jellegzetességéről. Ebből adódik, hogy a különböző szövetek és szervek másként pettyesek. Egy adott szövetféleség ugyanakkor nem mindig azonos módon jelenik meg a különböző ultrahang képképzési módszerek során, melyet olyan tényezők befolyásolnak, mint a frekvencia és az ultrahangpulzus nagysága.

### Folyadék

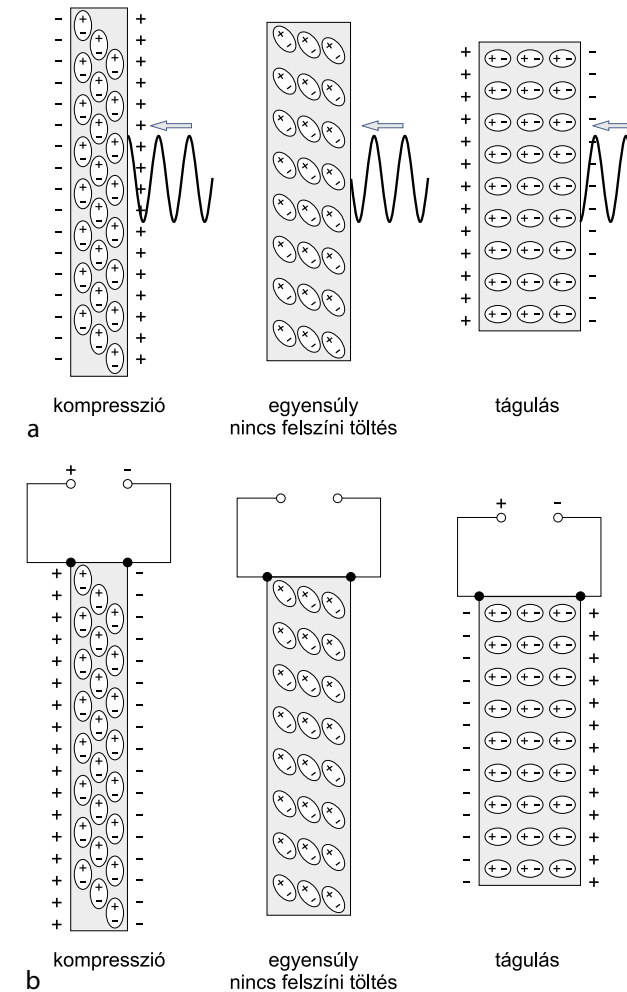
A legtöbb folyadék a hagyományos ultrahangképen jellegzetes módon jelenik meg, mivel a folyadékok kevésbé okoznak visszaverődést. A folyadékok homogének, mivel nincsenek bennük (akkor) struktúrák, amelyek detektálható echókat képeznének. Ezért a szervezetben lévő folyadékgyülemek, mint például húgyhólyag vagy ciszták, az ultrahangképen sötét területként ábrázolódnak. Ugyanakkor a vérben keringő vörösvértestek visszaverik az ultrahangpulzust, ez a jelenség képezi a véráramlás megjelenítésének fizikai alapját, melyet a későbbiekben tárgyalunk.

### Transzducerek

*Transzducernek* nevezünk minden olyan eszközt, mely energiát alakít át annak egyik formájából egy másikba. Az ultrahangtranszducer elektromos energiát alakít át ultrahang-energiává és fordítva. Az ultrahang-képképzésben használt transzducerek egy vagy több piezoelektromos kristályból épülnek fel. A transzducerek alapvető tulajdonságait (rezonancia, frekvenciaválasz, fókuszálás stb.) egy egyelemű transzducer segítségével lehet szemléltetni, ugyanakkor a képképzésben használt transzducerek többelemű piezoelektromos kristály sorozatokat tartalmaznak.

### Piezoelektromos hatás

Bizonyos kristályokban nyomás hatására a kristály ellentétes felületein feszültségkülönbség alakul ki, mely jelenséget *piezoelektromos hatásnak* nevezünk. Ezt a jelenséget használják ki az ultrahang-képképzés során, amikor is az ultrahang elektromos jelet indukál a piezoelektromos kristályban. Az elektromos jel nagysága arányos a beérkező ultrahang nyomáshullámával. Hasonlóképpen, ha egy piezoelektromos kristályra feszültséget alkalmazunk, akkor a kristály zsugorodik vagy kitágul a feszültség polaritásától függően. Ez a jelenség a *fordított piezoelektromos hatás*, melynek segítségével



20.6. ábra A piezoelektromos jelenség

a: A piezoelektromos kristályra nyomást gyakorolva a dipólusok helyzete megváltozik, és a kristály két oldala között feszültségkülönbség alakul ki.

b: A kristályra kapcsolt alternáló polaritású feszültség a kristály térfogatváltozását okozza

a transzducer ultrahanghullámokat generál (20.6. ábra). Számos kristály mutat piezoelektromos hatást alacsony hőmérsékleten, de ultrahangtranszducerben való alkalmazásuk mégsem lehetséges, mivel szobahőmérsékleten elvesztik ezt a tulajdonságukat. Azt a hőmérsékletet, ahol a kristályok a piezoelektromos tulajdonságukat elvesztik, *Curie-pontnak* nevezik. A transzducer hatékonyságának

egy általános meghatározása a befektetett és konvertált energia hányadosa, melyet az ún. *elektromechanikus csatolási koefficienssel* ( $k_c$ ) fejezhetünk ki. Amennyiben elektromos energiát alkalmazunk, akkor a  $k_c^2 = \text{mechanikus energiájává konvertált elektromos energia/alkalmazott elektromos energia}$ .

Minden ultrahangkészülék piezoelektromos kristályt alkalmaz ultrahang generálására és detektálására. A természetben számos piezoelektromos kristály fordul elő, ugyanakkor a diagnosztikában szinte kizárólag csak mesterséges kristályokat (pl. bárium titanát, ólom metabionát, ólom cirkonát titanát (PZT)) használnak. A kristályra kapcsolt feszültség (általában 150 V) rendkívül rövid, kb. 1  $\mu\text{s}$  időtartamú.

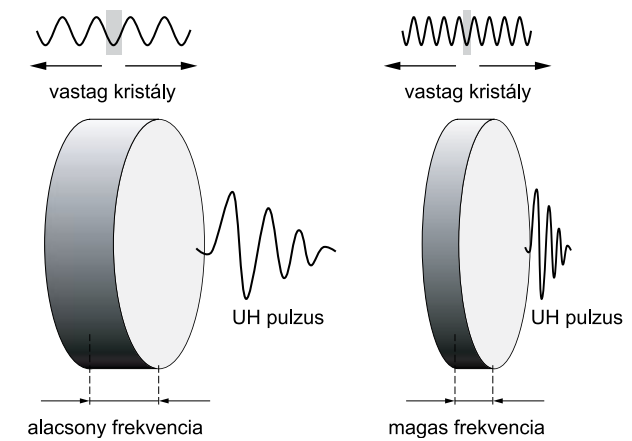
### Transzducer-kialakítás

Az ultrahang transzducer funkcionális komponense a *piezoelektromos kristály*. A kristály a legnagyobb választ a rezonancia frekvenciáján adja, melyet a kristály vastagsága határoz meg. Ahogy a kristály egy teljes zsugorodás-tágulás cikluson átmegy, a következő zsugorodásnál a kompressziós hullámok a kristály ellentétes oldala felől a kristály közepe felé tartanak. Ha a kristályvastagság megegyezik a hanghullám hullámhosszával, akkor a kompressziók az ellentétes kristályoldaltól pont akkor érkeznek, amikor egy éppen következő zsugorodás elindul. A kompressziós hullám gátolja a zsugorodást, és ez által csillapítja a kristály „teljesítményét”. Ezért energiatékozló egy olyan kristály „működtetése”, melynek vastagsága megegyezik az ultrahang hullámhosszával. Ugyanakkor, ha a kristály vastagsága a hullámhossz fele, akkor a kompressziós hullám az ellentétes kristályfelületet épp a tágulás elején éri el. Ez esetben a kompressziós hullám segíti a tágulási folyamatot. Hasonló eredményre vezet, ha a kristályvastagság a hullámhossz páratlan számú többszöröse (pl.  $3\lambda/2$ ,  $5\lambda/2$ ), mely esetekben a kompressziós hullám több periódus után éri el az ellentétes oldalt. A vastagabb kristályban ugyanakkor nagyobb a gyengítés, így a leghatékonyabb transzducerműködést a fél hullámhossz vastagságú kristályok esetében kapjuk. A fél hullámhossz vastagságú kristály rezonanciafrekvenciáját ( $\nu$ ) a

$$\nu = c / \lambda = c / 2t$$

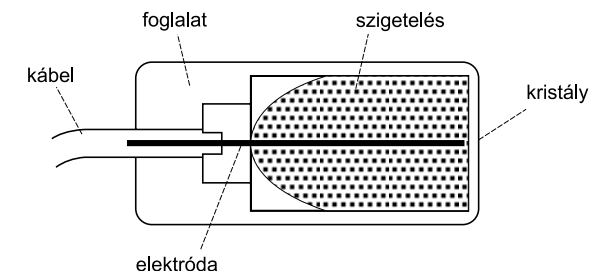
összefüggés adja meg ( $t$  = kristály vastagsága) (20.7. ábra).

Ebből az összefüggésből könnyen kiszámolható, hogy pl. egy másfél mm-es vastag kristály esetén, melyben az ultrahang terjedési sebessége 5740 m/sec, a rezonanciafrekvencia 1,9 MHz. A kristály megfelelő felületeit elektromosan vezető vékony filmmel vonják be, és magát a kristályt pedig egy műanyaghenger egyik végén rögzítik. A vizsgálati felszín felé tekintő kristályfelületet műanyag védőréteggel látják el, amely egyben a vizsgálandó test és a kristály közötti energiaátvitelt is biztosítja. Az energiaátvitel  $1/4$  hullámhossz vastagság esetén a maximális.

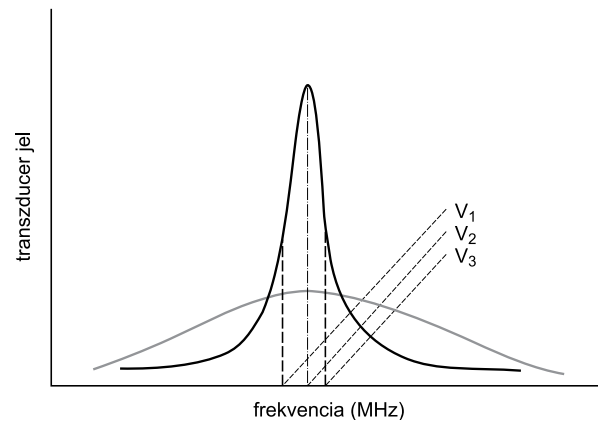


20.7. ábra A kristályvastagság és a rezonanciafrekvencia összefüggése: a vastagabb kristály alacsonyabb frekvenciájú ultrahangpulzust generál. A pulzushullám hossza a rezonancia időtartama és a szigetelés/csillapítás függvénye

Ha a kristály mögött levegő lenne, akkor a tartóhengerbe kibocsátott hanghullám a henger másik végéről visszaverődne. Ez a visszaverődött ultrahang megerősíti a transzducertől előre felé induló hullámokat, és az ultrahangnyaláb energiájához hozzájárul. Egyben megnyújtja a pulzushosszt, mely nem okoz problémát bizonyos alkalmazásokban, pl. pulzus vagy CW (continuous wave – folyamatos üzemű) Doppler. Ugyanakkor a legtöbb képképző technikában rövid ultrahangpulzusokat alkalmaznak, ez a transzduceren történő visszaverődéskor hátrányos lenne, ezért ezt csillapítani kell. Ezt a kristály mögötti tér kitöltésével érik el, mely szigetelő anyag nemcsak csökkenti a visszaverődést, hanem az ultrahanghullámokat jelentősen gyengíti (20.8. ábra).



20.8. ábra A transzducer felépítése



20.9. ábra A transzducer rezonanciagörbéje

## A transzducer frekvenciaérzékenysége

Az ultrahang transzducert úgy alakítják ki, hogy a rezonanciafrekvenciájára maximális érzékenységű legyen. A rezonanciafrekvenciát alapvetően a piezoelektromos kristály határozza meg. A vékony kristályok magas frekvenciájú, a vastagabbak alacsony frekvenciájú ultrahangot keltenek (ld. 20.7. ábra). A transzducer rezonanciafrekvenciáját úgy határozhatjuk meg, ha a frekvencia érzékenységét (választ) a frekvencia függvényében ábrázoljuk (20.9. ábra).

A 20.9. ábrán két különböző transzducer frekvenciaválasztát jelenítettük meg. A nem csillapított transzducer éles frekvenciaválaszt mutat egy viszonylag szűk frekvenciatartományban. A csillapított transzducer nagy energiaabszorpciója miatt a frekvenciaválaszt kiszélesedett és a rezonanciafrekvenciánál nincs kifejezett csúcs. A csillapítatlan transzducernél a  $v_1$  és  $v_3$  pontok a maximális frekvenciaválaszt félértékeinél mért frekvenciák, melyek közti értékek alkotják a transzducer sávzélességét. A maximális választ értéke ( $v_2$ ) és sávzélesség ( $v_3 - v_1$ ) aránya adja meg a transzducer ún. Q értékét. A Q érték jellemzi tehát a transzducer frekvenciaválasztát, ill. annak élességét, ha tehát a Q érték nagy, igen éles, viszonylag szűk frekvenciatartományra vonatkozó frekvenciaválaszt kapunk.

Az ultrahang képképzésben használt transzducerek rövid ultrahangpulzus kibocsátására képesek, és a visszatérő echók széles frekvenciatartományú hullámokat tartalmaznak. Ennek következtében általában erősen csillapított, alacsony Q értékű transzducerek használata célszerű. Mivel a csillapítás egy része magában a kristályban létrejön, azok a kristályokat preferálják, melyek belső csillapítása nagy, és ez által alacsony Q értékűek (pl. ólom cirkonát titanát).

Az ultrahangpulzusnak transzducerből a vizsgálandó szövetbe való jutása annál hatékonyabb, minél jobb a csatolás a két rendszer között. Ha van egy csatoló médium a két rendszer között,

melynek akusztikus impedanciája nem különbözik túlzottan sem a transzducerétől, sem pedig a szövetétől, valamint a csatoló médium vastagsága kisebb, mint az ultrahang hullámhossza, akkor az ultrahangpulzus kis energiavesztéssel jut a transzducerből a vizsgálandó szövetbe. Gyakorlatilag energiavesztés nélküli ultrahang-transzmisszió jön létre, ha a transzducer és a bőr közé egy vékony olajréteg kerül. Valójában az energiavesztés akkor a legkisebb, ha a csatoló médium akusztikus impedanciája a kristály és a szövet akusztikus impedanciája közé esik. Ideális esetben:

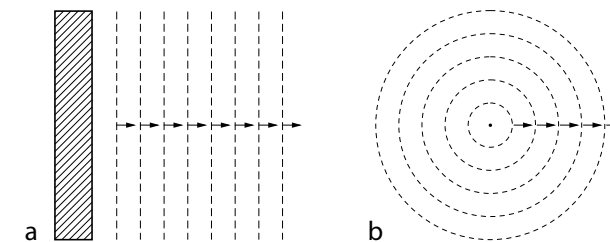
$$Z_{\text{csatoló médium}} = \sqrt{Z_{\text{transzducer}} \times Z_{\text{szövet}}}$$

Az ultrahang keltésének kétféle módját alkalmazzák. A folyamatos hullámkeltés (CW) esetén egy oszcilláló feszültséget kapcsolnak a kristályra, mely oszcilláció frekvenciája megegyezik a kívánt ultrahang-frekvenciával. Ha pulzusszerű ultrahanghullámot kívánunk előállítani akkor a kristályra csak meghatározott, rövid ideig kapcsolunk feszültséget. A diagnosztikai képképzésben a rövid ultrahangpulzusok használatosak (ld. 20.7. ábra). A rövid idejű oszcillációkat gyorsan kell csillapítani annak érdekében, hogy egy fél periódus időtartamban a pulzus lecsengjen.

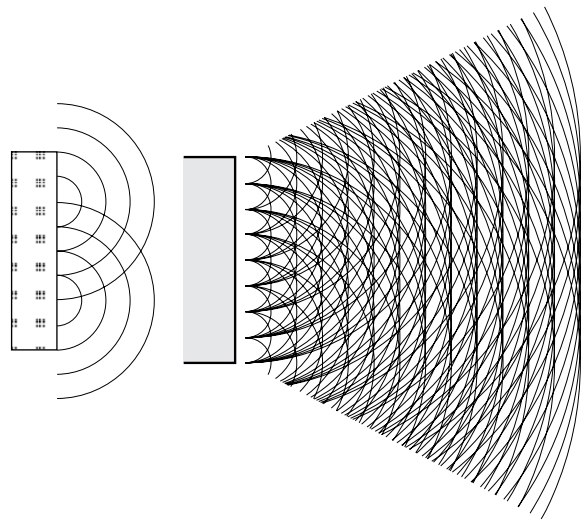
## Ultrahangnyaláb

Az ultrahanghullám kompressziós zónáját az ultrahanghullám mozgására merőleges vonalakkal ábrázolhatjuk (20.10.a ábra). Ezek a vonalak a hullámfrontot jelölik.

Egy nagyméretű ultrahangforrás esetén (a nagy méret az ultrahang hullámhosszához viszonyítva értendő) az ultrahang-hullámfrontok egyenlő távolságú vonalakként írhatók le (ld. 20.10.a ábra). Az ilyen típusú hullámfrontot *sík hullámfrontnak* és az ilyen ultrahanghullámot *sík hullámnak* nevezzük. A másik lehetőség, hogy az ultrahanghullám egy pontszerű hullámforrásból ered, és ez esetben a hullámfrontokat növekvő átmérőjű koncentrikus körökként, illetve gömbökként képzelhetjük el. A pontszerű forrásból eredő hullámok gömb hullámfronttal jellemezhetők (20.10.b ábra).



20.10. ábra Parallel és radiális hullámfrontok

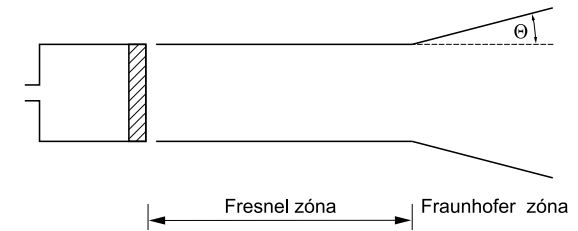


20.11. ábra Pontszerű szférikus hullámfrontok interferenciája

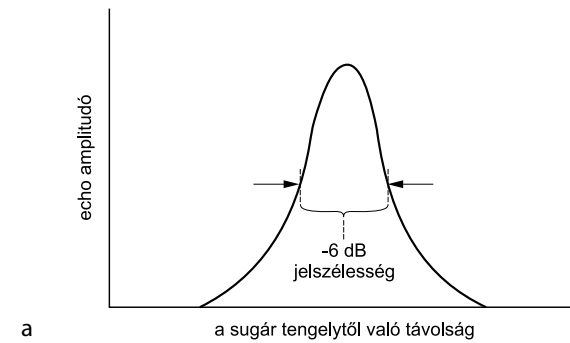
A diagnosztikai ultrahangkészülékekben „ideális” méretű hullámforrások nem léteznek, hanem valamilyen meghatározott méretű hullámforrásokat alkalmaznak. Ezeket úgy lehet elképzelni, mint pontszerű források sorozatát, melyek mindegyike szférikus hullámfrontot bocsát ki a médiumba. Ahol kompressziós zónák egymást keresztezik, *konstruktív interferencia* jön létre. A konstruktív interferencia miatt az egyedi kis hullámok erősítik egymást, és a teljes nyomáshullám több kis hullám eredőjeként jön létre (20.11. ábra). Azokon a területeken, ahol az egyedi hullámok kompressziós zónái egy másik hullám ritkulási zónáival találkoznak, destruktív interferencia alakul ki.

A transzducerben számos hullámforrás helyezkedik el, melyek sok szférikus egyedi hullámot keltenek, és ez által a médiumban számos konstruktív és *destruktív interferencia* alakul ki. Az ábrán ezek az interferenciák az egyedi hullámfrontot reprezentáló vonalak találkozásai jönnek létre. Az interferenciából származó erősítések és gyengítések (vagy kioltások) leginkább az ultrahangforráshoz közeli régióban fordulnak elő, míg távolabb ezek a jelenségek egyre kevésbé nyilvánvalóak. Az ultrahangforráshoz közeli régiót, ahol a hulláminterferenciák jellemző módon előfordulnak, Fresnel- vagy közeli zónának nevezzük (20.12. ábra).

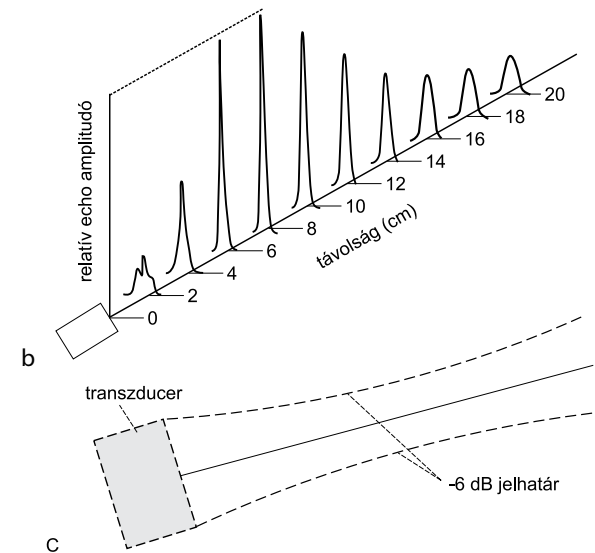
Egy korong alakú transzducer esetén, ahol a korong sugara  $r$ , a Fresnel-zóna hosszúságát ( $D$ ) a  $D = r^2 / \lambda$  összefüggés adja meg, ahol a  $\lambda$  az ultrahang hullámhosszát jelenti. A Fresnel-zónán belül az ultrahang-energia egy nyalábként terjed, melynek szélessége nem nagyobb, mint a transzducer átmérője. A Fresnel-zónán túl az energianyaláb kezd kiszélesedni, mely kiszélesedést egy szöggel, az ún. Fraunhofer- ( $\theta$ ) szöggel lehet jellemezni, úgy, mint  $\sin \theta = 0,6 (\lambda/r)$ . Ezt a zónát



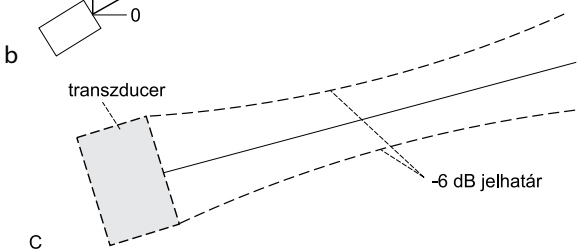
20.12. ábra Az ultrahang-nyaláb Fresnel (közeli) és távoli (Fraunhofer) zónája



a



b

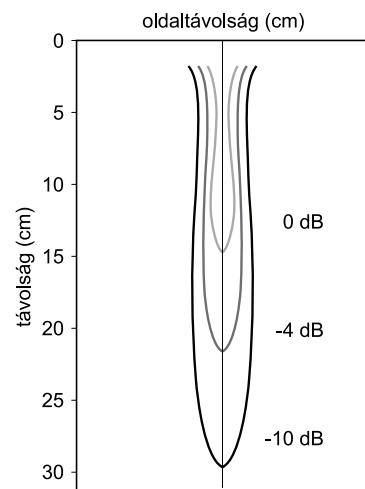


c

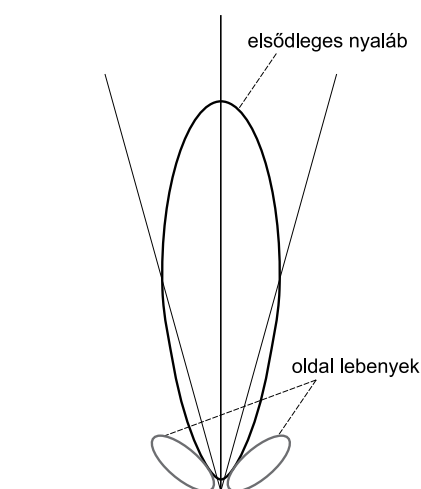
20.13. ábra Pulzus-echó válaszprofil (a) és profilsorozat (b). A (c) ábra a laterális amplitúdó csökkenés 1/2-es határát demonstrálja

Fraunhofer- vagy távoli zónának is nevezik (ld. 20.12. ábra). Az orvosi diagnosztikában használt ultrahangnyalábnak kicsi az oldalirányú energiavesztése, azaz viszonylag hosszú a Fresnel-zónája. Ehhez nagy transzducer átmérő/hullámhossz arány szükséges, mely feltétel rövid hullámhosszú/magas frekvenciájúak ultrahang esetén teljesíthető. A magas frekvencia viszont gyorsabban abszorbeálódik, ezért a képalkotásban a 2–20 MHz közötti ultrahang-frekvenciákat alkalmazzák. Ezeknél a frekvenciáknál egy 10 mm vagy annál nagyobb átmérőjű ultrahangnyaláb megfelelő módon irányítható és a vizsgálandó mélységben még nincs jelentős kiszélesedés.

Az ultrahang transzducer adó-vevő tulajdonságait részben a transzducer felépítése, részben pedig az elektromos gerjesztés módja határozza meg. Ezért az ultrahangnyaláb pontos alakját nehéz kiszámítani, így a nyalábalakok és profilok meghatározása nem elhanyagolható feladat. Ennek egy lehetséges módja, hogy egy pulzus-echó válaszprofil mérnek. Egy ilyen válaszprofil úgy lehet felvenni, hogy valamilyen reflektáló felületet helyezünk el a transzducertől különböző távolságban az ultrahanghullám terjedésére merőleges síkban. A szkennelés során az echó által keltett jel amplitúdót mérjük és a távolság függvényében ábrázoljuk. Egy ilyen pulzus-echó válaszprofil és egy profilsorozatot a 20.13.A és B ábra mutat. A pulzus-echó válaszprofil alapján meghatározható, hogy a maximális amplitúdó hol csökken a felére (azaz  $-6$  dB-lel) laterális irányban, mely távolság megadja, hogy a transzducer milyen széles tartományban képes megfelelő módon működni (20.13.C ábra). Ha ezeket a laterális szélességi pontokat összekötjük, akkor különböző transzducer reflektor távolságokban megkapjuk a transzducer válaszprofilját.



20.14. ábra Izo-echo kontúrok



20.15. ábra A primer-nyaláb és az oldallebenyek

Az ultrahangnyaláb jellemzésének egy másik módja az izo-echó kontúrok meghatározása. Ebben az esetben minden kontúr az azonos intenzitású echó helyzetét adja meg (20.14. ábra). Az izo-echó kontúrok segítségével könnyebb meghatározni a transzducer laterális felbontását és a laterális felbontás ingadozásait a mélység függvényében.

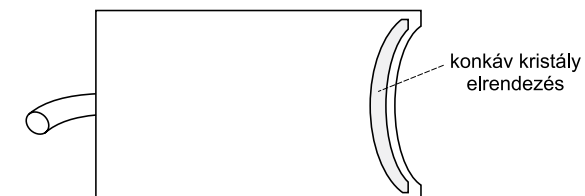
A primer ultrahangnyaláb mellett kialakulhatnak a primer nyalábbal szöveget bezárva kis intenzitású ultrahangnyalábok is (20.15. ábra). Ezeket a kis nyalábokat *oldallebenyeknek* is nevezik, és a transzducer transzverzális síkú rezgése hozza létre. Jelentőségük abban áll, hogy a transzducerhez közeli régióban műtermékeket okozhatnak, különösen, ha a transzducer közelében echogén anyag, (pl. biopsziás tű) van jelen.

A fentiekben egy általános célú, sima felszínű transzducer esetén fellépő jelenségekről volt szó. A legtöbb diagnosztikai alkalmazásban azonban ívelt felületű transzducereket használnak, mint pl. fókuszált transzducereket, dupla-kristályos transzducereket, ophtamológiai fejek, intravaszkuláris transzducereket, oesophageális transzducereket stb.

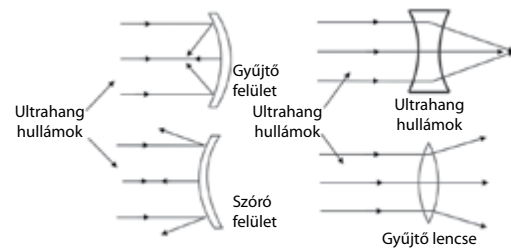
### Fókuszált transzducer

A fókuszált transzducer olyan ultrahangnyalábot képes létrehozni, mely a transzducertől bizonyos távolságban keskenyebb lesz, mint a transzducer felületnél. Azt a régiót, ahol az ultrahangnyaláb elkeskenyedik – fókális zóna – az ultrahang intenzitása akár 100-szorosára növekedhet a fókális zónán kívüli intenzitáshoz képest. Az intenzitásnövekedés miatt a fókális zónában elhelyezkedő visszaverő struktúra lényegesen nagyobb jelet indukál a transzducerben. A fókális zónában elhelyezkedő maximális echó és a transzducer közti távolságot *fókális hosszúságnak* nevezik. A fókuszálásért gyakran maga a piezoelektromos kristály felelős, mely konkáv felületet képezhet (20.16. ábra).

Az ultrahangnyaláb ugyanakkor fókuszálható tükrök és lencsék segítségével, melyek segítségével az intenzitás jelentősen növelhető. Mivel az ultrahang sebessége a lencsékben nagyobb, mint a környező médiumban, ezért konkáv lencsét kell használni fókuszálásra és konvex lencsét a nyaláb szórására (20.17. ábra). Ez a hatás pontosan ellentétes a látható fény és az azokat törő



20.16. ábra Konkáv felszínű transzducer



20.17. ábra Ultrahang tükrök és lencsék

optikai lencsék esetével, ahol a terjedési sebesség is pont fordított a médiumban és a lencsében (Snellius–Descartes-törvény!). Az ultrahang lencsék műgyantából vagy műanyagból készülhetnek.

Erősen fókuszált transzducereket alkalmaznak a szöveti roncsolásra, ahol lokálisan igen nagy ultrahang-intenzitás – hőhatás jön létre.

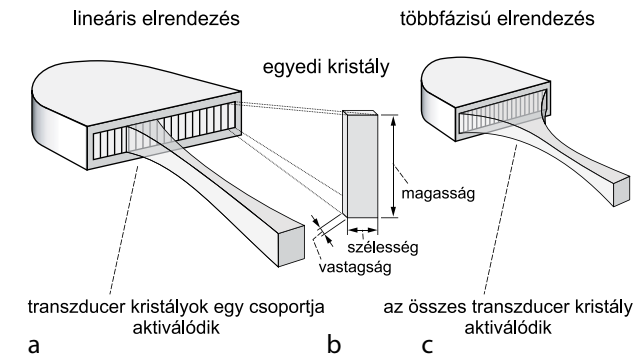
### Doppler transzducer

A doppler vizsgálatra használt transzducerek folyamatos hullámot bocsátanak ki és folyamatosan detektálják is a visszavert jelet, mely két külön kristállyal lehetséges csak. Ezek a transzducerek éles frekvenciaválasszal jellemezhetők, és ezért a transzducerben csak kevés csillapítást alkalmaznak.

### Összetett transzducer

Régebben egy adott szelet szkennelését egy egyelemű transzducerrel végezték, melyet a szelet meghatározó vonal mentén kellett végigvezetni. A transzducer mozgását lehetett kézzel vagy valamilyen mechanikai szerkezet segítségével végrehajtani. Manapság az ultrahangnyaláb térbeli mozgatása mechanikai mozgatás nélkül, egy kristálysorozat segítségével történik. Ebben a kristálysorozatban az ultrahangnyaláb iránya, szöge változtatható a kristályok gerjesztésének időzítése segítségével.

A 20.18. ábrán kristálysorozatból felépülő transzducerek vázlata látható. Valóságban a lineáris transzducer 128-512 vagy még több kristályból épül fel, mely kristálysorozatot kisebb csoportokban (3-20) gerjesztenek. Minden gerjesztett kristálycsoport egy kép-vonalat eredményez; az ultrahang kép egymás mellett elhelyezkedő vonalakkal épül fel, de a gerjesztett kristálycsoportok általában átfedik egymást. A másik szkennelési módszer többfázisú transzducerrel lehetséges, mely kevesebb kristályból (64-128) épül fel, de a kristályokat itt csaknem azonos időben „aktiválják”, úgy, hogy a kristályelemek gerjesztése között egy kis késleltetés van, és ez által a sugárnyaláb egyik irányból a másikba végigpásztázza a vizsgálandó szeletet (20.19. ábra).

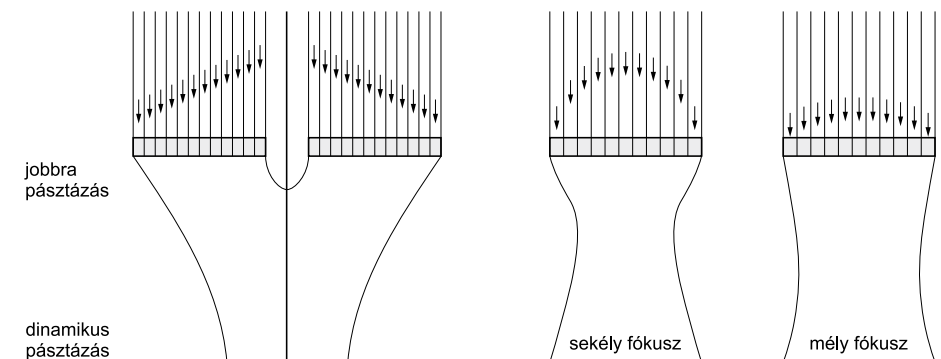


20.18. ábra Lineáris elrendezésű a és többfázisú b transzducer. A transzducereket felépítő egyedi kristály c vastagsága a frekvenciát határozza meg, magassága a transzducer kialakításától függ

A kristálygerjesztés időzítésével, illetve az abban alkalmazott késleltetésekkel a kristálynyaláb fókuszálható, illetve a fókusz távolság variálható. Ezt a technikát dinamikus fókuszálásnak hívják, mivel a kép egy része a transzducerhez közeli fokális zóna alkalmazásával készül, míg a távolabbi területek nagyobb fokális zóna alkalmazásával. Az így készült kép felbontása lényegesen jobb lesz, mint amit egy állandó fókuszú transzducerrel készíthetünk (20.20. ábra).

### Transzducerkárosodás

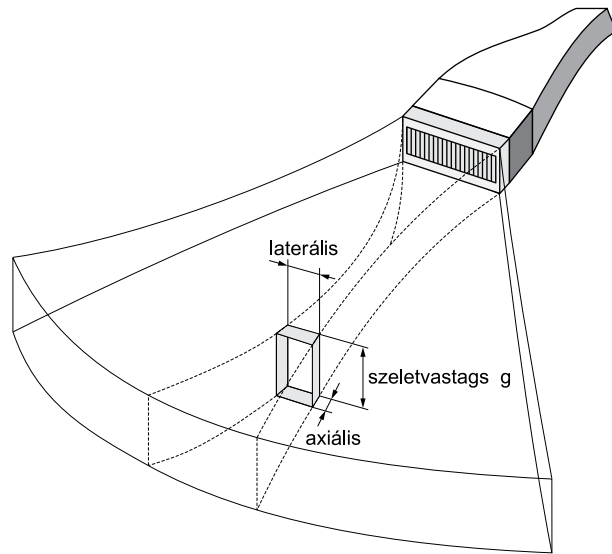
A transzducer sokféleképpen sérülhet, mivel a kristályok és az elektromos összeköttetések törékenyek. A túl nagy feszültség alkalmazása kerülendő. Folyadékba csak a biztosan vízálló transzducereket tegyük. A transzducerkárosodás leggyakoribb oka az eszköz leejtése, a vezetékek csavarodása, megtörése, melyeket természetesen kerülni kell.



20.19. ábra Pásztázás többfázisú transzducerrel

20.20. ábra Dinamikus fókuszálás





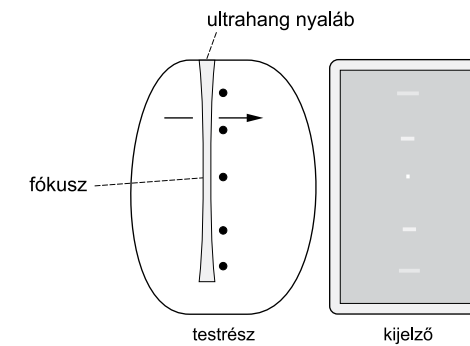
**20.21. ábra** Az ultrahangnyaláb térbeli paramétereit. Az axiális dimenzió a mélység függvényében nem változik, míg a laterális dimenzió az elektronikus fókusz függvényében csökkenhet és nőhet

## Ultrahang képminőség

Az ultrahangkép felbontását befolyásoló legfontosabb tényező az ultrahang pulzuszórával összefüggő elmosódottság. Egy másik meghatározó faktor a területegységre eső szkennelt vonalak száma. Az ultrahangkép felbontását tehát az adott transzducer jellemzői és a beállított vizsgálati paraméterek határozzák meg. A korábbiakban tárgyaltuk, hogy az ultrahangpulzusnak két dimenziója van, úgy, mint axiális és laterális, mely paraméterek általában egymástól függetlenek, ezért egymástól független tényezők határozzák meg őket (20.21. ábra). A következőkben vizsgáljuk meg, hogy az ultrahangpulzus dimenziója miként befolyásolja a felbontóképességet.

### Laterális (oldalirányú) elmosódottság

Az ultrahangkép laterális felbontó képességét az ultrahangpulzus átmérője, azaz a pulzuszórával határozza meg abban az időpillanatban, amikor a pulzus a reflektáló tárggyal (struktúrával) kölcsönhatásba lép. Az ultrahangnyaláb szélességét alapvetően a transzducer tulajdonságai befolyásolják, elsősorban az ultrahangpulzust kibocsátó kristály mérete és az ultrahangnyaláb fókuszálása. A laterális elmosódottság folyamatát a 20.22. ábra demonstrálja.

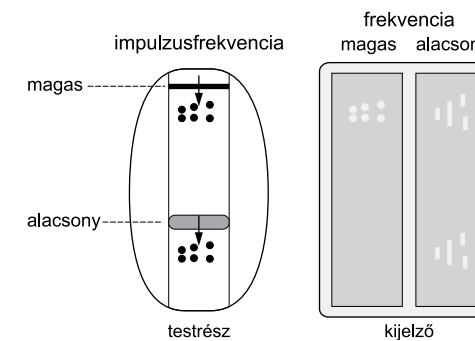


**20.22. ábra** Ultrahangnyaláb által keletkező laterális (oldalirányú) elmosódottság

A 20.22. ábrán különböző mélységben azonos mértékben reflektáló kis tárgyak helyezkednek el. Amikor az ultrahangnyaláb végigpásztázza ezt a területet, ezeken a tárgyakon echók keletkeznek. Az ultrahangnyaláb szélessége összefügg az adott tárggyon képződő echóval, ezért a szélesebb ultrahangnyaláb útjába eső tárgy echója is kiszélesedett lesz. A 20.22. ábrán jól megfigyelhető, hogy a legjobb felbontóképességet abban a mélységben kapjuk, ahol az ultrahangnyaláb a leginkább fókuszált, illetve legkeskenyebb. Ez egy fontos tényező, melyet egy adott vizsgálatnál a transzducer kiválasztásakor figyelembe kell venni.

### Axiális (tengelyirányú) elmosódottság

Az axiális vagy mélységi elmosódottságot az ultrahangpulzus hossza határozza meg. Az ultrahangpulzus hosszát alapvetően a transzducer tulajdonságai, úgy, mint a frekvenciája és csillapítása determinálja. Az ultrahangpulzus hossza a hullámhosszal függ össze, mely fordítottan viszo-



**20.23. ábra** Az ultrahangpulzus hosszából/frekvenciájából adódó axiális elmosódottság

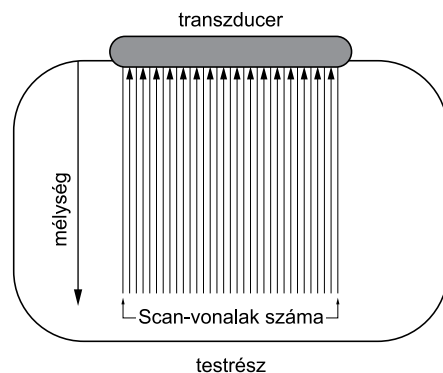
nyul a frekvenciához. A nagyfrekvenciájú kis hullámhosszú ultrahanghullámokkal rövid pulzusok alakíthatók, mely axiálisan kisebb elmosódottságot okoz. Ugyanakkor az ultrahang szöveti abszorpciója a frekvencia növekedésével arányos, mely behatárolja, hogy milyen mélységig látunk az adott frekvenciában. A frekvencia megválasztása mindig egy kompromisszumkeresés a felbontóképesség és a „leképezhető mélység” között (20.23. ábra).

Az ultrahangnyaláb útjába eső struktúrákon echó képződik, melyek axiális elmosódottsága az ultrahangpulzus hosszával függ össze. Ha a reflektáló struktúrák közötti távolság kicsi az ultrahangpulzus hosszához képest, akkor ezek a struktúrák összemosódhatnak és az ultrahangképen nem fognak külön struktúráként megjelenni. A nagyobb frekvenciájú pulzus jobb felbontást, illetve részletgazdagságot biztosít, de csak egy limitált mélységig. Az alacsonyabb frekvenciák mélyebben fekvő struktúrák megjelenítésére is alkalmasak, de viszonylag gyengébb felbontó képességgel, illetve nagyobb axiális elmosódottsággal.

### Szken-vonal sűrűség

A felbontóképesség másik fontos meghatározója, különösen laterális irányban, az ultrahangnyalábok sűrűsége a megjelenítendő mezőméretben (FOV) belül. Nyilvánvaló, hogy jobb felbontást kapunk, hogy ha a képet nagyobb számú szken-vonal alkotja, de itt is két meghatározó tényező közt kell kompromisszumot találni: a leképezendő mélység (a FOV axiális dimenziója), valamint a képfrissítési ráta (20.24. ábra).

A képet felépítő vonalak számát alapvetően behatárolja az az időtartam, mely az ultrahangpulzus testben megtett útjához szükséges, tehát a transzducertől az echogén struktúráig és onnan vissza a transzducerig tartó idő. Ahogy korábban tárgyaltuk, az ultrahang sebessége az emberi



20.24. ábra A transzducer ultrahangnyaláb sűrűség

szövetekben az emberi lágyrészek, hozzávetőleg  $1540 \text{ m/s} = 154,000 \text{ cm/s}$ . Egyetlen kép szkenneléséhez szükséges idő az ultrahang által megtett teljes távolság és a sebesség hányadosa. A teljes megtett távolságot a következő tényezők határozzák meg: a mélység (D), illetve ennek kétszerese, hiszen a transzducertől az echogén struktúrái és onnan vissza a transzducerig kell az ultrahangpulzusnak „utazni”; a szken-vonalak száma (N), melyek a képet felépítik.

$$\text{Szken idő (sec.)} = 2D \text{ (cm)} N / 154,000 \text{ cm/s}$$

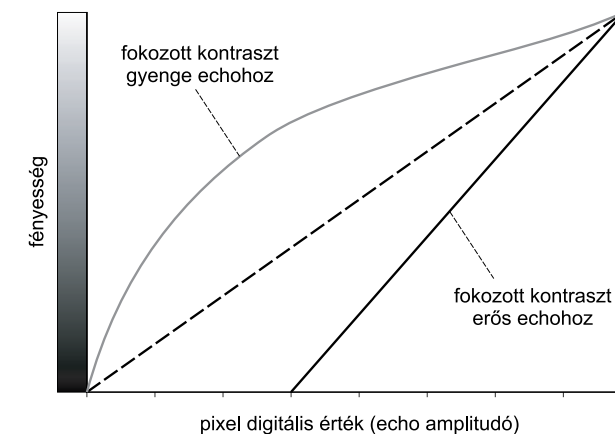
Ez az idő azonban csak egyetlen kép elkészülését adja meg, viszont a valós idejű (real-time) leképezéshez legalább másodpercenként 22-24 kép szükséges. A valós idejű leképezés különösen a mozgó struktúrák megjelenítésénél fontos. A képfrissítési ráta, azaz hogy másodpercenként hány képet tudunk leképezni, az alábbi képlet alapján számolható:

$$\text{Képfrissítési ráta (kép/s)} = 77,000 \text{ cm/s} / D \text{ (cm)} N \text{ (vonal/kép)}.$$

Például a 10 cm axiális FOV és 240 szken-vonallal felépített kép esetén maximálisan 32 lehet a képfrissítési ráta.

### Kontrasztérzékenység

Az ultrahang kontrasztérzékenysége elsősorban a gyenge echók detektálásával és megjelenítésével függ össze. Ezt számos, az operátor által is befolyásolható tényező határozza meg. Az egyik ilyen a TGC, mely egy adott mélységben elérhető kontrasztérzékenységet szabályoz. Az ultrahangkészü-



20.25. ábra A fényerő és digitális érték közötti összefüggés határozza meg a képkontrasztot

lékek a beérkező jeleket elektronikus és digitális úton dolgozzák fel, mielőtt azokat a monitoron megjelenítik, és ezek során több lehetőség adódik a képkontraszt jellemzőinek kialakítására. A megjelenített képen a kontrasztot a képpontok fényereje és a hozzájuk tartozó digitális érték viszonya determinálja (20.25. ábra). Ezek az összefüggések hasonlítanak a film tulajdonságait leíró görbékhez.

## Műtermékek

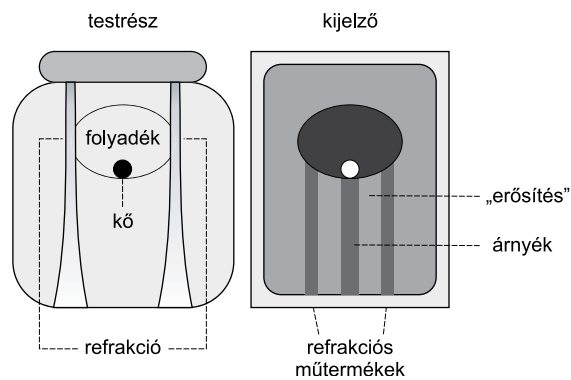
Az ultrahang képalkotásban viszonylag gyakoriak a műtermékek, melyek közül az alábbiakban néhányat bemutatunk.

### Árnyékképződés

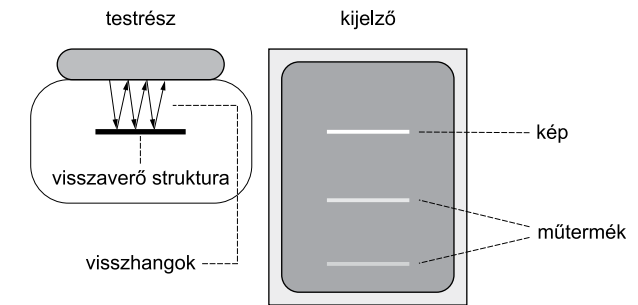
Bizonyos struktúrák az ultrahangképen árnyékot képeznek, melynek oka lehet az adott struktúra nagy reflexiós vagy attenuációs jellemzője, melynek következtében csupán kis energia tud rajta áthatolni. A keletkező műtermék a struktúra mögött (alatt) egy csökkent intenzitású sáv formájában, hangárnyék jelenik meg. A 20.26. ábrán egy kőárnyék sémája látható.

### Erősítés

Az erősítés az árnyékképződéssel ellentétes megjelenésű. Bizonyos tárgyak, mint pl. folyadékkal telt ciszták vagy a húgyhólyag a környező szövetekhez képest kisebb attenuációval bír, ezért a folyadéktartalmú struktúra mögött elhelyezkedő területek relatíve fokozott intenzitással ábrázolódnak (20.26. ábra).



20.26. ábra Erősítés, árnyékképződés és refrakciós műtermékek megjelenése



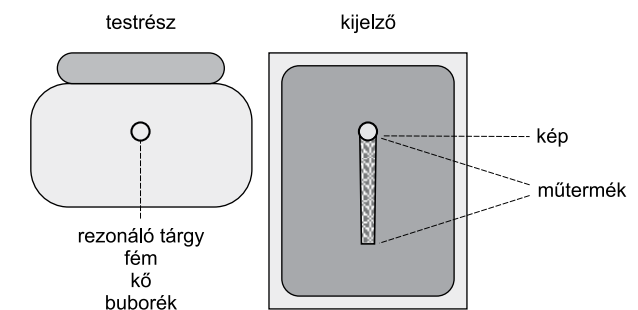
20.27. ábra Visszaverődési (reverberáció) műtermék keletkezése és az azt kiváltó tényezők

### Többszörös visszaverődés (reverberáció)

Többszörös visszaverődés fordulhat elő, ha az ultrahangnyaláb útjában kettő vagy ennél több erősen reflektáló struktúra helyezkedik el (20.27. ábra). Itt a műtermék úgy alakul ki, hogy néhány pulzus két reflektáló struktúra között oda-vissza verődik, és ennek következtében csak késleltetve jutnak vissza az echók a transzducerhez. A késleltetés miatt a struktúra úgy jelenik meg, mintha az a testben mélyebben helyezkedne el. Általában az ilyen műtermék többszörös és egymástól azonos távolságban egyre gyengülő intenzitással ábrázolódnak.

### Legyűrűzés

Ez a műtermék bizonyos tárgy mögött elhelyezkedő fényes csíkként ábrázolódnak (20.28. ábra) és olyan tárgy vagy struktúra okozza, mely az ultrahangpulzussal történő kölcsönhatás következtében rezonálni kezd. Ez a rezonancia több, egymáshoz közel eső echogén felületet jelent. Leggyakrabban kis fémtárgyak esetleg buborékok okozhatják.



20.28. ábra Legyűrűzési (ring-down) műtermék keletkezése rezonáló tárgy esetén

## Doppler-effektus alkalmazása

Az ultrahang képképzés különösen hasznos a kardiovaszkuláris rendszer vizsgálatára, mivel alkalmas a mozgó struktúrák, így a szív, valamint az áramló vér leképezésére is. A mozgó struktúrák megjelenítése történhet real-time B-módban, M-módban és a Doppler-effektus alapján.

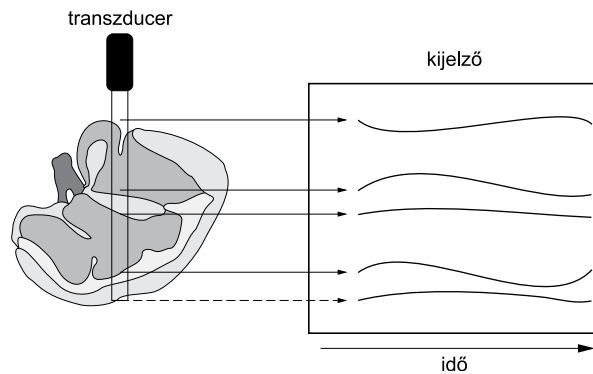
### M-mód

Az M-mód megjelenítés lényege, hogy a reflektáló határfelület helyzetét az idő függvényében ábrázoljuk. Az M-mód leggyakoribb felhasználási területe az echokardiográfia, ahol a szív különböző határfelületeinek mozgását jelenítik meg egy monitor vagy grafikus eszköz segítségével (20.29. ábra). A határfelületeket megjelenítő pontok a képernyőn az idő függvényében horizontálisan mozognak. A nem mozgó struktúrák ennek következtében egy egyenes vonalat húznak, míg az ultrahangnyalábbal párhuzamosan elmozduló struktúrák az egyenes vonal vertikális kitérését okozzák. Az elmozdulás mértéke megfelelő kalibráció után meghatározható.

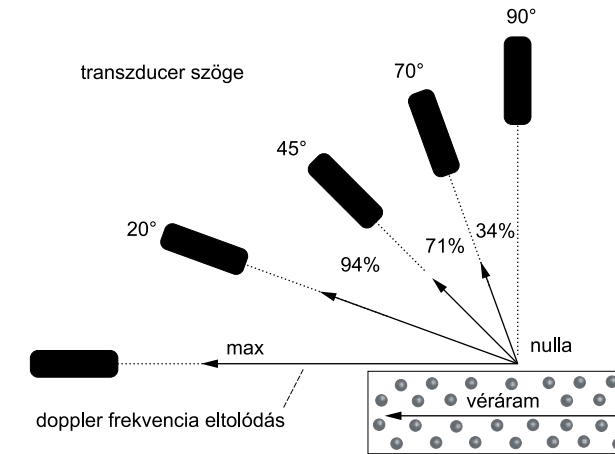
### Doppler-képképzés

A véráramlás megjelenítésének alapja a Doppler-jelenség. A Doppler-képképzés segítségével a véráramlás iránya és sebessége is meghatározható (részleteiben ld. 20. fejezet).

Ennek fizikai alapja abban rejlik, hogy az áramló vörösvértestek sebessége és áramlási iránya arányos a Doppler-frekvencia eltolódással. Ha a vér a transzducer felé áramlik, a Doppler-hatás miatt nő a visszaverődött ultrahang frekvenciája. Ha vér a transzducer felől áramlik, akkor csökkenni



20.29. ábra Mozgó szív struktúráinak megjelenítése M-mód segítségével



20.30. ábra Az ultrahangnyaláb által bezárt szög befolyásolja a Doppler-frekvencia eltolódást

fog a frekvencia. A Doppler-képeket általában színekkel kódolják az áramlási irány, ill. a relatív sebesség függvényében.

A Doppler-képképzés során egy ugyancsak fontos szempont az áramlási irány és az ultrahangnyaláb által bezárt szög (20.30. ábra), mivel a frekvenciaeltolódást ez a paraméter is befolyásolja. Maximális frekvenciaeltolódás akkor jön létre, ha az ultrahangnyaláb tengelye és az áramlás iránya megegyezik. Ez a situáció ritkán adódik. A frekvenciaeltolódás folyamatosan csökken, ahogy az ultrahangnyaláb tengelye és az áramlás iránya által bezárt szög a 90° felé közelít, és derékszögnél a Doppler-hatás nem érvényesül. A Doppler-eltolódás a bezárt szög cosinusával arányos, mely érték 0°-nál 1, 90°-nál pedig 0.

Ha Doppler-képképzéssel kívánjuk az áramlást jellemezni, két tényezőt kell figyelembe venni:

1. Az ultrahangnyaláb irányának legyen valamilyen komponense, mely az áramlás irányába esik.
2. Az áramlási sebesség meghatározásához ultrahangnyaláb tengelye és az áramlás iránya által bezárt szöget ismerni kell. A gyakorlatban ezt a B-módban készült képen manuálisan szokták bejelölni.

### Doppler-módszerek

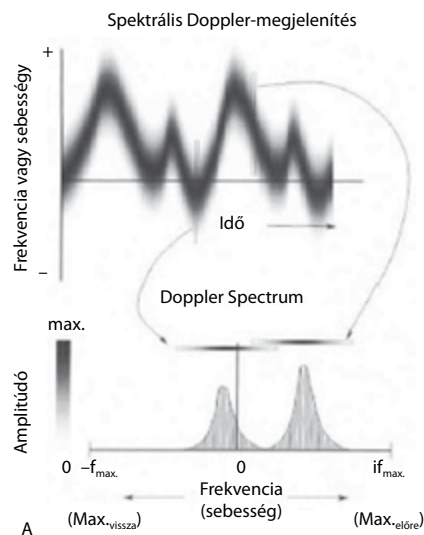
A Doppler-alkalmazásoknak két fajtája terjedt el, mely az ultrahang-előállítás módjával függ össze. A két lehetőség a folyamatos hullámú (CW – continuous wave) és a pulzusszerű ultrahang-ki-bocsátás.

Bizonyos Doppler-vizsgálatokban a transzducer tehát folyamatos ultrahanghullámot generál, mely olyan transzducerrel lehetséges, ahol az adó és vevő kristály szeparált. A folyamatos ultrahanggerjesztésnél egyetlen kristály nem tud váltani az adó és vevő üzemmód között, úgy, mint a hagyományos üzemmódban, mely rövid ultrahangpulzusokat alkalmaz. A folyamatos hullámú ultrahang nem képes távolság mérésre, mivel nincsenek egyedi pulzusok, melyek haladási idejét a készülék meg tudná mérni, azaz a különböző mélységből érkező echók egymástól nem választhatók el, úgy, mint a pulzus üzemmódban. Bizonyos mélységszelektivitással mégis rendelkeznek ezek a transzducerek az adó és vevő elemek geometriai elrendezése miatt. Echók csak olyan régiókban keletkeznek, ahol a nyálábok útvonalai egymással átfednek.

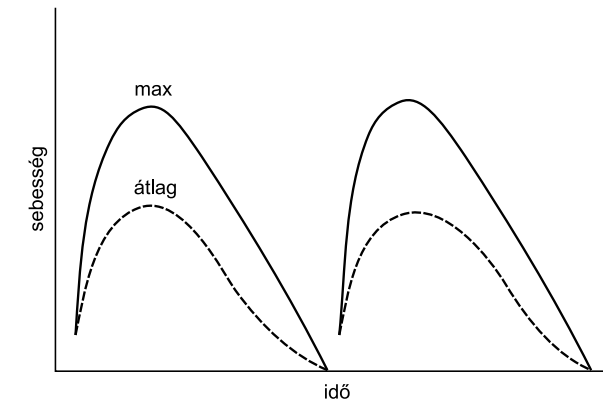
A pulzus Doppler ugyanúgy diszkrét ultrahang pulzus-sorozatokat alkalmaz, mint az egyéb hagyományos ultrahangtechnikák. Fő előnye, hogy a detektált echók mélységi információt tartalmaznak.

## A Doppler-információ megjelenítése

A Doppler-jelenségből származó információ többféleképpen is megjeleníthető. A megjelenítés módja az információ és a technika típusától függ, ez lehet grafikus vagy hang formájában történő prezentálás.



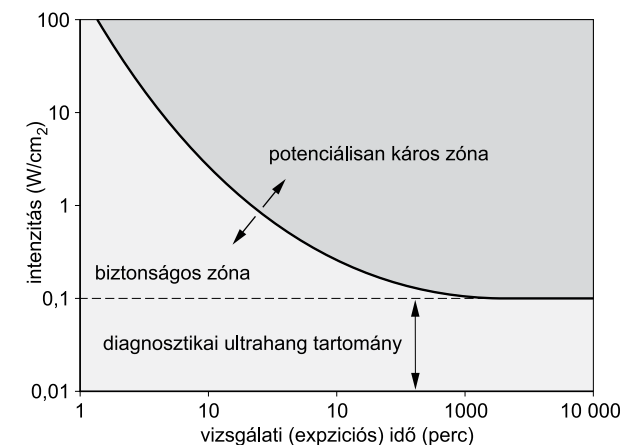
20.31. ábra Sebesség-spektrum-idő megjelenítése



20.32. ábra Egy kiválasztott sebesség megjelenítése az idő függvényében

*Audio megjelenítés.* A véráramlás okozta frekvenciaeltolódás általában a hallható hang tartományba esik. Az ultrahangkészülékeken ez egy hangszóró segítségével követhető. A Doppler-eltolódás okozta hang számos összetevőt tartalmaz, melyek frekvenciája, amplitúdója a pulzáló áramlással folyamatosan változik.

*Sebesség-spektrum-idő megjelenítés.* Az összes sebesség összetevőt ábrázolják az idő függvényében. Minden függőleges vonal egy adott sebességet reprezentál, ahol a vonal magassága a jelenlévő sebességtartományt mutatja, és fényessége az adott sebesség komponens relatív mennyiségét jelzi (20.31. ábra).



20.33. ábra Az ultrahang biológiai hatásait meghatározó fizikai paraméterek

*Sebesség-idő megjelenítés.* Egyetlen kiválasztott sebesség változását lehet követni az idő függvényében ezzel a megjelenítési móddal. Számos paraméter állítható, de lehetőség van pl. átlagsebesség számolására is (20.32. ábra).

*Color-Doppler.* Az áramlási információt hozzá lehet adni egy B-módú képhez színekódolás segítségével. A Color-Dopplernél a színt az áramlás iránya és a relatív áramlási sebesség határozza meg. Hagyományosan a piros a transzducer felé, a kék a transzducertől távolodó áramlást kódolja. Az egyéb színekbe való átmenet a sebességkülönbségeket jelöli (ld. még a 22. fejezetben).

## Az ultrahang biológiai hatásai

A diagnosztikus ultrahangvizsgálat közismerten veszélytelen, káros hatásról mindeddig nem született publikáció a szakirodalomban. Ugyanakkor a többi képképző eljáráshoz hasonlóan a vizsgálat során energia rakódik le a vizsgált szervezetben, melyeket a készülékek mechanikus és termális indexszel adnak meg. Bár káros mellékhatás nem ismert, az ALARA elve itt is érvényes. Nagy energiaintenzitás esetén ugyanakkor az ultrahang képes hő és mechanikai károsodást okozni: valójában mindkét hatást alkalmazzák terápiás célból, úgy, mint a fókuszált ultrahang ablációt és a vesekövek zúzására használt litotripszia (20.33. ábra).

## 21 . fejezet

# Fejlesztések az ultrahang-képképzésben

*Barta Miklós, Harkányi Zoltán, Morvay Zita*

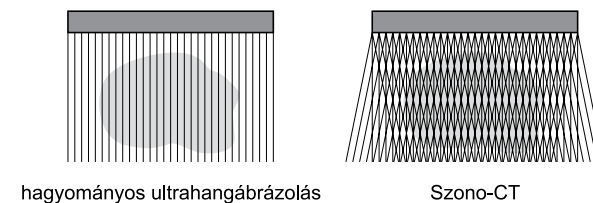
## Panoráma-ultrahangkép

A panoráma-ultrahangkép a transzducer hosszanti mozgatásával jön létre, az egyes képek folyamatosan egymás mellé kerülnek. Viszonylag rövid gyakorlat után igen demonstratív „nagy” ultrahangképek készíthetők, melyeken egy összefüggő régió (pl. pajzsmirigy, lágyszövetek, máj) képe látható. A konzultációt nagyon jól segíti ez az opció. Beállítása nem különbözik a 2D-vizsgálatától.

## Sono-CT (real-time compound technika)

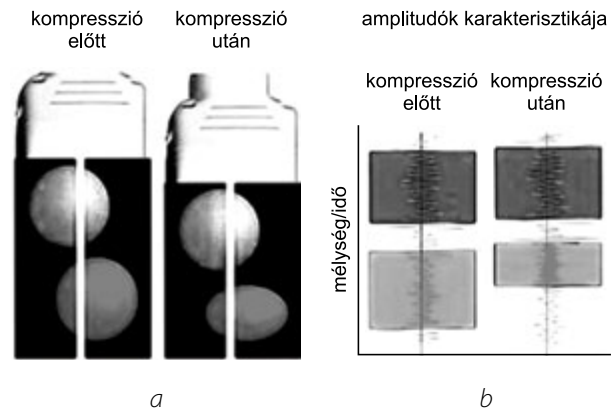
A B-képek minőségének javítását, többek közt az érfalak állapotának, a plakkoknak a megítélését célozza a sono-CT. Ennek lényege, hogy a mindenkor látható B-kép maximum 9 különböző irányból felvett B-kép összegzéséből épül fel (21.1. ábra).

A 3-9 különböző nyalábirányt az ismert „beam-steering” módszerrel a „phased-array” iránymeghatározó elve szerint állítja be a készülék. A színes Dopplernél a kedvezőbb  $\Theta$ -szög elérése érdekében alkalmazott beam-steering  $\pm 20$  fokos szögéből kiindulva a sono-CT egyes irányai egymástól 4,4 fokkal térnek el. Az első tapasztalatok alapján megállapítható, hogy az ezzel a módszerrel „körüljáró” struktúrák szebben ábrázolódnak, és így a plakkok kontúrjai és belső szerkezete jobban



**21.1. ábra** Sono-CT leképezés alapelve. A hagyományos egyirányú letapogatással szemben 9 különböző irányból történik az adott sík ábrázolása





**21.2. ábra** Sonoelasztográfia sémás bemutatása. Kompresszió előtt és után látható kemény és lágy szövet (képlet) viselkedése (a). Azonos nyomás hatására a lágy szövet a keményebbnél jobban deformálódik. A következményes elmozdulás, az amplitúdók mélységi átrendeződése látható az egymást követő képeken (b)

felismerhető. Műtermékárnyékok is eltüntethetők a módszerrel. Újabban hasi vizsgálatoknál is alkalmazható a sono-CT.

## Sonoelasztográfia

A sonoelasztográfias vizsgálatnál a vizsgálandó területet a transzducerrel finoman összenyomják. Ennek következtében az alatta lévő lágyabb szövetek jobban, a keményebbek kevésbé nyomódnak össze, és ezek a B-képen a színekódolt ábrázolás következtében megkülönböztethetők (21.2. ábra).

Gyulladásos vagy daganatos folyamatok, kötőszövetes átépülés (pl. cirrhosis) a szöveti struktúra keményebbé, rugalmatlanabbá válását okozhatják. Ennek mértékét a rugalmassági együttható (Young modulus) megváltozása jellemzi.

A transzducerrel való nyomás következtében a szövetek nyaláb irányban (axiálisan) nemcsak összenyomódnak, hanem a keménységüktől (rugalmasságuktól) függően oldalra, laterális irányban pedig kiterjednek. A Hitachi olyan autokorrelációs szoftvert dolgozott ki, amely mind az axiális, mind a laterális méretváltozást kvantitatívan is kiértékeli. A keményebb struktúrákat kék színnel, a lágyabbakat pirossal jelzi a színekódolt B-képen. Mivel a keménységi értékekben átmenetek is jelen vannak, a színekódolás ennek megfelelően színárnyalatokat produkál. Az irodalomban megjelentek az első közlemények az emlő-, pajzsmirigy-, prostata- és a pancreasdaganatok sonoelasztográfias vizsgálatairól.

A standard lineáris transzducereken kívül ma már endocavitalis és endoscopos transzducerek is képesek sonoelasztográfiára! (A bemutatott példák: UH-endoscopiára jóindulatú nyirokcsomó a gyomorfal mentén, prostata-carcinoma, valamint példák a standard lineáris transzducerrel: invazív ductalis emlőcarcinoma, DCIS, emlőhamartoma, metastaticus nyirokcsomók pajzsmirigy-carcinoma következtében.)

Egyes esetekben (a szövetek rugalmasságának viszonyított ábrázolásán kívül) kvantitatív becslés is elérhető. Az ún. „strain arány” a kompresszió mértékétől függetlenül látható, és hasznos kvantitatív becslést nyújt, jó reprodukálhatósággal.

A módszer klinikai értékelése szerint a léziók gyorsabban és nagyobb pontossággal karakterizálhatók, mint csupán a standard B-módú kép segítségével.

Az elasztográfiát ma már a Siemens cég is alkalmazza: eSie Touch™ Elasticity Imaging.

## Felharmonikus ábrázolás (tissue harmonic imaging = THI)

A THI képképzésre a szövetekben keletkező, a kibocsátási (fundamentális) ultrahang-frekvencia egészszámú többszöröseit jelentő felharmonikusokat használjuk fel. Megkülönböztetünk szöveti (THI) és a kontrasztanyagok vizsgálatoknál használt harmonikus képképzést (CHI).

A felharmonikusok a fő ultrahang-frekvenciák egészszámú többszörösei. (Pl. 3,5 MHz – 7,0 MHz.) A felharmonikusok a szövetekben keletkeznek a fő frekvenciákból, mivel a nagyobb nyomású fél-periódusokban (sűrűsödéskor) kicsit nagyobb a terjedési sebesség és viszont, ritkuláskor kisebb. Az eredeti szinuszos rezgéscsomag ezért torzul, azaz felharmonikusok keletkeznek (FOURIER, 1822). Az ultrahang vételénél a fő frekvenciájú rezgéseket törlik (pulzus inverziós technikával: PIHI). A felharmonikus frekvenciák segítségével zajmentesebb, pontosabban értékelhető, kétdimenziós képeket nyerhetünk. Ez elsősorban a parenchymás szervek szerkezetének finomabb értékelésében használható. Beállítása megegyezik a 2D-vizsgálatnál leírtakkal. Az alapfrekvencián végzett vizsgálathoz viszonyítva az erősítésbeállítás korrekciója szükséges. A vizsgálathoz THI és a CHI szélessávú vizsgálófejek szükségesek.

## Kontraszt-harmonikus ábrázolás (contrast harmonic

### imaging = CHI)

*Kontraszt-harmonikus ábrázolás:* a kontrasztanyagból származó ultrahangjelek szelektív regisztrálása és megjelenítése. Kiegészítő szoftver a korszerű ultrahang-berendezésekben.

*Mikrobuborék:* 7 mikronnál kisebb átmérőjű lég-/gázbuborékok, melyek áthaladnak a tüdőcapillárisokon.

**Ultrahang-kontrasztanyag (UKA) (21.3–5. ábra):** általában vivőanyaghoz kötött mikrobuborékok beadása után, az ultrahang és a kontrasztanyag interakciója miatt felerősödött, megváltozott ultrahangjeleket detektáljuk. A cél olyan érkepletek kimutatása, melyek nem láthatók natív vizsgálattal, illetve a parenchymás szövetekben lévő elváltozások pontosabban diagnosztizálhatók.

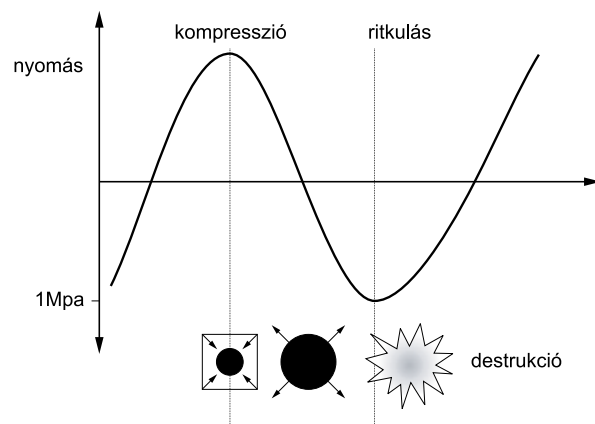
Az UKA hatásának közös jellemzője, hogy a vénásan beadott mikrobuborékok (levegő vagy egyéb gáz) révén az erekben lévő buborékokból származó ultrahangjelek intenzitása jelentősen felerősödik. Három fizikai jelenséget használunk a kontrasztanyag vizsgálatoknál: 1. *reflexió*, az ultrahang-visszaverődés, 2. a *rezgés*, és a 3. *buborékdestrukcióval* keletkező jelek értékelése. A kívánt hatás a mechanikai index (MI) változtatásával, a kimenő ultrahang-teljesítménnyel befolyásolható.

Az ultrahangjeleket speciális szoftverrel (kontraszt-harmonikus ábrázolás, CHI) detektáljuk, és a kapott képeket megjelenítjük, értékeljük. Az ultrahang energiájának függvényében vizsgálhatjuk a gázbuborékok rezgését, vagy magasabb energia esetén szétpukkasztjuk azokat (stimulált akusztikus emisszió jelensége, SAE). A kontrasztanyag buborékok és a környező szövetek ultrahangjelei elkülöníthetők egymástól.

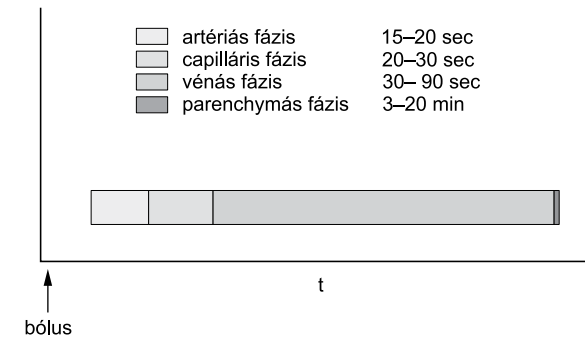
A vivőanyaghoz kötött apró buborékok vénásan adhatók, és kis méretük (2-6 mikron) miatt áthaladnak a tüdőcapillarison, megjelennek az artériás oldalon is. A keringésdinamika – a CT- és MR-vizsgálatokhoz hasonlóan – megfigyelhető az UKA beadása után, így pl. májdaganatokat artériás és vénás fázisban is vizsgálhatunk. Lényeges, hogy az UKA intravasculárisan marad, szemben az MR- és a CT-vizsgálatnál alkalmazott kontrasztanyagokkal.

### Főbb indikációk:

**Vese:** renovascularis hipertonia, vesedaganatok, vesetrauma, vena renalis thrombosis, veseinfarctus.



21.3. ábra Ultrahang-kontrasztanyagok és ultrahang-interakció

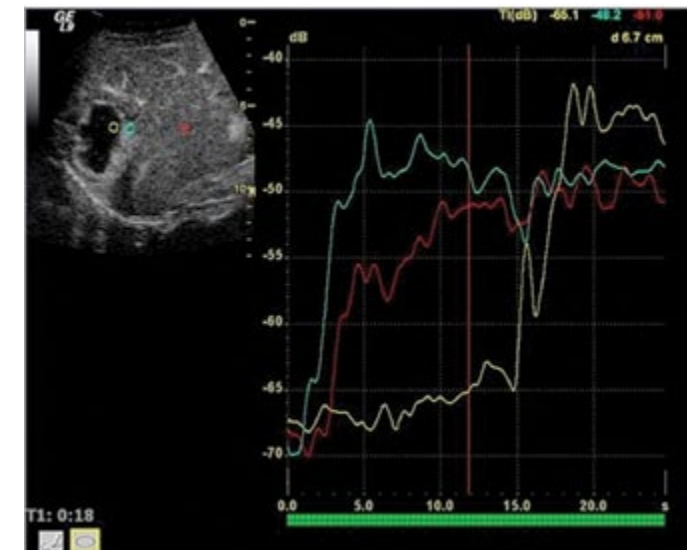


21.4. ábra Máj-UKA-vizsgálatok időzítése

**Máj:** portalis hipertonia (shuntök), májtumorok (diagnózis, ellenőrzés), portalis thrombosis, Budd–Chiari-szindróma, transzplantált máj.

**Agy, szem:** ACI-stenosis, occlusio, TIA/stroke utáni állapot, technikailag nem megfelelő TCCD, postoperatív állapotok, revascularisatio, szentumorok.

**Perifériás erek:** vénás thrombosis, recanalisatio, vénás fejlődési rendellenességek, bypass graft ellenőrzése, artériás stenosis, occlusio.



21.5. ábra Ultrahang-kontrasztanyag málvizsgálat. idő–időintenzitás görbe a májtumor széléről és a környező májjállományból

*Szív:* intracardialis shunt, szívüregek mérése, myocardium és coronariakeringés.

*Kismencede:* vizeletreflux gyermekekben (VUR), tubaátjárhatóság (szonoszalpingográfia).

*Lágyrészek:* emlőtumorok, heg, recidiva, torsio testis, perifériás nyirokcsomók, lágyrésztumorok.

A beteg megfelelő tájékoztatása, írásos beleegyezése szükséges (más kontrasztvizsgálatokhoz hasonlóan). Levovist esetén kontraindikáció: galactosaemia és terhesség. Világszerte legelterjedtebb UKA a SonoVue, de mások is használatosak, és újabbak megjelenése várható. Jelentős szövdmény nem fordul elő, a kísérő tünetek ritkák.

Az UKA-vizsgálatok értékelésének egyik legizgalmasabb és legígéretesebb lehetősége, hogy a daganatok keringésdinamikájáról szerezzünk újabb adatokat.

Az UKA-vizsgálat időigénye minimálisan 20–30 perc. Ma még nehezen elemezhető, hogy pontosan mennyivel csökkenthető a további vizsgálatok száma (CT, MR, angiográfia) egy megfelelően indikált és végrehajtott kontrasztvizsgálattal. A nemzetközi tapasztalatok arra utalnak, hogy reálisan számolhatunk ezzel a lehetőséggel.

A második generációs UKA-ok valós idejű (real-time) kontrasztanyag vizsgálatokat tesznek lehetővé. Lényegesen fokozzák a gócos májléziók kimutathatóságát és karakterizálását, olyannyira, hogy már a májdaganatok kórismézéséhez nemzetközi irányelveket vezettek be. A vascularis ultrahang-diagnosztikában is megalapozott szerepet töltenek be, és néhány új klinikai alkalmazás is megvalósult.

Az újabb generációs UKA-os vizsgálatokat (pulzus inverziós móddal) nagyon kicsi mechanikus index ( $MI < 0,2$ ) alkalmazásával végzik, szövet-harmonikus képzés nélkül, aminek lényeges előnye, hogy a buborékdestrukció minimális, így real-time scannelés alkalmazható. (A mikrobuborék jelek elkülönülnek a szöveti jelektől.) Az UKA-os vizsgálatok sokkal könnyebben végrehajthatók, amióta nincs szükség speciális technikára. A korszerű UKA-os vizsgálatok kulcsfontosságú lehetőségei napjainkban (2007):

- A kis mechanikai index minimalizálja a mikrobuborék-destrukciót, és lehetővé teszi a mikrobuborékok vérben való tartózkodásának real-time megfigyelését perceként az injekciót követően.
- A mikrobuborék-specifikus képzési módoknak és az újabb típusú mikrobuborékok kombinálásának kitűnő érzékenysége az US alkalmazhatóságának a kibővülését eredményezi, így ma már a mikrocirkuláció és a nagyobb erek is tanulmányozhatók.
- A mikrobuborékoknak mint „jelzőmolekulának” (tracer) az alkalmazása az ultrahang számára utat nyit a funkcionális tanulmányok irányába.
- Ligandok és nagy molekulák csatolhatók a mikrobuborékokhoz, lehetővé téve a célzott molekuláris képzést és a gyógyszer-, valamint a génszállítást (terápiát) ezen eszközök használatával.

A májbetegségek köréből kiemelkedő jelentőségű: a perkután tumor ablációs módszerek vezérlése és a májsebészetben az UKA-k intraoperatív felhasználása.

Európai irányelvek deklarálása is megtörtént már a máj UKA-os vizsgálatában. A cirrhoticus máj gócos betegségeiben a UKA ultrahang a CT-vel és MR-rel azonos értékű dinamikus vizsgálatként szerepel a diagnosztikus algoritmusban.

Tranquart F. szerint (ECR 2007 anyag /GE/) széleskörű európai bizottság kiterjesztette a guideline-okat a pancreasra, májra, vesére stb., és 2007 közepére várható az anyag megjelenése.

Kiemelkedő jelentőségű például, hogy a jó- és rosszindulatú májdaganatok UKA-val nagy pontossággal ábrázolhatók, differenciálhatók.

*Új klinikai alkalmazások:*

- Fedett hasi traumák
- Női kismencede
- Emlő és sentinel nyirokcsomók
- Prostate-carcinoma
- Rheumatoid arthritis

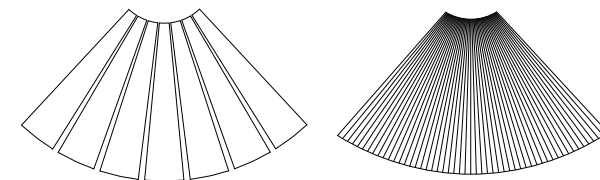
23188 vizsgálat alapján (F. Piscaglia, L. Bolondi: Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 32, No. 9., pp.1369–1375, 2006): a második generációs UKA: SonoVue biztonságos a hasi vizsgálatoknál, és a mellékhatások mértéke kisebb vagy hasonló, mint az MR-kontrasztanyagoké.

## ZONARE-technika (zóna szonográfia)

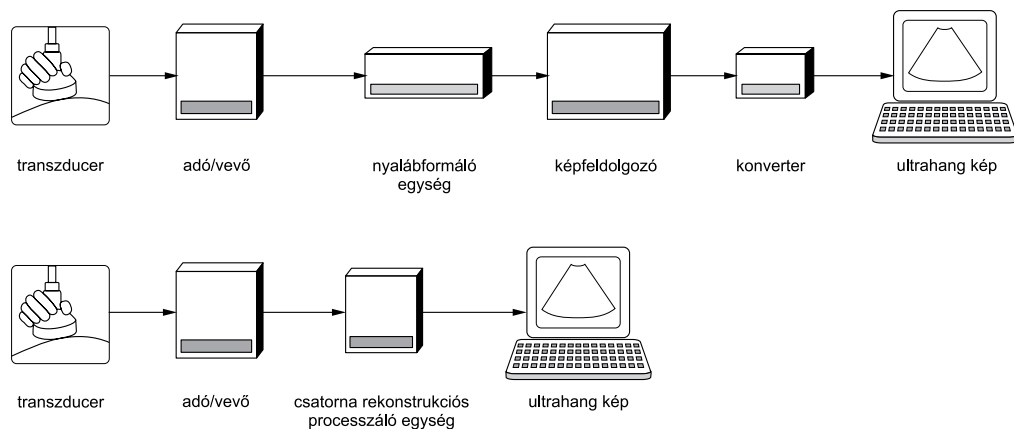
A ZONARE Medical Systems 2004-ben, az RSNA-n, Chicagóban került bemutatásra.

A zóna szonográfia **alapjaiban új elmélet** az ultrahang segítségével történő képzésben. Két alapvető elméletre épül:

1. A konvencionális ultrahang-diagnosztikai berendezések, az ábrázolandó anatómiát vonalról vonalra pásztázzák és olvassák be a képfeldolgozó egységbe (beamformer), a hangterjedés sebességének megfelelően. Egy átlagos kép előállítása kb. 52 msec-ig tart. Ezzel szemben a zóna szintű beolvasásnak köszönhetően a nagyobb zónák beolvasásával az anatómiai információ gyorsabban – 1 kép = 5,2 msec – alatt kerül a feldolgozó egységbe, ahol a képzés nagy sebességgel megtörténik (21.6. ábra).



**21.6. ábra** ZONARE-technika illusztrálása. Bal oldalon a vertikális zónák a zóna szonográfia technikájának megfelelő képvizítést mutatja be. Jobb oldalon a hagyományos módszer szerinti; vonalankénti képvizítést demonstrált



**21.7. ábra** A zóna szonográfia szerinti technológia a beamformert, a kép processzort és a scan konvertert – melyek a hagyományos ultrahangrendszerben jellemzően hardver komponensek – kombinálja szoftver alapú Csatorna Rekonstrukciós Processzáló egységbe (Channel Domain Processing Unit)

Az ultrahanghullámoknak a szövetben történő terjedési sebessége ezen túl nem jelent már gyorsasági korlátot a feldolgozás és képkalkotás során.

2. A konvencionális ultrahang-diagnosztikai berendezések, az ábrázolandó anatómiát a képfeldolgozó egységükben (analog v. digitális beamformer – Image processzor – Scan Converter) egy terjedelmes, költséges, könnyen meghibásodó és nehezen javítható hardverrel dolgozzák fel. Ezzel szemben a ZONARE-ben egy flexibilis software-alapú Csatorna Rekonstrukciós Processzáló zajlik, mely komplexebb és egyúttal szabadabb echó adatfeldolgozást és képkalkotást tesz lehetővé. A feldolgozás motorja egy processzor, az azt működtető szoftver és a munkájukat elősegítő memória (21.7. ábra).

Az upgrade olcsón és egyszerűen elvégezhető. Az utóbbi évek számítástechnikai fejlesztését megfigyelve átlagosan 18 havonta megduplázódik a processzorok sebessége, valamint a memóriák kapacitása, így a ZONARE mai alapját képező hardver folyamatos fejlődése biztosított, és az erre megírt szoftver eddig még nem alkalmazott diagnosztikai eljárások megvalósítását teszi lehetővé.

A ZONARE „agyát” az akkumulátorral is mindössze 2,49 kg súlyú, hordozható egységet (Scan Engine) elég csak kiemelni a konzolból és máris szabadon mozgatható.

Utólagos jeldetektálás (gain) állítási (!) és egyéb processzálási lehetőség adott az eltárolt képen (ugyanis az eredeti képadat a memóriában kerül tárolásra).

## Professzionális ultrahang-navigáció

A navigációs rendszer a különböző képkalkotó módszerek hagyományos összehasonlítási technikáját emeli professzionális szintre oly módon, hogy a különböző modalitások képeinek összetartozó elemeit identikus pontokként feltüntetve, egy készüléken (ultrahang), egy monitoron, valós idejű rekonstrukcióban mutatja be. Ezáltal az ultrahangvizsgálatot az egyéb képkalkotó módszerek mellett egy eddig nem elérhető lehetőséggel bővítették. Az ultrahang-navigációs rendszer használatával helyettesíthető számos esetben a CT- vagy MR-vezérelt mintavétel. A hagyományosan ultrahangvezérelt terápiai beavatkozások, mint például a rádiófrekvenciás ablatio, hatékonyságának mértéke az eljárást követően azonnal megítélhető az ablált terület ultrahangképének az eredeti CT/MR képre vetítésével. A legújabb fejlesztések a mágneses jeladóval felszerelt biopsziás, rádiófrekvenciás tűk felé irányulnak, melyek segítségével a tű útja nem csak a real time ultrahangképen, hanem a betegről korábban elkészített CT/MR képre vetítve is látható. Amennyiben ez is felhasználható lesz a virtuális navigációs rendszerrel együtt, lehetőség nyílik egy ultrahangos munkahelyen virtuális CT/MR-vezérelt beavatkozások végzésére.

A rendszer alaphelyzetben egy digitális, csúcskategóriás ultrahang-berendezésként működik. A navigációs program elindítása lehetőséget ad arra, hogy egy betegről készült CT/MR/PET CT-vizsgálat DICOM formátumú képanyagát az UH-készülékbe importáljuk, azokat megtekintsük, és néhány utólagos képmanipulációt elvégezzünk. Ezen képekből az aktuálisan leginformatívabb „szelet” kiválasztása után, az ennek megfelelő UH-metszetet kell – a már valós idejű ultrahanggal – beállítani és (a választott regisztrációs módszertől függően) az identikus képpontok megfeleltetését a monitoron elvégezni. A készülék az ultrahang- és a CT/MR-képet egymás mellett, sőt egymásra vetítve is megjeleníti a lehető legpontosabb illesztés elérése érdekében, melyet követően az ultrahangos vizsgálófej mozgásával a képek már real-time rekonstruálódnak. Így az ultrahangvizsgálat során a betegről korábban készült CT/MR-vizsgálat képeinek identikus síkú megjelenítését is láthatjuk valós időben, a transzducer által meghatározott bármely síkban.

A virtuális navigációs rendszer a szoftveren kívül mindössze egy kis jeladóból áll, melyet a transzducerre kell felhelyezni, valamint egy kis „dobozkából”, mely a mágneses teret hozza létre a beteg körül. Ebben a térben határozza meg a készülék a vizsgálófej helyzetét és mozgását a megfelelő képrekonstrukcióhoz. Ahhoz, hogy a navigációt az intervenciós radiológiában alkalmazni lehessen, a különböző modalitások által alkotott képek pontos megfeleltetése szükséges. Ez három módon tehető meg:

1. **Külső markerek.** Ezzel a módszerrel illeszthetők a legkönnyebben és a legpontosabban az ultrahang- és a CT/MR-képek. A módszer feltétele – és egyben hátránya –, hogy már a CT/MR- vagy PET-CT-vizsgálat megkezdése előtt a beteg testfelszínére a vizsgált terü-

leten kis markereket kell felragasztani. Ezeket a navigációig nem szabad eltávolítani. Az ún. regisztráció során, tehát a képek korreláltatásakor elegendő az ultrahangkészülék egy erre a célra alkalmazott jeladóját megfelelő sorrendben a markerekhez érinteni a pontos illesztéshez.

2. *Belső (anatómiai) markerek.* Amennyiben a CT/MR-vizsgálat más intézetben történt, vagy azok elvégzésekor még nem gondoltunk a későbbi esetleges navigációra, és külső markerekkel nem rendelkezünk, ún. anatómiai illesztési pontokat kell alkalmaznunk. Ezen regisztráció során az importált képekhez hasonló beállítású ultrahangos metszeti síkokat kell keresnünk, majd az identikus anatómiai struktúrákat egy-egy ponttal megjelölnünk. Négy-öt ilyen pont meghatározása elegendő.
3. *Azonos síkok beállítása.* Abban az esetben, ha nincs szükség milliméteres pontosságú képfúzióra, csak bizonyos elváltozások méretének változását kívánjuk megítélni, vagy egyes képletek, góccok helyzetét keressük, elegendő a regisztráció oly módon, hogy a különböző képkalkotó modalitások azonos harántszelleti síkjait korreláltatjuk. Ez a módszer igényli a legnagyobb gyakorlatot és hordozza magában a legnagyobb tévesztési lehetőséget.

### Indikációs kör

A virtuális navigációs rendszer többlétszolgáltatása az intervenciós radiológiában aknázható ki a legjobban. A mágneses virtuális navigációs rendszer alkalmazása a következő esetekben nyújt jelentős előnyöket:

- minden olyan esetben, amikor egy CT/MR-vizsgálattal látható, de ultrahanggal egyébként nem vagy nehezen felismerhető elváltozás azonosítása szükséges, diagnosztikus vagy intervenciós radiológiai terápiás beavatkozás tervezése, végzése céljából;
- olyan izoehogén képletek azonosítása ultrahanggal, melyek CT-vizsgálattal is csak a kontraszthalmozásuk alapján különíthetők el;
- rekeszkupola alatti, retroperitoneális, kismedencei képletek célzása szövetmintavételhez, egyéb intervencióhoz (pl. PET-CT pozitív, de érdemi morfológiai elváltozást nem okozó területekről történő mintavétel);
- nagy góccok intervenciója, melyek ultrahangvizsgálattal csak részleteiben ábrázolhatók;
- daganatok térfogatának, határainak pontos ábrázolása intervenciós radiológiai beavatkozások során (pl. rádiófrekvenciás ablatio sikerességének megítélésére is használható, nem csak a vezérlésben nyújt könnyedséget, hanem a képfúzió segítségével, a kezelt terület és a daganat valós méretének összevetésével, a terápiában fontos szereppel bíró biztonsági zóna korrekt ábrázolásában is);
- csont mögötti területek intervenciós radiológiai megközelítése;
- ultrahangvizsgálattal nehezen ábrázolható, „rossz helyzetű” képletek terápiás megközelítése (pl. ganglion coeliacum blokádnál stb.).

### 3 dimenziós (3D) és többsíkú ultrahang-ábrázolás, real-time „4D”-ábrázolás

Többféle műszaki megoldással a transzducer mérete által meghatározott méretben egy szervtér fogatot elemezhetünk térben (3D), illetve tetszőlegesen rekonstruált síkokban (többsíkú vagy multiplanáris rekonstrukció) is. Az egyes készülékeknél igen eltérő a képrekonstrukciók ideje és a rekonstruált képek minősége is. Beállítása készülékfüggő, a 3D felvétel elkészítése azonban egyre egyszerűbb.

A térfogat megjelenítés (volumen rendering) a volumen, a voxelek háromdimenziós elrendezése ugyanúgy, mint ahogy egy kép az elemi képpontok (pixelek) kétdimenziós elrendezése. A voxel a volumen alapegysége. A volumen transzducertől függően általában  $128^3$ - $512^3$  voxelből áll.

Három alapvető volumenmegjelenítő módszer létezik:

1. *Felületi képösszegzés* (surface rendering), melynél a nagymértékben eltérő akusztikus keménységű szövetek határfelületéről (amnionfolyadék és magzat) fotorealisztikus képek készíthetők.
2. *Térfogati képösszegzés* (volumen rendering, glass body, X-ray mode), melynél a beszkenelt szöveti tömb különböző fokozatokban átlátszóvá tehető, így jól ábrázolható pl. a magzati csontozat.
3. A *többsíkú megjelenítés* (multiplanar imaging), melynél a beszkenelt szöveti tömbből tetszés szerinti három egymásra merőleges metszeti sík képe jelenik meg.

Az elkészített, végleges háromdimenziós kép (a felesleges képelemeket ugyanis előzetesen levágjuk) egy keretben jelenik meg, amely képhurokként (cine loop) forgatható.

A klinikai alkalmazások közül a lényegesebbek:

- szülészeten; az uterus veleszületett anomáliáinak a felfedezése, arc- és végtag-anomáliák ábrázolása;
- radiológiában: hasi és kismedencei kórképek kórismézésének kiegészítő módszere (pl. virtuális cystoscopia), egyes képletek; daganatok térfogatának mérése, változása, ultrahangvezérelt biopszia könnyebb kivitelezése, lágyrészváltozások (emlő, here, prostata), ill. ízületek vizsgálata.

Hangsúlyozni kell, hogy amit a B-módban (2D-ben) nem látunk, az nem ábrázolható 3D és 4D módszerrel sem. A 3D technika előnye, hogy a térbeli viszonyokat jobban ábrázolja a többsíkú leképezés segítségével, a képösszegzés révén az információkat különböző módon át tudjuk alakítani. Egyes anatómiai területek, korlátozott hozzáférhetőségük miatt, ultrahanggal csak két síkban ábrázolhatók, ilyenkor a 3D leképezés útján a harmadik sík előállítását (pl. szem és szemüreg coronalis sík leképezése, csecsemőknél a nagykutacson át az intracranialis képletekről axialis sík) klinikailag jelentős haszonnal jár.

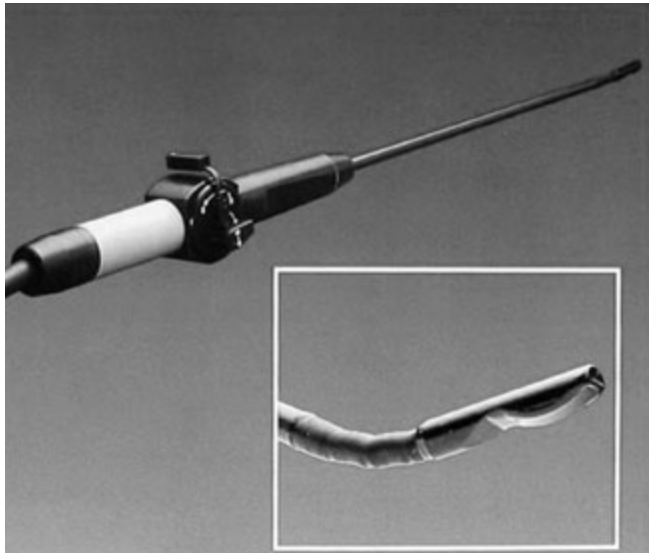


A 4D ultrahangkép megjelenítése mozgásban, valós idejű (real-time) 3D ultrahangvizsgálatot jelent. Alapját természetesen a számítástechnika nagyfokú fejlődése adta. A gyors mikroprocesszorok és bizonyos szimultán képalkotási technikák megjelenése lehetővé tette a másodpercenkénti 16 volumen (> 4000 frame/sec), sőt a legkisebb szöveti tömb beállításával a 35 volumen/sec megjelenítését. Ennek jelentősége a kardiológiában az, hogy egy parasternális transzducer pozícióból elkészíthetők a mozgó szívről apicális, anterior vagy superior képek is. A legkönnyebben a mitrális billentyű jeleníthető meg, de a szív egyéb részeinek szívciklusonkénti, többsíkú, szimultán ábrázolása az ép és kóros viszonyok felismerését nagymértékben megkönnyíti.

A 4D-biopszia pedig a túlbiztonságos, real-time és térben megfigyelhető vezetését teszi lehetővé.

## Helyszíni, intraoperatív és endoscopos ultrahangvizsgálatok

*Helyszíni* ultrahangvizsgálatok egyre jobb minőséggel végezhetők kisméretű, könnyen szállítható, mobil, ill. hordozható készülékekkel. A sürgősségi ellátásban, kórtermekben, intenzív osztályokon nyújtanak jelentős segítséget. Digitális képtárolási lehetőség ma már adott a korszerű berendezéseknél.



**21.8. ábra** A laparoscopos ultrahangvizsgáló speciális magas frekvenciájú konvex vagy lineáris transzducerrel történik, melyet a laparoscop munkacsatornáján lehet bevezetni a hasüregbe, a kismedencébe, thoracoscopia esetén a mellkasüregbe

Kis méretű transzducerekkel a sebész munkáját hatékonyan támogató *intraoperatív* vizsgálatok végezhetők. A sterilitás szabályait természetesen be kell tartani.

*Laparoscopos* ultrahangvizsgálat speciális, magas frekvenciájú, konvex vagy lineáris transzducerrel történik, melyet a laparoscop munkacsatornáján lehet bevezetni a hasüregbe, a kismedencébe, thoracoscopia esetén a mellkasüregbe (21.8. ábra).

A műtét módját, technikáját azzal is segíti a módszer, hogy ultrahanggal nemcsak a szervek felszíne látható, hanem szerkezetük is elemezhető, különösen a mélyben elhelyezkedő kóros képletek (pl. máj, pancreas, uterus, nyirokcsomók) optimális sebészi megközelítése, ill. eltávolítása végezhető.

*Endoscopos* ultrahangvizsgálattal a luminalis szervek (pl. nyelőcső, gyomor, duodenum, rectum, hörgők) és a környezet (pl. pancreas) értékelhető, főleg daganatok kimutatása céljából. A fiberoscop munkacsatornáján keresztül levezetett magas frekvenciájú (legalább 10 MHz) transzducerrel elemezhető a fal elváltozások, azok mélységi kiterjedése, valamint közvetlen környezetük. Ultrahangvezérelt célzott szövettani mintavétel is elvégezhető.

Ma már az erek belső felszíne (*intravasculáris* UH), kis vezetékek (*intraductális* UH), mint epeutak, Wirsung-vezeték is értékelhető speciális transzducerekkel.

## Ultrahang-biomikroszkópia (UBM)

30-80 MHz frekvenciájú transzducerrel, maximum 5 mm mélységig, gyakorlatilag mikroszkopikus felbontású képek nyerhetők a testfelszín struktúráiról. A módszert ezért nevezzük ultrahang-biomikroszkópiának (UBM). Legelterjedtebb felhasználása a szemészetben valósult meg az elülső szegment ábrázolásával. Ígéretes módszer a bőrgyógyászat számára is.



## 22. fejezet

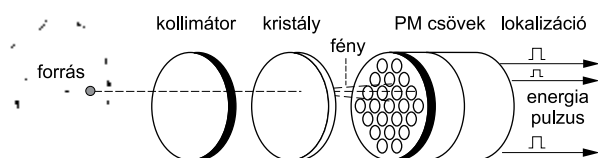
## Izotóp képalkotás

Bogner Péter

## Bevezető

Az izotóp képalkotó eljárások során készített képek a szervezetbe juttatott radioaktív anyag megoszlását tükrözik. Korábban ezeket a képeket úgynevezett rektilineáris kamerával készítették, melyeket később felváltott a gammakamera és a SPECT. A gammakamera a gammafotonokat emitáló radioaktív forrásról készít képet, némileg hasonlóképpen a fényképezőgéphez, ugyanakkor a röntgenkép készítésével is számos hasonlóságot mutat.

A gammakamera főbb alkotórészeit a 22.1. ábra mutatja. Minden alkotórész specifikus feladatot lát el azon célból, hogy a gammafoton-képet „fény-képpé” alakítsa, majd ezt a fény-képet megfelelő módon megjelenítse. Az első alkotórész a kollimátor, melynek feladata, hogy a gammaképet a szcintillációs kristály felületére vetítse. A szcintillációs kristály abszorbeálja a gammafotonokat, és azokat fényfotónná konvertálja. A kristályon megjelenő fény-kép intenzitása (fényereje) rendkívül alacsony, ezért ezt közvetlen módon nem látnánk. Ezért kell egy fotoelektron sokszorozó rendszert alkalmazni, melynek két specifikus feladata van: egyrészt a fény-képet elektromos pulzussá alakítja, majd erősíti, másrészt az ezt a jelet, azaz az elektromos pulzust lokalizálja. A fotoelektron sokszorozóból kimenő elektromos jel három összetevőből áll, melyek közül az egyik a gammafoton energiáját reprezentálja, a másik két elektromos jel pedig a kép területén lokalizálja az előző jel pozícióját. A foton energiáját reprezentáló elektromos jel egy úgynevezett jelanalizátorba megy, mely segít az energiaspektrum megfelelő részének megjelenítésében. A jelanalizátorból származó információ további számítógépes feldolgozást is lehetővé tesz.



22.1. ábra A gammakamera főbb alkotórészei

## A gammakamera jellemzői

Ahhoz, hogy a gammakamerát a különböző vizsgálatokhoz megfelelőképpen tudjuk használni, ismernünk kell a kamera képalkotással összefüggő jellemzőit. Bizonyos vizsgálatoknál kívánatos ezeket a jellemzőket megváltoztatni annak érdekében, hogy megfelelő vizsgálati eredményt kapjunk.

## Érzékenység

Egy átlagos vizsgálat során a radioaktív anyagból kilépő gammafotonoknak csak nagyon kis hányada vesz részt a kép kialakításában. Ennek egyik fő oka, hogy a radioaktív anyagból a fotonok a tér minden irányába bocsátódnak ki és természetesen csak azok a fotonok lesznek értékesek a képalkotás szempontjából, melyek a gammakamera irányába tartanak, illetve a kollimátor-nyílásokon keresztül a szcintillációs kristályban abszorbeálódnak. Azok a fotonok tehát, melyek a kristályban nem abszorbeálódnak, elvesznek és „fölöslegesek” az izotóp képalkotás szempontjából. A kamera érzékenysége tehát az a tulajdonság, mely megadja, hogy milyen arányban van egymással a radiofarmakonból kibocsátott és detektált gammafotonok mennyisége.

A kamera érzékenységét számos tényező befolyásolja, így például legfőképpen a kollimátor fajtája, szerkezete. A legtöbb gammakamera rendszernek cserélhető kollimátorjai vannak, ez egy olyan tényező, mellyel a kamera érzékenységét változtatni tudjuk. Egy általános probléma, hogy az a kollimátor, amely a legnagyobb érzékenységgel rendelkezik, a legnagyobb képi elmosódottságot is okozza. Sok esetben ez utóbbi két jellemző közötti jó kompromisszumot kell megtalálni.

Egy következő tényező a *szcintillációs kristály vastagsága*, mely jelentősen befolyásolni tudja a kamera érzékenységét. A detektor hatékonysága és a kamera érzékenysége lecsökken abban az esetben, ha a gammafoton kölcsönhatás nélkül áthalad a kristályon. Ebből következik, hogy a vastagabb kristály növeli az érzékenységet, különösképpen nagyenergiájú fotonok esetén, ugyanakkor a vastagabb kristály fokozza az elmosódottságot (geometriai pontatlanság).

A kamera érzékenységét a jelanalizátor beállítás is módosítja, mivel a jelanalizátor határozza meg azt az energiatartományt, amelyből a kép készül. Ha ezt az energiatartományt nagyon szűkre szabjuk vagy a spektrum nem megfelelő részére helyezük, akkor a kamera érzékenysége jelentős mértékben csökkenhet.

Minden kamerának van egy úgynevezett *holtideje*, mely holtidő alatt a kamera nem képes újabb fényfoton kibocsátására, a hosszabb holtidő értelemszerűen csökkenti az érzékenységet, mely különösen nagy becsapódási sűrűségnél jelentkezhet.

A kamerák érzékenysége 100-1000 cps/ $\mu$ Ci tartományban változik<sup>39</sup>. Mivel 1  $\mu$ Ci nagyjából 37 000 foton/sec kibocsátást jelent, az izotóp képalkotáshoz alacsony radiofarmakon-koncentráció használható.

### A látómező (FOV – Field Of View)

A látómező a gammakamerának azért fontos tulajdonsága, mivel priméren ez a paraméter szabja meg, hogy a test mekkora részét tudjuk egyidejűleg leképezni. A látómező azonban függ a kristály méretétől, a kollimátor típusától, valamint bizonyos esetekben a kamera–tárgy távolságtól.

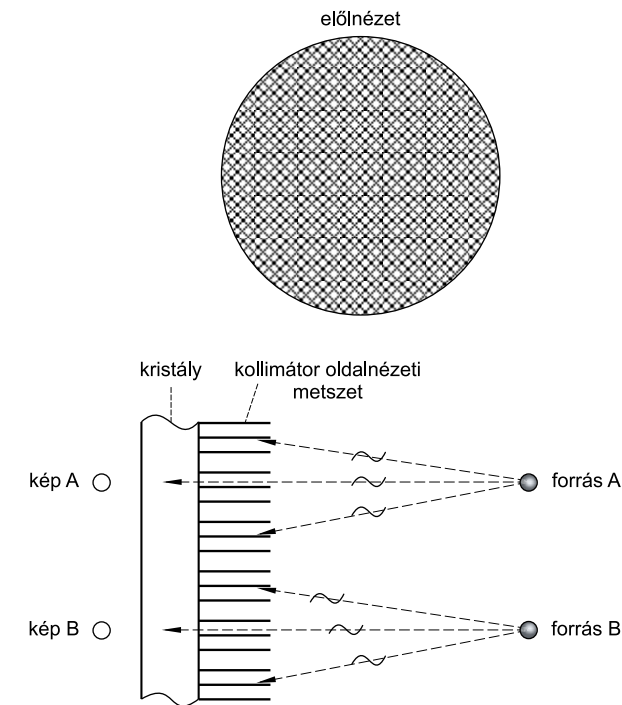
### A kollimátor

Az izotóp képalkotásban a kollimátor célja a gammafotonok „rávetítése” a szcintillációs kristály felületére. Valójában elvét és alkalmazását illetően számos analógiát fedezhetünk fel a radiográfiában használt rácsokkal.

A kollimátort általában ólomból vagy wolframból készítik, mely elemek nagy rendszámuk miatt jó fotonelnyelő képességgel rendelkeznek. A kollimátornyílások a leképezendő test egy-egy pontját képviselik, általában több száz nyílás található egy kollimátorban egymáshoz nagyon közel annak érdekében, hogy a testről, illetve a látómezőről minél pontosabb képet kapjunk (22.2. ábra). Általában a gammakamerához több cserélhető kollimátor tartozik, melyek jelentősen különbözhetnek a vastagságuk, a kollimátornyílások száma és mérete, valamint a nyílások orientációja tekintetében. Ezek a paraméterek jelentősen befolyásolják a kamera érzékenységét, a látómezőhöz tartozó kép nagyítását és kicsinyítését és a kép elmosódottságát. A felhasználónak tisztában kell lenni az említett paraméterek hatásaival annak érdekében, hogy a vizsgálatot optimális technikai feltételek mellett végezhesse el.

A kollimátorválasztás talán legfontosabb szempontja a gammafoton energiája, mely meghatározza a foton áthatolóképességét, hiszen minél nagyobb energiájú a foton, annál vastagabb anyagon képes keresztülhatolni, míg az alacsony energiájú fotonok könnyebben elnyelődnek. A kollimátornyílásokat elválasztó lamellák feladata nem más, mint a szomszédos kollimátornyílásból átlépő fotonok abszorpciója. Értelemszerű, hogy alacsony energiájú fotonok esetén viszonylag vékonyabb lamellavastagság is elegendő lehet, melynek előnye, hogy

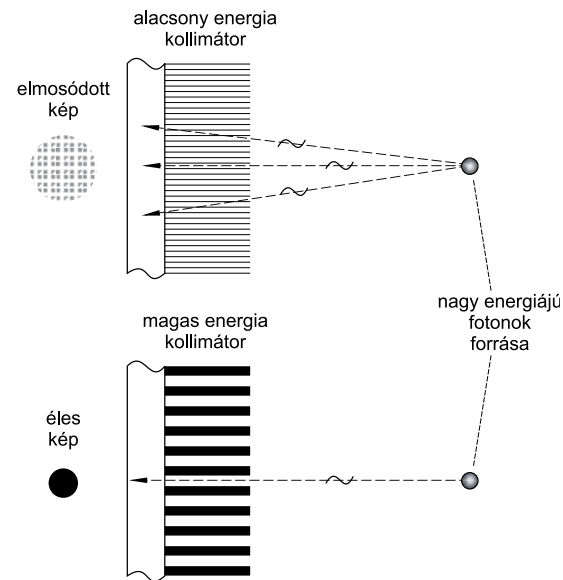
<sup>39</sup> cps – counts per second = másodpercenként detektált fotonszám



22.2. ábra A kollimátor működési elve. A kollimátornyílásokon csak a megfelelő irányból érkező gammafotonok juthatnak át

egységnyi területen lényegesen több kollimátornyílás helyezkedhet el, mely javítja az érzékenységet és a felbontóképességet. Ugyanakkor vastagabb lamellavastagságot kell alkalmazni nagyenergiájú gammafotonoknál a szomszédos nyílásokból való áthatolás „veszélye” miatt (22.3. ábra).

A 22.3. ábrán megfigyelhető, hogy a vékony lamellavastagságú kollimátorban a nagyenergiájú gammafotonok jelentős penetrációt mutatnak a szomszédos kollimátornyílások irányába, melynek eredményeképpen a pontszerű objektum elmosódott foltként fog leképeződni. A vastag lamellafalú kollimátor ezt a problémát kiküszöböli, jól definiált pontos képet ad. Ha vastag lamellafalú kollimátort alacsony energiájú gammafotonokkal használjuk, nyilvánvalóan szintén jó leképezést kapunk, de a kamera érzékenysége romlani fog. A kollimátornyílások különböző orientációjúak lehetnek, melynek köszönhetően a leképezés jellege más és más lehet.



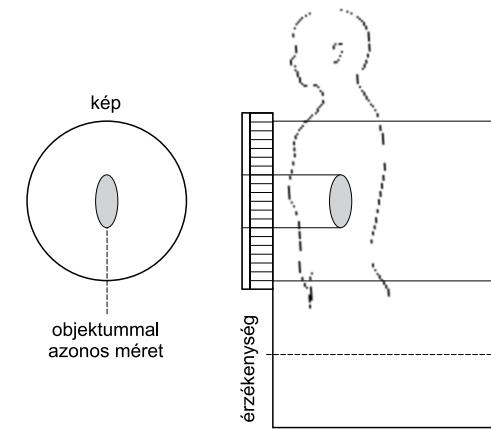
**22.3. ábra** Alacsony és magas energiájú kollimátorok összehasonlítása. Nagy energiájú fotonok a vékony lamellafalú kollimátorral elmosódott képet ad. A vastag lamellafalú kollimátornak ugyanakkor gyengébb a térbeli felbontó képessége

### Párhuzamos falú kollimátor

A 22.4. ábra egy parallel falú kollimátort és annak leképezését illusztrálja. Ez esetben a mezőméretet (FOV) a kristály mérete (átmérője) határozza meg, és a mezőméret a tárgy–kamera távolságtól független. A leképezett kép mérete az objektum méretével megegyezik, és ez az összefüggés szintén független a kamera–objektum távolságtól, következésképpen a párhuzamos falú kollimátor sem nem kicsinyít, sem nem nagyít. A kollimátoron azok a gammafotonok jutnak csak keresztül, melyek közel párhuzamosak a kollimátor nyílások falával. Ha feltételezzük, hogy az objektum (radioaktív forrás) és a kollimátor között nincsen abszorpció, akkor érthető, hogy a párhuzamosan haladó fotonok száma az objektum–kamera távolságtól nem függ. Ezért a kamera érzékenysége a párhuzamos falú kollimátorok esetén nem változik a távolsággal. A négyzetes sugárfogás tehát ilyen esetben nem érvényesül.

### A divergáló falú kollimátor

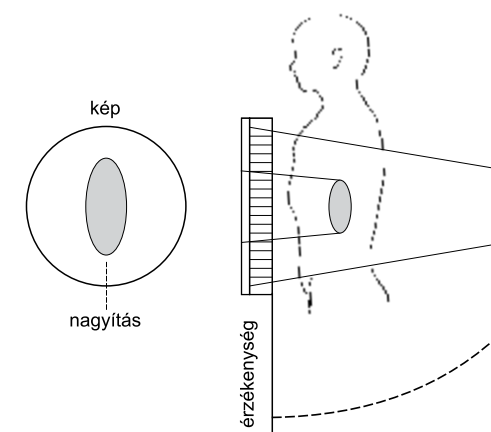
A divergáló falú kollimátorban a kollimátornyílások legyezőszerűen kinyílnak a kristály felszínétől (22.5. ábra). Ezen elrendezés miatt a kamera a kristálynál nagyobb objektum leképezésére alkalmas. A mezőméret a kollimátor–objektum távolsággal arányosan nő, ezért e kollimátortípus fő



**22.4. ábra** Párhuzamos falú kollimátor

előnye a megnövekedett mezőméretben rejlik. A mezőméret megnövekedése két tényező függvénye: a tárgy–kamera távolság, valamint a kollimátornyílások angulációja. Egy tipikus divergáló falú kollimátorban a kollimátortól 15 cm-re a látómező másfélszeresére növekszik.

A divergáló falú kollimátor tehát kisebb képet „vetít” a kristályfelületre, mint az objektum aktuális mérete, azaz a divergáló falú kollimátor kicsinyít. A kicsinyítés mértéke a kollimátor–objektum távolsággal arányosan nő. Mivel a kicsinyítés távolságfüggő, ezért a mérettorzítás jelensége is létrejöhethiszen a kamerához közelebb eső struktúrák kicsinyítése kisebb lesz, mint a kamerától távolabb eső struktúráké. Például két azonos méretű góc különböző mérettel ábrázolódik, ha a kamerától eltérő távolságban helyezkednek el. A divergáló falú kollimátorral szerelt kamera érzékenysége csökken a tárgy–objektum távolság függvényében. Amennyiben a radioaktív forrás (objektum) a kollimátor



**22.5. ábra** Divergáló falú kollimátor

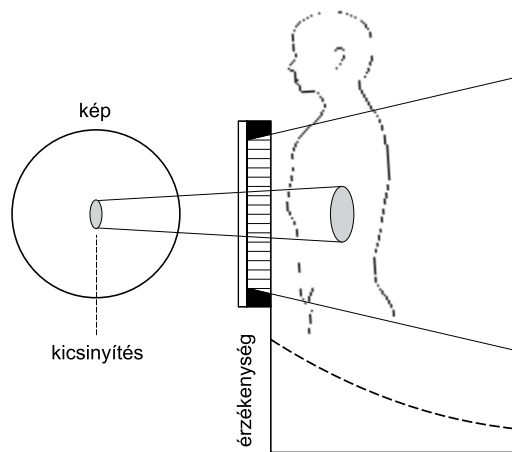
felületétől messzebb kerül, az abból érkező fotonok kisebb számú kollimátornyíláson fogják az objektumot reprezentálni, illetve kevesebb foton reprezentálja az objektumot.

### Konvergáló falú kollimátor

A konvergáló falú kollimátorban a kollimátornyílások a kollimátor előtti pont felé konvergálnak, épp ellenkezőleg, mint a divergáló falú kollimátor esetén (22.6. ábra). Valójában néhány kollimátor „kifordítható”, azaz divergáló vagy konvergáló kollimátorként is használható. A konvergáló falú kollimátor esetén a mezőméret a kamera–objektum távolsággal arányosan csökken, azaz ez a kollimátorfajta nagyított képet „vetít” a kristályra. Hasonlóan a divergáló falú kollimátorhoz, a leképezett kép méretváltozása a távolsággal arányos. Ahogy a radioaktív forrást a kollimátortól távolabb helyezzük el, egyre több kollimátornyíláson képesek a forrásból származó gammafotonok áthaladni, melynek következtében a kamera érzékenysége is növekedni fog. Az érzékenység megközelítőleg a távolság négyzetével arányos. Az érzékenységnövekedés és a nagyítási tulajdonságok miatt a konvergáló falú kollimátor elsősorban kis szervek, mint például pajzsmirigy, vese, szív vizsgálatára alkalmas. Hasonlóan a divergáló falú kollimátorhoz, a konvergáló falú kollimátor is torzít, elsősorban a kép széli részén.

### Szcintillációs kristály

A szcintillációs kristályok olyan transzparens anyagok, melyekben a gammafotonok abszorpciója következtében fényfotonok jönnek létre. A szcintillációs kristály leggyakrabban talliummal szennyezett nátrium-jodid. Nagy effektív rendszámuk (pl.  $Z_1 = 53$ ) és sűrűségük miatt igen nagy belső



22.6. ábra Konvergáló falú kollimátor

hatásfokkal jellemezhetők. Ugyanakkor kis energiafelbontással rendelkeznek, és érzékenyek a hőmérséklet ingadozására. A gammakamerába épített szcintillációs kristályokat egyetlen kristályként növesztik, mely a kép homogenitásának feltétele.

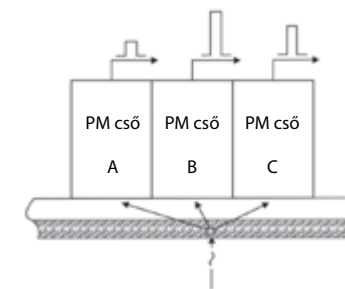
A gammakamerában a kristálynak csakúgy, mint bármely szcintillációs detektor esetén, két feladata van:

1. a gammafotont abszorbeálni,
2. a „gamma-képet” fény-képpé alakítani.

A gammakamerában használt kristály általában korong alakú. A kristály átmérője és vastagsága is fontos tényező a kamera jellemzőit illetően, mivel a *kristály átmérője* alapvetően meghatározza a mezőméretet, a *kristályvastagság* pedig az érzékenységre és a kép elmosódottságára van hatással. A látómezőt természetesen az alkalmazott kollimátor típusa és adott esetben az objektum–kamera távolság is befolyásolja. A kristály vastagságát növelve nő a gammafoton-abszorpció és ezzel javul az érzékenység. Ugyanakkor növekszik a kép elmosódottsága is. A fenti okokból kifolyólag a kristályvastagságot úgy választják meg, hogy az a legésszerűbb kompromisszum legyen az érzékenységet és a képminőséget figyelembe véve. A tipikus kristályvastagság leggyakrabban 1–1,5 cm.

### Fotoelektron-sokszorozó csövek

A fotoelektron-sokszorozó csöveket hexagonális alakzatban helyezik el, és számuk a kitöltendő terület nagyságától függően változik. A legelső gammakamerában csupán 7 cső helyezkedett el, manapság 90-nél több csövet alkalmaznak a gammakamerákban. A fotoelektron-sokszorozó csövek elsődlegesen a kristályból érkező fényfotonokat elektromos jellé alakítják, és azokat felerősítik, valamint a jel lokalizációját is rögzítik (22.7. ábra).



22.7. ábra Három fotoelektron-sokszorozó cső által keletkező különböző nagyságú elektromos jel egy adott fotonból

Feltételezzük, hogy a gammafoton a 22.7. ábra szerinti pontban nyelődik el és gerjeszt fényfotonokat. A fényfotonok bármely irányba indulnak és nem csupán egy fotoelektron-sokszorozó csőbe érkeznek, hanem több egymás melletti csőben is jelet generálnak. A fényjel, melyet egy adott fotoelektron-sokszorozó cső „lát”, annál erősebb lesz, minél közelebb van a fényforráshoz. A 22.7. ábra szerint a B cső helyezkedik el a fényforráshoz legközelebb, és ez a cső érzékeli a legnagyobb fényjelet, melynek következtében viszonylag nagy elektromos jelet generál. Az ábra szerinti C csőbe kevesebb fényfoton érkezik, és az A csőbe – mivel ez van a legmesszebb – a legkevesebb; ennek megfelelően a keletkező elektromos jelek is a beérkezett fotonmennyiséggel arányosak. Összefoglalva: ha egy gammafoton elnyelődik a szcintillációs kristályban, akkor egyszerre több fotoelektron-sokszorozó cső is működésbe lép a gammafoton elnyelődésének lokalizációja körül, és a keletkező elektromos jelek nagysága a fotoelektron-sokszorozó cső pozíciójától, illetve a gammafoton abszorpciójának lokalizációjához való viszonyától függ.

## A kép keletkezése

A gammakamerában a fotoelektron-sokszorozó csövekből érkező elektromos jelek adják a képalkotás alapját. Ezeket az elektromos jeleket egy sajátos rendszer (áramkör) dolgozza fel, mely az egy gammafoton abszorpciója során keletkező összes aktivált csőből érkező elektromos jelet feldolgozza. A rendszer feladata, hogy meghatározza a gammafoton-bechapódások lokalizációját és intenzitását. A lokalizáció jellemzésére az áramkör két új jelet generál, melyek a képmátrixban megadják a horizontális (x) és vertikális (y) koordinátákat.

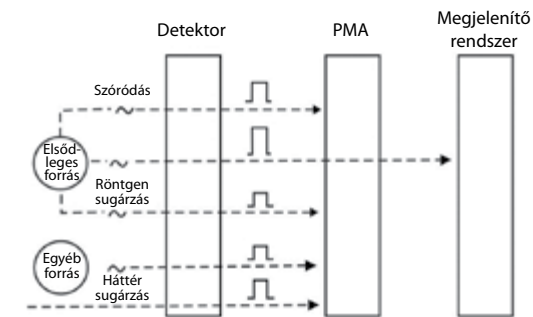
Az áramkör következő funkciója, hogy a fotoelektron sokszorozó csövekből érkező jeleket kombinálja majd az elektromos jelet egy speciális jelanalizátor dolgozza fel (jelmagasság-analizátor), mely előkészíti a képi megjelenítést.

Az elektromos jelekből a megjelenítő egység készít látható képet, melyet priméren monitoron jelenítenek meg.

## Spektrometria

A legtöbb izotópdiagnosztikai alkalmazásban egy specifikus gammafotonforrásból származó fotonok detektálása és megjelenítése a cél. Ugyanakkor problémát okozhat más sugárforrások jelenléte, hiszen az ezekből származó fotonokat is érzékelheti a detektor.

Az elsődleges sugárforrásból származó fotonok Compton-kölcsönhatásba is kerülhetnek akár sugárforráson belül és kívül elhelyezkedő anyagokkal, melynek következtében szórt sugárzás is



22.8. ábra Spektrométer szelektivitása meghatározza, hogy milyen jelek kerülnek megjelenítésre

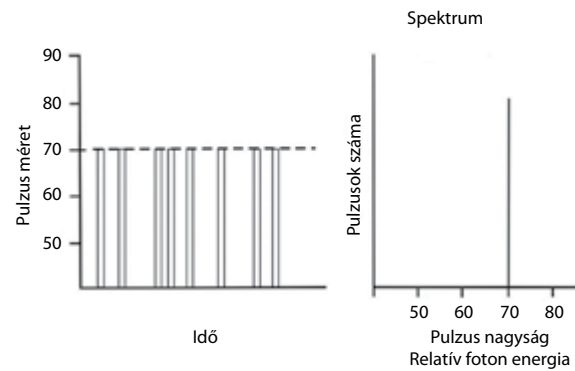
érheti a detektort. Ha a képalkotó rendszer a szórt sugárzást is megjeleníti, a szórt sugárzásból keletkező kép nem korrelál a fotont kibocsátó sugárforrás lokalizációjával. Ezért a szórt sugárzás képi torzítást okoz, mely lehetetlenné teszi, hogy az elsődleges sugárforrást tartalmazó szerv/elváltozás méretét, alakját és az izotóp aktivitását meghatározzuk. Az elsődleges sugárforráson kívül egyéb források is általában jelen vannak. Ilyenek lehetnek a kozmikus sugárzás, természetben előforduló sugárzó izotópok, izotópszennyeződés, melyekből származó sugárzást összefoglaló néven *háttér-sugárzásnak* nevezünk. A képalkotás során a háttérsugárzás csökkenti a keletkező kép kontrasztját, és aktivitászámolás esetén hibát okoz. Néha az izotóp vizsgálat során kétféle izotópot is a szervezetbe juttatnak, ilyenkor az adekvát megjelenítés a leképező rendszer szelektivitásán múlik.

A leképező rendszer szelektívvé tehető egy spektrométer alkalmazásával, mely a detektált és erősített jeleket analizálja (22.8. ábra). A spektrométer valójában az a feldolgozó áramkör (diszkriminátor), mely a detektált jeleket feldolgozza. A spektrométer célja, hogy egy adott elsődleges sugárforrás által reprezentált energiatartományt lehessen megjeleníteni/számolni, és az ezen kívül eső energiatartományokat ebből a folyamatból kizárja. A felhasználó tehát a spektrométer, illetve diszkriminátorbeállítással tudja kiválasztani a megfelelő elektromos jeleket.

## A gammaspektrum

A szcintillációs detektor által generált pulzusok sem lesznek teljesen azonosak, mivel a radioaktív forrásból származó gammafotonok energiája is eltérő lehet. Eltérést okozhat a gammafotonok Compton-kölcsönhatása, valamint a detektorrendszerben fennálló statisztikai faktorok jelenléte. A következőkben ezeket a tényezőket vizsgáljuk meg, és azt, hogy a zavaró tényezőket hogyan lehet kiküszöbölni a spektrométer helyes alkalmazásával.

Az egyszerűség kedvéért tegyük fel, hogy a vizsgált radioaktív anyag csupán egyetlen energiájú gammafotonokat bocsát ki. Egy ilyen monoenergetikus forrásból származó fotonok spektrumát

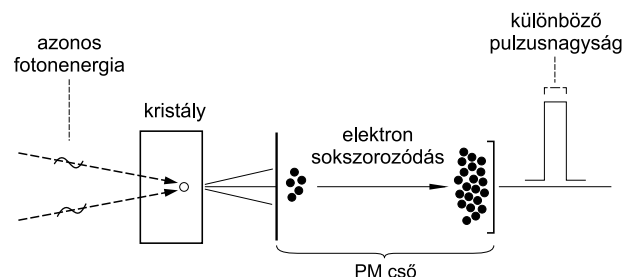


22.9. ábra Monoenergetikus forrásból származó fotonok jele és spektruma ideális detektor esetén

egy ideális detektorrendszerrel megjelenítve a 22.9. ábra mutatja. Az ideális detektorrendszerben a monoenergetikus fotonok csak egyféle és azonos nagyságú pulzusokat generálnak. Az ilyen pulzusok spektruma vonalás lenne (22.9. ábra) és a pulzusmagasság a fotonenergiával arányos. Sajnos a valóságos detektorrendszerekben egy adott fotonenergia nem azonos nagyságú pulzusokat generál, hanem bizonyos tényezők miatt a pulzusmagasság kisebb-nagyobb mértékben változó.

### Statistikai változások

A 22.10. ábrán a gammafoton-abszorpció és elektromosjel-keletkezés közötti eseményeket ábrázoltuk. A gammafoton abszorpciója számos fényfoton keletkezését okozza. Egy adott energiájú gammafoton abszorpciója esetén is lehet a generált fényfotonok mennyiségében ingadozás és a keletkezett fotonok sem feltétlenül a fotoelektron sokszorozó csőben nyelődnek el, hanem né-

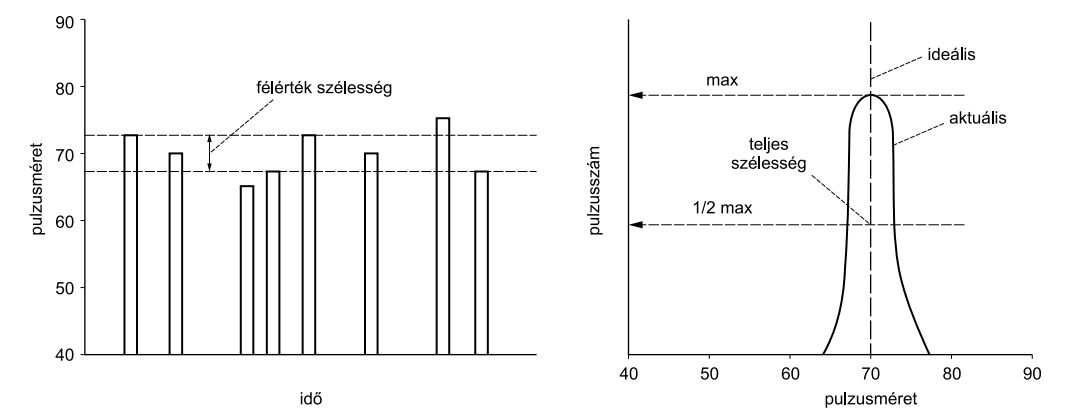


22.10. ábra Az elektromos pulzus nagyság változását meghatározó tényezők

hány fényfoton már magában a kristályban is abszorbeálódhat. A kristályon belüli fényfoton-elnyelődést bizonyos mértékig befolyásolja, hogy a gammafoton kristály mely részén okozott szcintillációt. A fotoelektron-sokszorozóban, illetve a fotokatódban kibocsátott elektronmennyiség, melyet a fényfotonok generálnak, szintén kisebb-nagyobb mértékben ingadozik. Ezek az ingadozások összeadódnak és természetesen hatással vannak a kimenő elektromos jel nagyságára. Ennek következtében egy adott energiájú gammafoton esetén is a jelsorozat különböző nagyságú pulzusokból tevődik össze, melyet a 22.10. ábra mutat.

A valóságban a monoenergetikus spektrum sosem lesz vonalás, hanem egy kissé kiszélesedett csúccsal, ill. megoszlási görbével jellemezhetjük a monoenergetikus gammasugárzást. A detektorrendszer egyik fontos jellemzője, hogy egy adott energiánál a detektálás milyen mértékben ingadozik, melyet a pulzus méretének és kiszélesedésének mértékével jellemezhetünk. Ezt a jellemzőt a *detektor energiafelbontó képességének* is hívjuk, melyet a *félérték szélességgel* jellemezünk, és általában az átlagos pulzusmagasság százalékában fejezzük ki. A 22.11. ábrán demonstrált példában a félérték szélesség 10 egység, míg az átlagos pulzusmagasság 70 egység, ennek megfelelően a félérték szélesség =  $10/70 \times 100 = 14\%$ . A félérték szélességet tekinthetjük a pulzusmagasság átlagos szórásának. Az ideális detektorrendszerben félérték szélesség 0 lenne, a valóságos szcintillációs detektorrendszerek energiafelbontása általában 10–15% között változik. Az energiafelbontó képességet számos tényező befolyásolja, úgy, mint a szcintillációs kristály vastagsága, a fotoelektron-sokszorozó csővek minősége és az erősítő rendszer stabilitása. Az energiafelbontó képesség jelentősen romlik, például törött kristály esetén, ahol „szabálytalan” fénytranszmisszió jöhet létre.

Ha egy detektorrendszer energiafelbontása rossz (azaz nagy a félérték szélessége), az a monoenergetikus fotonok esetén kapott nagy pulzusingadozásban nyilvánul meg. Ennek az a követ-



22.11. ábra Monoenergetikus forrásból származó fotonok jele és spektruma valóságos detektor esetén

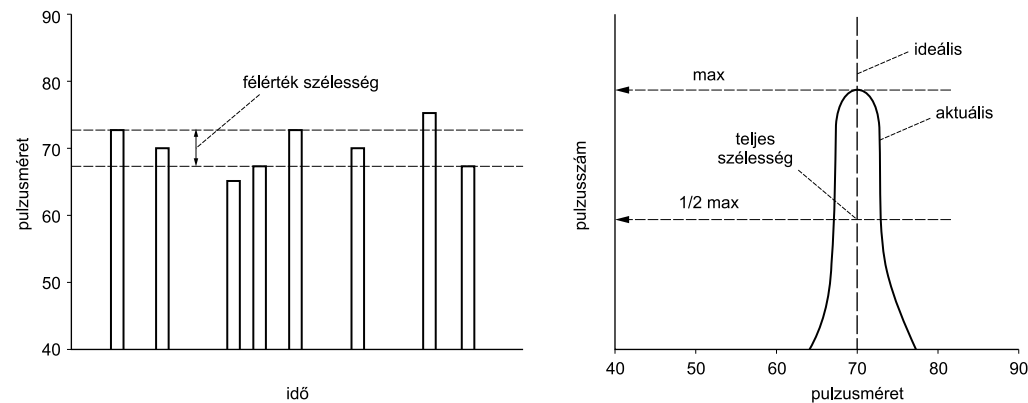


kezménye, hogy a spektrométerrel nehezen választhatók el különböző energiájú, illetve forrásból származó jelek. A 22.11. ábrán bemutatott spektrum a gammafotonok fotoelektromos kölcsönhatásból származó teljes abszorpciójából származik. Ezért ezt a csúcsot a spektrumban *fotoecsúcs*-nak is nevezik. A következőkben megvizsgáljuk az egyéb kölcsönhatások spektrumra gyakorolt hatását.

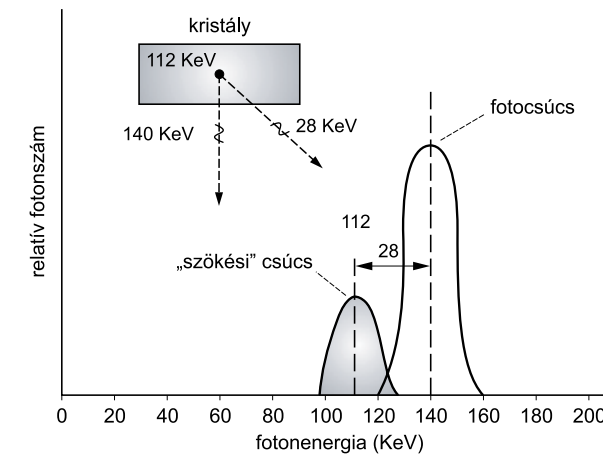
### Compton-szóródás

A Compton-kölcsönhatás során a gammafoton energiája csökken és haladásának eredeti iránya megváltozik. Compton-kölcsönhatás az izotóp képalkotásban számos helyen bekövetkezhet, úgy, mint magában a radioaktív anyagban, a radioaktív anyagot körülvevő szövetekben és a scintillációs kristályban. A legtöbb Compton-kölcsönhatás azonban a radioaktív anyagot körülvevő szövetekben jön létre, melynek vastagsága értelemszerűen nem különbözik a képalkotás szempontjából. Ha a szórt fotonok is részt vesznek a képalkotásban, a keletkező kép nem fogja hitelesen reprezentálni a radioaktív anyag megoszlását. Ebből kifolyólag kívánatos, hogy a szórt fotonokat kizárjuk a képalkotás folyamatából. Ez részben lehetséges, mivel a szórt fotonok energiája kisebb lesz az elsődleges fotonok energiájánál (22.12. ábra).

Egy adott primer fotonenergia esetén (pl. 140 keV) a szórt foton energiája a *szóródás szögétől* függ. Azok a fotonok, melyek előrefele szóródnak (a detektor felé), viszonylag kevés energiát vesztenek, és ezért az energiájuk 140 keV-nál nem sokkal kisebb. A statisztikai változások miatt a detektor e fotonok némelyikét 140 keV vagy akár annál nagyobb energiájúnak érzékeli. Tehát a statisztikai változások miatt a fotoecsúcs és a szórt fotonok spektruma jelentős átfedésben lehet (ld. 22.12. ábra).



22.12. ábra Szórt fotonok spektruma. Megfigyelhető, hogy a fotoecsúcs átfed a szórt fotonok spektrumkomponensével



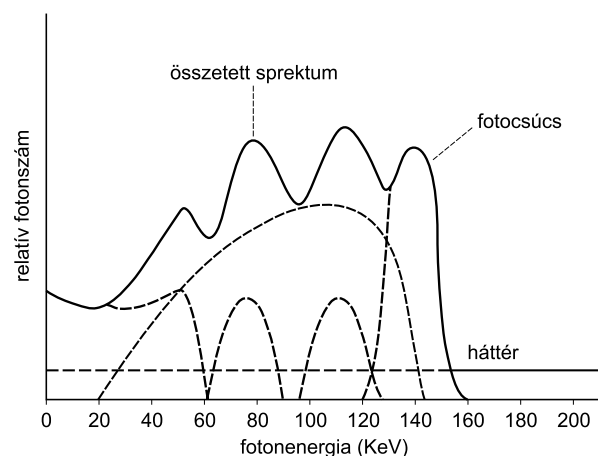
22.13. ábra Kristályban keletkező spektrumkomponens

A Compton-kölcsönhatás során a 180°-kal, azaz visszafelé szóródott fotonok rendelkeznek a legalacsonyabb energiával. 140 keV elsődleges fotonok esetén a 180°-kal szóródott fotonok energiája 90 keV. Ez azt jelenti, hogy a 140 keV elsődleges gammafoton-sugárzás esetén a fotonenergiák 90-140 keV között lehetnek egy Compton-kölcsönhatás után. Ugyanakkor néhány foton több Compton-kölcsönhatásban is részt vehet, ezért számos foton rendelkezik 90 keV-nál alacsonyabb energiával. Az energiaspektrum azon része, mely a szórt sugárzást reprezentálja (alakja és amplitúdója), a fentiek alapján számos tényezőtől függ, elsősorban azonban a radioaktív sugárforrást körülvevő szövet vastagságától és minőségétől. Ugyancsak lényeges szempont a fotoecsúcs és a szórt spektrum amplitúdójának aránya.

Ha a Compton-kölcsönhatás a scintillációs kristályban jön létre, akkor egy sajátos spektrumkomponens alakulhat ki. Egy 140 keV gamma foton a kristályban egyetlen Compton-kölcsönhatás után a maximális energiavesztés – 180°-os szóródás esetén – 50 keV lehet. A 180°-nál kisebb szögben szóródó fotonok nagyobb energiájúak lesznek, és a spektrum azon szélét, mely a nagyenergiájú Compton-fotonokat reprezentálja, *Compton-szélnek* hívják.

### Karakterisztikus röntgensugárzás

Ha a gammafoton egy viszonylag nagy rendszámú atommal lép kölcsönhatásba, fotoelektromos abszorpció jöhet létre. A fotoelektromos kölcsönhatás során az atomból egy elektron lökődik ki, mely az adott elektronpályán egy „lyukat” hoz létre. A lyukat egy másik elektronpályáról származó elektron fogja betölteni, mely folyamat során karakterisztikus röntgenfoton szabadul fel. A karakterisztikus röntgenfoton energiája a két elektronpálya energiájának különbségével egyenlő.



22.14. ábra Különböző összetevőkből keletkező összetett spektrum

A karakterisztikus röntgensugárzás ezért mindig meghatározott energiával rendelkezik, azaz az energiaspektrumban ideális esetben jól meghatározott értékeknél ábrázolódik.

Ha a karakterisztikus röntgensugárzás a kristályon kívül keletkezik, akkor a spektrumban a sugárzásra jellemző energiával jelenik meg. A legtöbb esetben a gammakamera kollimátora ólomból készül, melyben 77 keV karakterisztikus röntgensugár keletkezhet és az energiaspektrumban ennek megfelelő kis csúcs jelenhet meg. Ha azonban a karakterisztikus röntgenfoton magában a kristályban keletkezik, egy más típusú spektrumkomponens keletkezik (22.14. ábra).

Az izotóp képképzésben használt izotópokból felszabaduló gammafotonok energiája a radiográfiai képképzésben használt fotonoknál általában nagyobb. Ezen fotonok és az anyag kölcsönhatása csak úgy, mint az alacsonyabb fotonenergia-tartományban megoszlik a fotoelektromos és Compton-kölcsönhatás között. A jó nagyobb rendszáma miatt a radiográfiában jó kontrasztanyag, azaz abban az alkalmazásban elsősorban a fotoelektromos kölcsönhatás dominál, és a Compton-szóródás elenyésző. A gammakamera nátriumjodid kristályában azonban a Compton-szóródás is viszonylag jelentős.

A nátriumjodid kristályban a fotoeffektusnak két következménye is van: egyrészt a fényjelenség, melyet a fotoelektron-sokszorozók segítségével mérni tudunk, másrészt a karakterisztikus röntgensugárzás, mely másodlagos sugárzás a kristályban elnyelődhet és ez esetben fényfotont produkál, de bizonyos esetekben ez a másodlagos foton a kristályból „elszökhet”. Ha túl sok karakterisztikus röntgenfoton-abszorpció által gerjesztett fényfoton szökik el, akkor az általuk képviselt

energiamennyiség is eltűnik a fotocsúcsból. Ugyanakkor a spektrumban egy újabb csúcs jelenik meg, melynek pozícióját a primér fotonenergia és a karakterisztikus foton energiájának különbsége adja meg. Ezt a csúcsot nevezik „szökési” (escape) csúcsnak (ld. 22.13. ábra).

### Háttérsugárzás

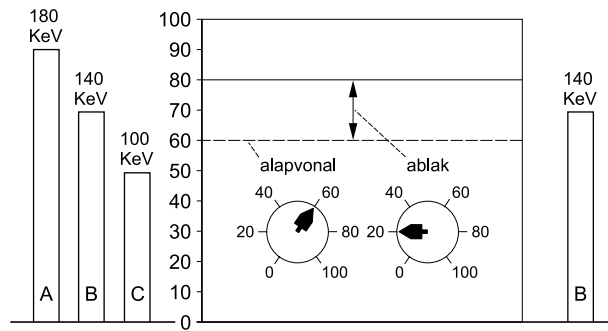
Nincs olyan környezet, amely háttérsugárzástól mentes lenne. A háttérsugárzást a kozmikus sugárzás, a természetben előforduló radioaktív atomok (pl. építőanyagokban) és a környezeti szennyeződés okozza (pl. Csernobil, Fukushima). A háttérsugárzás energiaspektruma az egyes összetevők relatív arányától függ, de az egyszerűség kedvéért általában úgy tekintik, hogy minden energiatartományban egyenletes megoszlású (ld. 22.14. ábra).

### Az összetett spektrum

Egy tipikus detektorrendszer által rögzített energiaspektrum számos összetevőből áll, amelyeket a fentiekben tárgyaltunk. Az összetett spektrum az egyes komponensek összeadódásából áll, melyet a 22.14. ábra demonstrál. Az egyes összetevők relatív aránya számos tényezőtől függ és jelentősen különbözhet az adott diagnosztikai eljárástól függően. A 22.14. ábrán bemutatott spektrum ennek az elvét mutatja be, nem pedig egy konkrét esetet. A legtöbb esetben az összetett spektrumban megkülönböztethetünk „kívánatos” és „nemkívánatos” összetevőket. Értelemszerűen a fotocsúcs lenne a „legkívánatosabb összetevő”, mivel ez reprezentálja azon fotonokat, melyek közvetlenül a radioaktív forrásból származnak. Azt, hogy mit tekintünk nemkívánatos összetevőnek, részben a diagnosztikai eljárás természetétől is függ. Így például a legtöbb diagnosztikai képképző eljárás során a szórt sugárzást nemkívánatosnak tekintik. Erről még a későbbiekben szót ejtünk.

### A spektrométer

A spektrométer általánosságban egy olyan eszköz, mellyel a felhasználó a spektrum egy meghatározott részét képes kiválasztani/használni. A legtöbb izotópd diagnosztikai készülékben ez a spektrométer egy diszkriminátor. A diszkriminátor a detektor és a számláló vagy megjelenítő egység között helyezkedik el, azaz a detektorból érkező elektromos jelek áthaladnak a diszkriminátor egységen, mielőtt feldolgozásra kerülnének. A diszkriminátor alapvető funkciója, hogy csak bizonyos nagyságú jeleket enged át, a beállított értéknél kisebb jeleket pedig kiszűri. A 22.15. ábrán a diszkriminátor működési vázlatja látható. A diszkriminátoron áthaladó jeleket két állítható funkció segítségével szűrjük: az ún. alapvonal és az ablak funkciókkal.

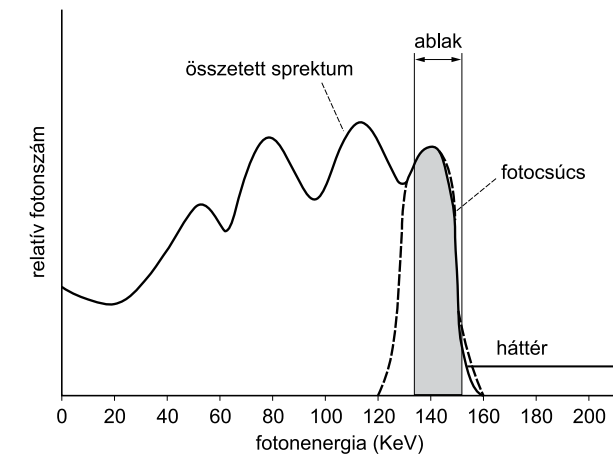


22.15. ábra A spektrométer (diszkriminátor) működési elve

A legtöbb diszkriminátoron a pulzusmagasság egy tetszőleges skálán értékelhető. A 22.15. ábrán bemutatott példában ez a tetszőleges skála 0–100 egység beosztású. A detektor- és erősítőrendszerek megfelelő kalibrációjával ez a tetszőleges skála egy adott fotonenergia-tartományt tud értékelni, illetve megjeleníteni. Például, ha ezen a 0–100 egység skálán 0–200 keV fotonenergia-tartományt szeretnénk értékelni, akkor a detektor- és erősítőrendszert úgy kell kalibrálnunk, hogy a legmagasabb energiaértékhez, azaz a 200 keV-hoz a skála 100-as értékét állítsuk, a 0 érték pedig a háttérnek felel meg. Az alapvonal állításával határozhatjuk meg azt a minimum pulzus amplitúdót, mely érték alatti jeleket az analizátor kiszűri. Az ablak funkcióval az átengedhető pulzusmagasság tartományt tudjuk definiálni, azaz az átengedhető pulzusok maximális értékét határozzuk meg. Az ablak funkció beállítása vagy a pulzusmagassággal, vagy ennek százalékával függ össze. A 22.15. ábrán az alapvonalat 60 egységre állították, az ablakszélesség pedig 20 egységnyi. Ez azt jelenti, hogy ezzel a beállítással a diszkriminátoron a 60 és 80 egység közötti pulzusok mehetnek át, azaz a 120–160 keV energiájú fotonokat kívánják detektálni.

Vizsgáljuk meg a 22.15. ábrán beállított alapvonal és ablak funkciók, hogyan viszonyulnak az ábrán szereplő három különböző pulzushoz. Az 50 egységnyi pulzus (100 keV) a beállított alapvonal érték alatt van, ezért ennek továbbítását az analizátor megakadályozza. A 70 egységnyi pulzus (140 keV) az alapvonal és az ablak funkciók által beállított méréstartományban helyezkedik el, ezért ez a jel a számláló/megjelenítő rendszer felé tovább haladhat. A 90 egységnyi pulzus (180 keV) az ablakszélesség felső határán kívül esik, ezért az analizátor ennek a jelnek a továbbhaladását is gátolja.

A diszkriminátor beállítása valójában mindig a fotonenergia-spektrumhoz igazodik (22.16. ábra). Ahogy a 22.16. ábrán látható, az alapvonal és ablakbeállítások határozzák meg, hogy a spektrum melyik részét használjuk adatgyűjtésre, illetve képkalkotásra. Természetesen az ablakot a spektrum vizsgálni kívánt részére helyezzük, melyet leggyakrabban a fotocsúcs jelent. A görbe alatti terület



22.16. ábra Diszkriminátor ablak alkalmazása adatgyűjtés meghatározására

lefedett része jelenti azt a relatív fotonmennyiséget, melyet céljainknak megfelelően használni tudunk. Ha az ablakot kiszélesítjük, akkor a spektrum nagyobb részét fogjuk be, és egyben a mért fotonmennyiség is emelkedni fog. Ebből következik, hogy széles ablakbeállítással gyorsabb adatgyűjtés lehetséges, azaz egy bizonyos számú fotonbecsapódás rövidebb idő alatt bekövetkezik. Ugyanakkor a széles ablakbeállítás hátrányos lehet abból a szempontból, hogy a kívánatos és nemkívánatos spektrumtartományok közötti különbségtétel jelentősen rosszabb lehet. A legtöbb esetben a spektrum nemkívánatos része a kívánatos résznél (fotocsúcs) alacsonyabb energiájú, ezért pontos alapvonal- és ablakbeállítással megfelelő adatgyűjtésre nyílik lehetőség.

## 23. fejezet

## Izotóp képminőség

Bogner Péter

A gammakamerával készült izotóp kép jól láthatóan különbözik az egyéb képalkotó módszerekkel nyerhető képtől, leginkább a kontrasztérzékenység tekintetében, mivel a gammakamera nem az adott szövet(ek)ről ad képet, hanem a radioizotóp koncentrációjáról. Az érzékenység tehát attól függ, hogy az adott szövetféleség milyen mértékben képes a radioizotópot dúsítani. Számos olyan patológias állapot van, melyben az izotóp képalkotás rendkívül jó kontrasztérzékenységgel bír. A gammakamera általában viszonylag gyenge felbontóképességgel és nagyobb képzajjal rendelkezik, mint az egyéb képalkotó modalitások. Ebben a fejezetben az izotóp képminőséget meghatározó tényezőket ismertetjük, valamint azt, hogy ezeket miként lehet optimalizálni az izotóp képalkotási folyamat során.

## Kontraszt

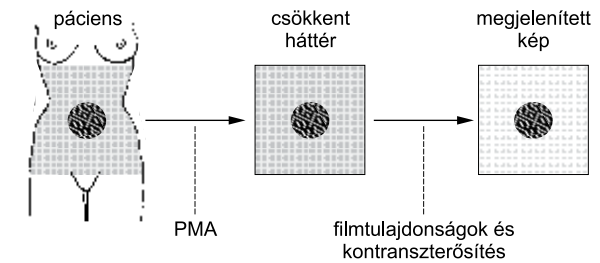
Az izotóp képalkotásban a kontraszt abból származik, hogy egy adott objektumból környezeténél több vagy kevesebb sugárzás származik. Ha az objektum sugárzása környezeténél nagyobb, azt a gyakorlatban melegnek vagy forrónak nevezzük, ha pedig kisebb, akkor hidegnek (pl. meleg vagy hideg göb strúma esetén).

A beteg szervezetében lévő szerv vagy elváltozás egy ún. belső kontraszttal rendelkezik a környezetéhez képest. A környezetében lévő sugárzás származhat:

- ugyanabból az izotópból,
- szórt sugárzásból,
- a betegben lévő másik izotópból,
- külső sugárforrásokból.

A belső kontraszt általában a vizsgálni kívánt terület és az azt környező terület „aktivitásbeli” különbségétől függ. A belső kontrasztot számos tényező befolyásolja, mely közül a leginkább fontos maga a fiziológias funkció, mely az izotópdúsulást, illetve felvételt meghatározza.

A gammakamera egyik feladata éppen a vizsgálni kívánt objektum és környezete közötti kontraszt növelése lenne. Ezt a funkciót a diszkriminátor teszi lehetővé, mely a sugárzó objektumot elkülöníti a környezetben előforduló sugárzásoktól. A diszkriminátor alkalmazásával már egy

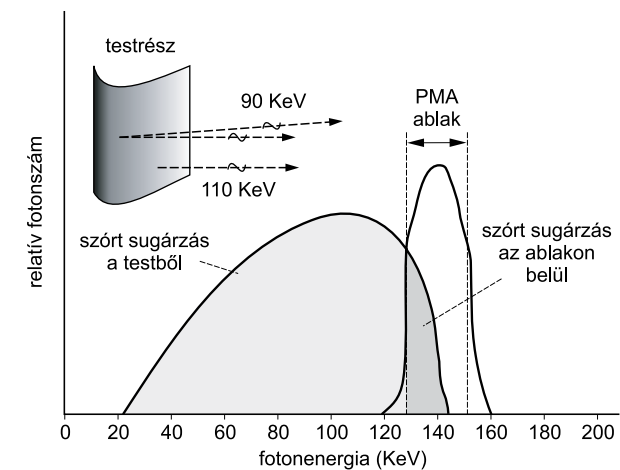


23.1. ábra Kontraszt megjelenítése a képalkotás három különböző pontjában

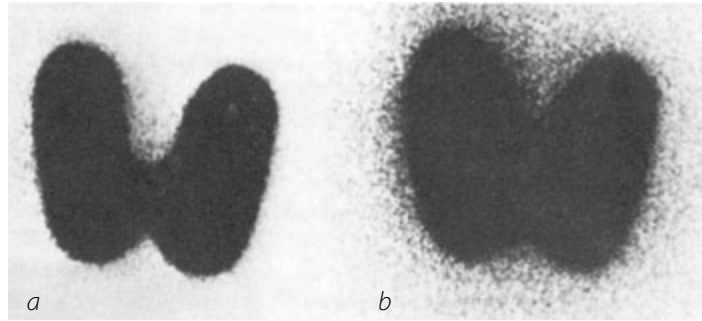
kontrasztosabb képet kapunk, mely kép kontrasztja nagyobb, mint a korábban említett belső kontraszt (23.1. ábra).

Mivel a szórt fotonok energiája kisebb, mint a sugárforrásból közvetlen érkező fotonoké, ezért a diszkriminátorral ezeket részben el lehet különíteni. Az elsődleges és szórt fotonok közti energiakülönbség két tényezőtől függ: az elsődleges fotonenergiától, valamint a szóródás szögétől. Például egy 140 keV foton ha 90°-kal szóródik, a szórt foton energiája 116 keV lesz. Ez nem több mint 20% különbség az elsődleges fotonenergiához képest. Ha feltételezzük, hogy a szóródás fele 90°-nál kisebb (azaz a detektor felé haladnak a szórt fotonok), akkor a szórt fotonok energiája nem sokkal fog különbözni az elsődleges fotonenergiától.

Ahogy korábban tárgyaltuk, a scintillációs detektorrendszer energiefelbontása nem teljesen pontos, illetve kismértékben kiszélesedik (10–15%). Ez a kiszélesedés, illetve pontatlanság vi-



23.2. ábra Szórt sugárzás kizárása a pulzusmagasság analízátor ablak segítségével



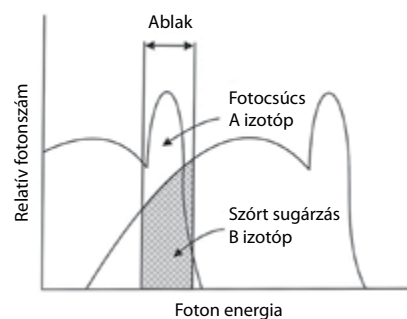
23.3. ábra Egy radioaktív tárgy képe alacsony (a) és magas (b) szórt sugárzással ablakolva

szonylag kis energiakülönbség esetén, mely a fent említett szórt és elsődleges gammafotonok között áll fenn, lehetetlenné teszi, hogy a képképzés során a szórt sugárzást teljesen kiküszöböljük a feldolgozott adatokból. A 23.2. ábra egy tipikus fotonenergia-spektrumot ábrázol, mely az elsődleges és szórt sugárzásból származik.

A diszkriminátor pontos ablakbeállításával a szórt sugárzás jelentős részétől meg lehet szabadulni, de a képben ennek ellenére marad a szórt fotonokból származó információ is.

A 23.3. ábrán összehasonlíthatjuk a szórt sugárzással és a nélkül kapott képek minőségét. A szórt sugárzás különösen a hideg elváltozásoknál okoz problémát, melynek környezetében fokozott sugárzás áll fenn.

Bizonyos esetekben két különböző radioizotóp is jelen lehet a szervezetben, de csak az egyik izotóp megjelenítése szükséges. A két különböző izotópból származó sugárzás „elválasztása” jelentősen függ attól, hogy az általuk kibocsátott fotonok energiája egymással milyen viszonyban van. A 23.4. ábra jól illusztrálja ezt a problémát.



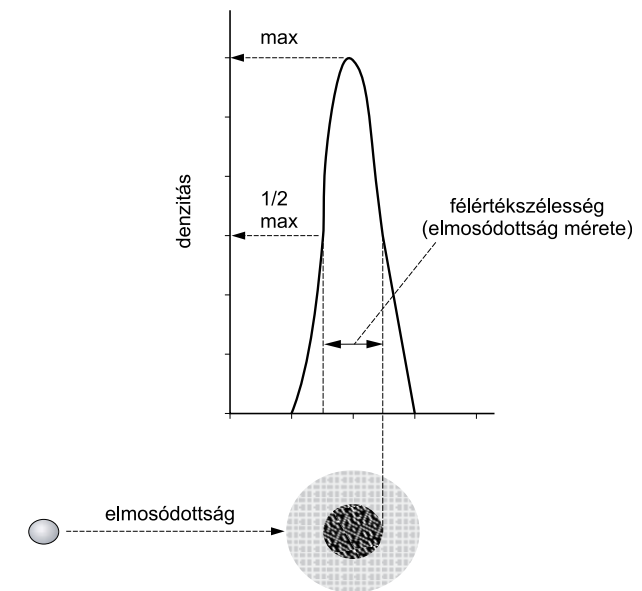
23.4. ábra Két különböző izotóp energiaspektrumának átfedése

Ha a két fotocsúcs között jelentős energia különbség van, akkor a 23.4. ábra szerinti B izotóp képképzése nem jelent problémát. Ugyanakkor az A izotóp leképezése komoly problémát jelenthet, mivel az A izotóp fotocsúcsa jelentősen átfed a B izotópból származó szórt sugárzással.

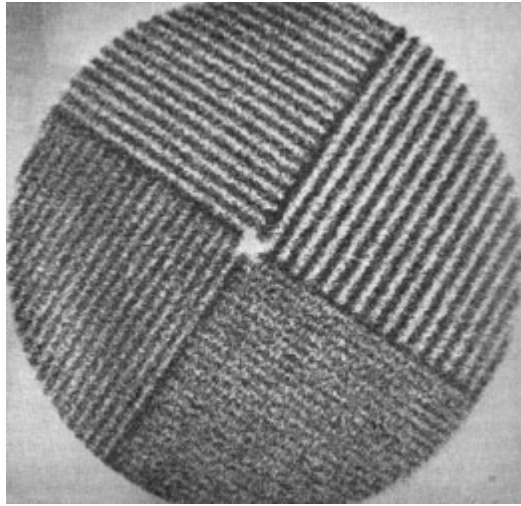
## Elmosódottság és felbontó képesség

Az elmosódott képen egy képpont nem egy kör alakú homogén denzitású/intenzitású képletként ábrázolódik, hanem centrálisan nagyobb a denzitás, mely a periféria felé egyre csökken, ezért határa pontosan nem meghatározható. Egy ilyen elmosódott képpont méretét a 23.5. ábrán látható módon határozhatjuk meg. Mivel az elmosódottság miatt a képpont intenzitása nem egyenletes, felmerül a kérdés, hogy a pont melyik dimenzióját adjuk meg a méret meghatározására. Ezért az a gyakorlat terjedt el, hogy minden esetben egy denzitás/intenzitás profilt kell felvenni a távolság függvényében, és ennek a denzitás profilnak a félérték szélességénél határozzuk meg a képpont méretét. Ilyen módon az elmosódottságot tehát mm-ben vagy cm-ben adhatjuk meg a denzitás profil félérték szélességénél.

Mivel az elmosódottság a képpontot kiterjeszti, ezért egymás mellett elhelyezkedő kis objektumok (képpontok) elkülönítése nehézségekbe ütközhet. A képképző módszerekben ezért az



23.5. ábra Elmosódottság, ill. elmosódott képpont mérése



23.6. ábra Gammakamera elmosódottság mérésénél használt teszt-tárgyal készült felvétel

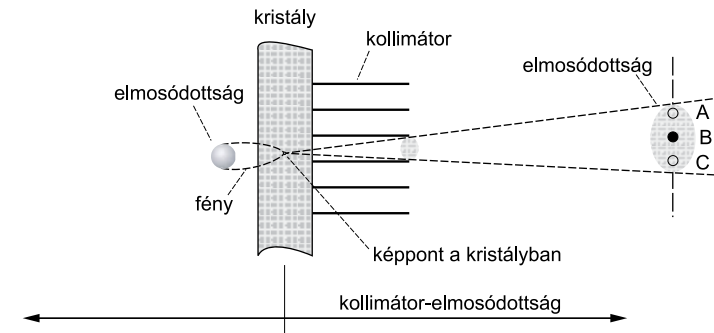
elmosódottság mértékét a felbontóképességgel is jellemezni szokták. Ez abból adódik, hogy az elmosódottságot általában a felbontóképesség meghatározására szolgáló teszt-tárgyakkal szokták megmérni. Egy ilyen teszt-tárgyat mutat be a 23.6. ábra. Ez a tárgy ólomcsík sorozatokat tartalmaz, mely tárgyat egy nagy homogén sugárforrásra helyeznek. A teszt-tárgy négy részében az ólomcsíkokat elválasztó távolság különböző, és mindegyik negyed a cm-enkénti vonalpárok (egy ólomcsík és egy hézag) jellemzik. Az elmosódottságot a teszt-tárgy leképezésével állapíthatjuk meg, mégpedig úgy, hogy a még külön ábrázolódó vonalpárokat meghatározzuk. A felbontás és elmosódottság között az alábbi összefüggés érvényes:

$$\text{felbontás (vonalpár/cm)} = 1/\text{félérték szélesség (cm)}$$

Ez a két mennyiség tehát egymással fordítottan arányos, ahogy az elmosódottság növekszik, a felbontóképesség csökken. Az izotóp képalkotásban az elmosódottságnak számos oka lehet, és a felhasználónak ezekkel tisztában kell lenni, hogy az elmosódottságot a lehető legjobban csökkenteni tudja.

### Mozgás

Nyilvánvalóan a képalkotási folyamat közben, ha a páciens elmozdul, a képen elmosódottság jön létre. Az elmosódottság mértéke az elmozdulással arányos lesz, ezért az adatgyűjtési idő természetesen nem elhanyagolható szempont az izotóp képalkotás során sem.



23.7. ábra Gammakamera elmosódottság két fajtája: belső elmosódottság és kollimátor elmosódottság

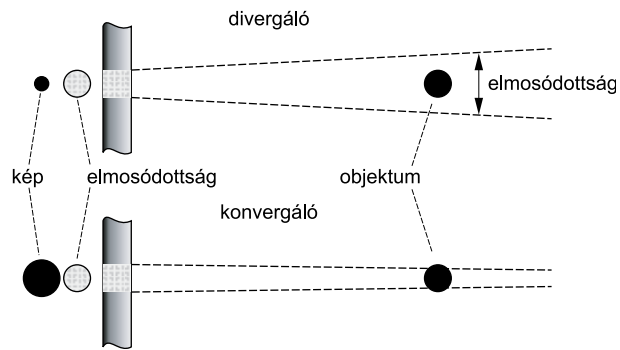
### Gammakamera elmosódottság

A gammakamera elvéből és működéséből fakadóan kétféle elmosódottsággal is kell számolni, az úgynevezett belső elmosódottsággal és kollimátor elmosódottsággal, melyeket a 23.7. ábra demonstrál.

### Belső elmosódottság

Vegyünk egy pontot a szcintillációs kristályban, és egyben feltételezzük azt, hogy a sugárforrás egy adott pontjából származó összes gammafoton ebben a pontban nyelődik el. Ebben a kristálypontban keletkező fényfotonok a kristály felületére haladva széttartanak, és ennek következtében a kristály felületén ez a pont már elmosódott „foltként” jelenik meg. Az elmosódottság mértéke többé-kevésbé a kristályvastagsággal arányos (hasonló folyamat zajlik az erősítő-ernyőkben is). A kristály vastagságának megválasztása mindig egy kompromisszumkeresés az elmosódottság mértéke és a kameraérzékenység szempontjából. A vastagabb kristályban több gammafoton tud elnyelődni, ezért a gammakamerát érzékenyebbé teszi, ugyanakkor a belső elmosódottság is fokozódik. Ezzel szemben egy vékony kristály csökkenti az elmosódottságot, és különösen olyan radioizotópok alkalmazásánál érdemes használni, mely izotópok alacsony energiájú fotonokat bocsátanak ki. A kristály felületén megjelenő fény-kép elektronikus úton kerül a megjelenítő rendszerhez. Az elektronikus rendszer sem képes nagyon pontosan lokalizálni a képpontokat, mely folyamat szintén fokozza az elmosódottságot. Manapság a gammakamerák belső elmosódottságának mértéke – a kristály felületén mérve – hozzávetőleg a 2–5 mm-es tartományban van. A belső elmosódottság jelentősen csökkent az elmúlt évtizedekben a kristályelőállítási és elektronikus technológia fejlődése következtében.





23.8. ábra A kollimátor tulajdonságainak hatása a belső elmosódottság és a tárgy méretének viszonyára

Az elmosódottság mértéke egy adott kameraelrendezésben a vizsgált objektum–kamera távolságtól is függ. A képminőségre általánosságban jelentős hatással van a vizsgált tárgy nagyságának és az elmosódottság mértékének viszonya. Ezért az elmosódottság mértékét nem csak a kristály felületén kell figyelembe venni, hanem az objektum pozíciójában is. Ha párhuzamos falú kollimátort használunk, a belső elmosódottság bármely kamera–objektum távolságban azonos lesz. Ugyanakkor divergáló és konvergáló falú kollimátoroknál a belső elmosódottságra az objektum–tárgy távolság is jelentős hatással van. Ezt ábrázolja a 23.8. ábra.

Ha divergáló falú kollimátort használunk, a belső elmosódottság mértéke az objektum adott pozíciójában meghatározva növekedni fog az objektum–kamera távolság függvényében. Ennek oka abban rejlik, hogy a divergáló falú kollimátor kicsinyíti a képet, és a kicsinyítés mértéke az objektum–kamera távolsággal növekszik. Ezért, ha az objektumot a kamerától messzebb helyezzük el, a keletkező kép kisebb lesz, következésképpen a képméret és belső elmosódottság aránya növekszik.

A konvergáló kollimátornál nagyítás jön létre, a belső elmosódottság a kép méretéhez viszonyítva csökkenni fog, ahogy a nagyítás mértéke, azaz a kamera–objektum távolság növekszik.

Összefoglalva tehát a belső elmosódottság mértéke kicsinyítő és nagyító kollimátorok esetén távolságfüggő: a kicsinyítés növeli, a nagyítás csökkenti a belső elmosódottság mértékét.

### Kollimátor elmosódottság

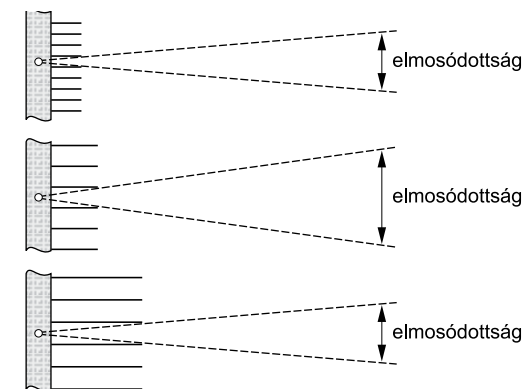
A gammakamerában a kollimátor feladata, hogy a radioaktív objektum minden egyes pontjából érkező gammafotonokat a szcintillációs kristály megfelelő pontjára „fokuszálja”. Mivel a kollimátornyílások véges számúak, a kristály bizonyos képpontja nem feleltethető meg az objektum egyetlen adott pontjával. Ez a körülmény a gammafoton-képet a kristályon elmosódottá teszi, melyet kollimátor elmosódottságnak nevezünk.

Legkönnyebben úgy érthetjük meg a kollimátor elmosódottság jelenségét, ha a kristályban lévő egy képpontból indulunk ki (ld. 23.7. ábra). Ideális esetben a képalkotó rendszerünk látómezőjében egy képpont a leképezendő objektum azonos méretű képpontjának felelne meg. Ugyanakkor egy valóságos kollimátor esetén a kristályban kialakult képpont az objektum sokkal nagyobb pontját/területét reprezentálja. Ennek következtében a kristályban lévő képpont szempontjából minden tárgy-pont nagyobb, mint a valóságban vagy másként kifejezve, elmosódott. Ha egy kis tárgyat – melynek mérete a kollimátornyílással megegyezik – a kollimátor felszínére helyezzük, akkor a képen is azonos nagyságú lesz, mint a valóságban. Ha ezt a tárgyat a kollimátorfelszíntől eltávolítjuk, egyre nagyobb-nak tűnik és egyben egyre elmosódottabb is lesz. Ezt a jelenséget azonban nem szabad összekeverni a konvergáló és divergáló falú kollimátorok által okozott kicsinyítéssel és nagyítással. Itt csupán egyetlen kollimátornyílás jellemzőit és geometriai viselkedését vizsgáltuk. Az elmosódottság mértéke ebben az összefüggésben egyetlen kollimátornyílás nagyságával, illetve látómezőjével függ össze (23.9. ábra).

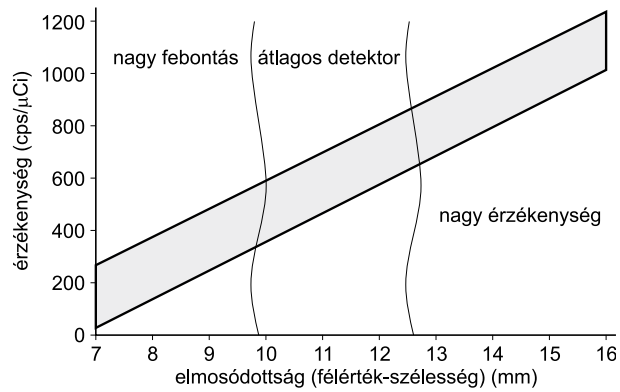
A kollimátornyílások nagyságától függően a kamera adott esetben nem képes egymás mellett elhelyezkedő kis objektumokat elkülöníteni. A 23.7. ábrán három kicsi sugárforrás helyezkedik el A, B és C pontokban, melyek a kollimátor elmosódottság miatt egy pontnak látszanak a képen. A kollimátor elmosódottságot három fő tényező határozza meg:

1. a kollimátornyílás nagysága,
2. a kollimátornyílás hosszúsága,
3. a kamera–objektum távolság.

Egyben ez a három tényező határozza meg egy pontnak a kristályra eső látómezőjét egy kollimátornyílás esetén. A kamera tehát egy pontszerű foton forrás méretét egyetlen kollimátornyílás látómezőnagyságával azonosítja. A 23.9. ábra különböző kollimátornyílások esetén mutatja be az elmosódottság mértékét.



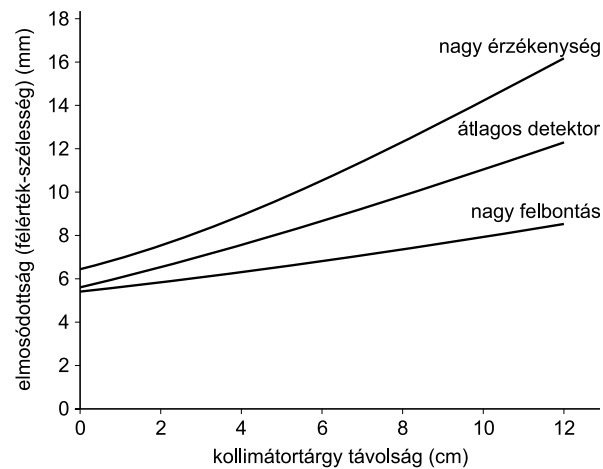
23.9. ábra A kollimátornyílás és az elmosódottság összefüggése



23.10. ábra A gammakamera érzékenysége és kollimátor elmosódottság összefüggése

A kollimátornyílás átmérőjének csökkenése az elmosódottságot csökkenti, és ugyanilyen eredményt okoz a kollimátornyílás hosszúságának növelése is.

Egy adott vizsgálattípus megtervezésénél az elmosódottság és érzékenység közti kompromisszumot kell mindig mérlegelni. Azok a tényezők – a kollimátornyílás átmérője és hosszúsága –, melyek csökkentik az elmosódottságot, egyben csökkentik a detektor hatásfokát és a kamera érzékenységét is. A kollimátorokat az elmosódottság és érzékenység jellemzői alapján szokták kategorizálni, mint például nagy felbontású, nagy érzékenységű kollimátorok (23.10. ábra).

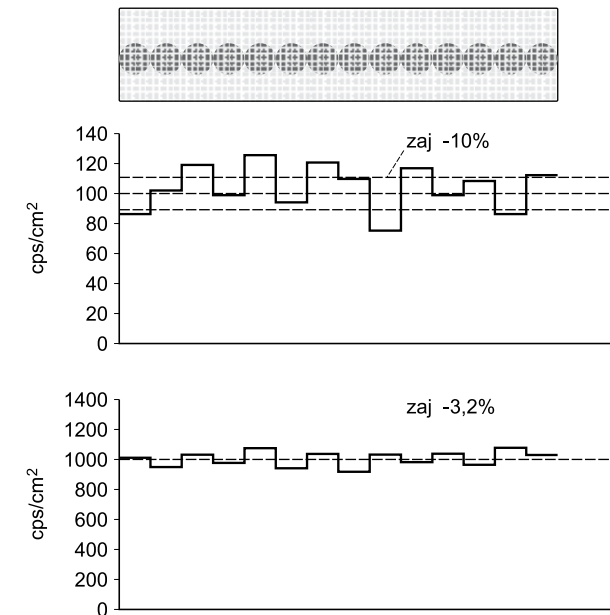


23.11. ábra A gammakamera elmosódottság összefüggése a vizsgált objektum és kollimátor közötti távolsággal

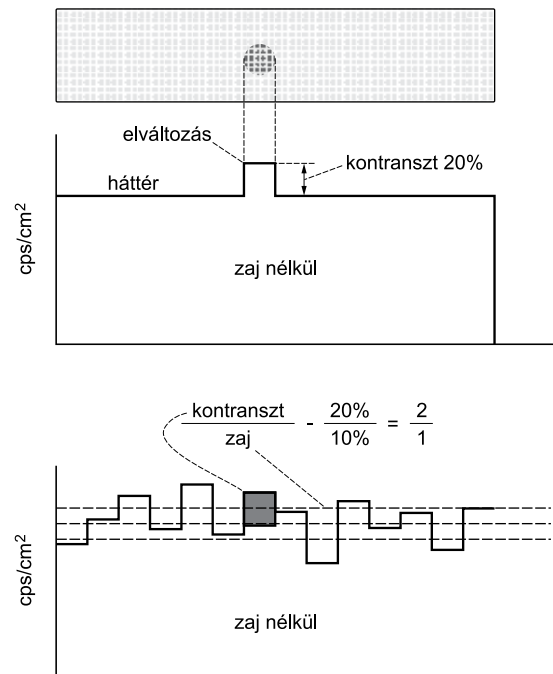
Minden kollimátor esetében az elmosódottság a távolság függvényében növekszik, és erre fontos emlékezni, amennyiben a vizsgált objektum nincs közvetlen kontaktusban a kollimátor felületével. A 23.11. ábrán látható az általános összefüggés, mely a kollimátor elmosódottság és a távolság viszonyát mutatja. 0 távolság esetén, azaz a kollimátor felületén fennálló elmosódottság gyakorlatilag csak a belső elmosódottságot reprezentálja, és ahogy a kollimátor felszíntől a vizsgált objektum távolodik, a belső elmosódottsághoz fokozatosan adódik hozzá a kollimátor elmosódottság is.

## Kép-zaj

Az izotóp képkalkotásban a zaj forrása a fotonok véletlenszerű eloszlása a leképezendő kép területén. A gammakamera által készített kép lényegesen több zajt tartalmaz, mint például egy hagyományos röntgenkép. Ennek oka abban rejlik, hogy az izotópképek lényegesen kevesebb fotonból készülnek, mint a röntgenképek. A zaj nagysága (a fotonkoncentráció ingadozása) fordítottan arányos a kép készítéséhez használt fotonok számával. Tehát a zaj csökkenthető a képkalkotás során használt fotonszám növelésével. A kép-zaj értékelésére a kamera elmosódottság mértékével azonos területet kell használni. Így a nagy elmosódottsággal rendelkező kamera kevésbé zajos képet készít, mivel az elmosódottság valójában kiátlagolja az egyenetlen fotonkoncentrációt egy nagyobb területen.



23.12. ábra A kép-zaj és fotonkoncentráció összefüggés



23.13. ábra A „góc” és a háttér kontraszt viszonya zaj és zajmentes környezet esetén

A kép-zaj és fotonkoncentráció összefüggését a 23.12. ábra illusztrálja. A felső mezőben kör alakú területek ábrázolódnak, melyek egyenletes eloszlású radioaktív forrásból származnak. Ebben a példában nincs eltérés a radioaktivitás térbeli eloszlásában, ezért a képen megjelenő eloszláskülönbség a természetes véletlenszerű fotonbecsapódástól függ. A véletlenszerű fotonbecsapódás okozta ingadozás a kép-zaj alapvető oka, illetve jellemzője. A 23.12. ábrán látható felső panelben az átlagos fotonbecsapódási ráta  $100/\text{cm}^2$  és az ettől való ingadozást, illetve standard deviációval a zajt matematikailag is leírhatóvá lehet tenni. Ha az átlagos fotonbecsapódás száma 100 és a standard deviáció 10, akkor a kép-zajt 10%-ban határozzuk meg.

Az alsó panelben az átlagos fotonbecsapódás száma  $1000/\text{cm}^2$ . Ez esetben a standard deviáció ( $\sqrt{1000}$ ) 32 lesz, azaz 3,2%. Ez a példa tehát jól mutatja, hogy ha a kép készítéséhez több fotont használunk, a fotonkoncentráció ingadozása egy adott területen csökken, és ez által a kép-zaj is kisebb lesz. A zaj fordítottan arányos az átlagos fotonszám négyzetgyökével.

### A patológiás eltérések láthatósága

A kép-zaj a képminőséget általánosságban rontja, és ez által nehézséget okozhat bizonyos eltérések diagnosztizálásában. Vegyük a 23.13. ábrán demonstrált esetet. A képmezőben ábrázolt területben a „góc” több radioaktív anyagot vett fel, és ez által mintegy 20%-os kontraszttal bír a környezetéhez képest. Amennyiben a képképző rendszer teljesen zajmentes, a góc észrevétele nem okoz semmiféle problémát. Ugyanakkor, ha a detektálásra használt gammakamera területegységként 100 fotont használ a megjelenítésre, a helyzet jelentősen megváltozik. A kontraszt-zaj arány ez esetben 2:1 lesz. Általánosságban azt tartják, hogy az izotóp képképzésben legalább 4:1-hez kontraszt-zaj arány szükséges, hogy egy eltérést megbízhatóan detektálni tudjunk. A 23.13. ábrán illusztrált esetben tehát növelni kell a kép készítéséhez szükséges fotonszámot, melynek következtében a zaj szintje csökkenni fog.

### Egyenletesség

Mivel a gammakamerával a radioaktív anyag megoszlását kívánjuk detektálni, alapvető feltétel, hogy a teljes leképező felület területén a kamera egyenletes érzékenységgel legyen. Egyenetlen érzékenység előfordulhat például, ha a fotoelektron sokszorozó csövek beállítása nem kiegyensúlyozott. A legtöbb modern gammakamerában speciális áramkörök biztosítják, hogy a detektorok egyenetlenségei korrigálásra kerüljenek. A kamera detektálási egyenetlenség kiszűrése miatt a kamerát rendszeresen ellenőrizni kell, melyet a kamera teljes felszínét lefedő homogén radioaktív forrás segítségével végeznek.

## 24. fejezet

## A lézer

Walter Norbert

A lézer eredetileg mozaikszó: **L**ASER = **L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation, vagyis fényerősítés sugárzás indukált emissziója által. A lézerek működhetnek optikai, de infravörös és ultraibolya, sőt nagyobb vagy kisebb frekvenciatartományban is. A lézerek elődje pont egy, a fénynél kisebb frekvenciájú (mikrohullámú) sugárzó volt, a mézer.

## Elektronátmenetek

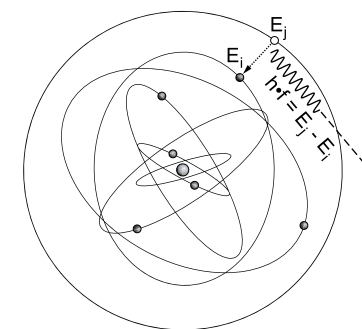
NIELS BOHR ismerte fel, hogy az atom elektronfelhőjének szerkezete kvantált. Az elektronok csak olyan pályákon keringhetnek az atommag körül, amelynek impulzusnyomatéka (az impulzus és a pályasugár szorzata)  $\hbar$  egész számú többszöröse:

$$L = n\hbar$$

ahol  $\hbar = \frac{h}{2\pi}$ , pedig a *főkvantumszám*. Ez úgy lehetséges, hogy az elektronok *csak bizonyos sugárú pályákon* tartózkodhatnak, az energiájuk az atommagtól távolodva egyre nagyobbá válik. Amikor ezen különböző energiájú pályák között átugranak, *energiát vesznek fel* (ha távolabb kerülnek az atommagtól) vagy *energiát veszítenek* (ha közelebb kerülnek az atommag felé). Azokat az elektronokat, amelyek a lehetséges legalacsonyabb energiájú pályákon helyezkednek el, *alapállapotú*, azokat pedig, amelyek a lehetséges legalacsonyabbnál magasabb energiájú pályán vannak, *gerjesztett állapotú* elektronoknak nevezzük.

## Abszorpció

Amikor az alapállapotú elektron  $E = h \times f$  energiájú *fotont nyel el* (abszorbeál), akkor magasabb energiájú pályára juthat, ha az alapállapotú pálya és a gerjesztett állapotú pálya között teljesül a Bohr-féle  $E_2 - E_1 = h \times f$  energiarezonancia feltétel, vagyis a fotonnak éppen annyi energiával kell rendelkeznie, mint amennyi a két pálya közötti energiakülönbség.



24.1. ábra Spontán emisszió

## Spontán emisszió

A gerjesztett állapotú elektron bizonyos idő után visszajut az alapállapotba, miközben a felesleges energiájától szintén a Bohr-feltétel által meghatározott  $E_2 - E_1 = h \times f$  energiájú *foton kibocsátása* (emissziója) révén szabadul meg (24.1. ábra).

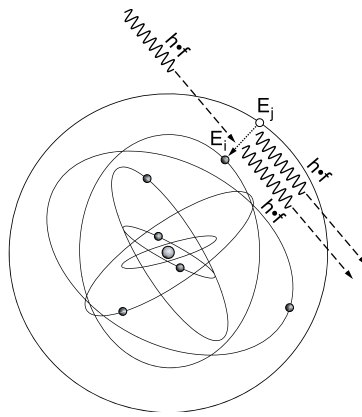
Azt, hogy sok azonos állapotú gerjesztett atom elektronja mikor jut vissza alapállapotba, nem lehet megmondani, csak ennek a valószínűségét, ezért a gerjesztett állapotot csak  $\tau_s$  *átlagos tartózkodási idővel* lehet jellemezni. A kibocsátott foton haladási iránya szintén véletlenszerű, ezért az ilyen módon keletkező sugárzás irányfüggetlen, *diffúz* lesz.

## Indukált emisszió

1917-ben ALBERT EINSTEIN megjósolta, hogy az emisszióknak létezhet olyan változata is, amely nem spontán módon következik be, hanem *külső hatás következtében*. Ezt nevezzük stimulált vagy *indukált emisszió*nak. Az indukált emisszió akkor jön létre, ha a gerjesztett állapotú elektron mellett olyan foton halad el, amelynek az energiája szintén teljesíti a gerjesztett elektronra vonatkozó Bohr-feltételt:  $E_2 - E_1 = h \times f$  (24.2. ábra).

Ekkor az elektron ezen külső hatás következtében visszajut alapállapotba, miközben maga is  $E_2 - E_1 = h \times f$  energiájú fotont emittál. A kívülről érkező foton és az emittált foton energiája, tehát a frekvenciája is megegyezik, azaz a fotonok száma megduplázódott. Az is megmutatható, hogy az emittált foton *haladási iránya, fázisa és polarizációja* is azonos lesz az érkező fotonéval.

Ebből EINSTEIN felismerte, hogy ezzel a módszerrel nagy intenzitású, *párhuzamos fényt* lehetne előállítani. Az ilyen fényt *koherensnek* nevezzük.

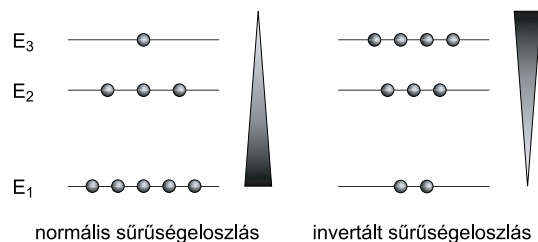


24.2. ábra Indukált emisszió

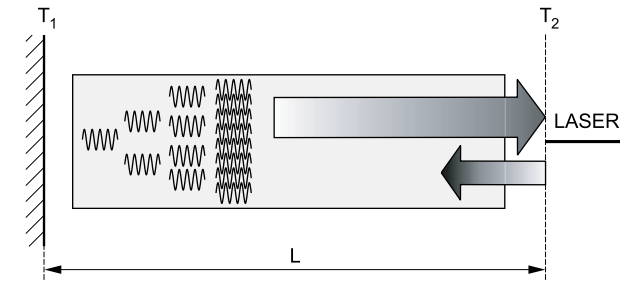
### Populáció inverzió

Nagy intenzitású fényhez nagy számú gerjesztett elektronra van szükség, tehát el kell érni, hogy egy adott anyagon belül felszökjön ezek száma. Ezt nyilván energiabefektetéssel érhetjük el, vagyis az anyagba kívülről energiát kell juttatni, amelyet a lézernél *pumpálásnak* neveznek. Ha az alapállapotú elektronok populációját  $N_1$  számukkal, a gerjesztett állapotú elektronok populációját pedig  $N_2$  számukkal jellemezzük, akkor alaphelyzetben természetesen  $N_1 \gg N_2$ . Felpumpált rendszer esetén azonban  $N_2 > N_1$  lehet. Ezt az állapotot nevezzük *populáció inverzió*nak, amelyet a 24.3. ábra szemléltet.

Pumpálás történhet termikus gerjesztéssel (melegítéssel), optikai gerjesztéssel (villanófényvel) vagy elektromos kisülés révén.



24.3. ábra Normális és invertált sűrűségeloszlások



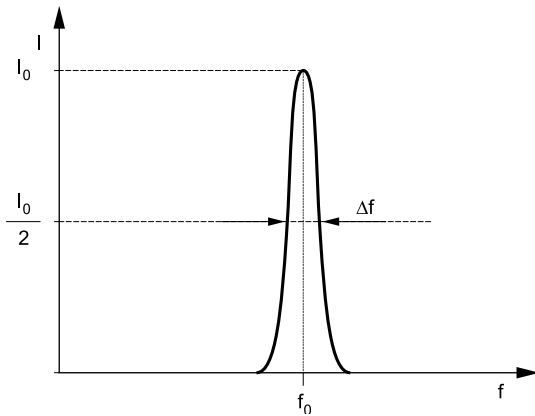
24.4. ábra Az optikai rezonátor elvi felépítése

### Az optikai rezonátor

A lézer fény erősített fény, amelyet *optikai rezonátorban* állítunk elő. Az optikai rezonátor tartalmazza a *lézer anyagot* két, egymással párhuzamos *tükör* között, felépítése a 24.4. ábrán látható.

Az egyik tükör ( $T_1$ ) teljesen visszaverő, tehát reflexiós koefficiense közel 1 ( $r \approx 99,9\%$ ), a másik ( $T_2$ ) pedig részben átteresztő, reflexiója kb. 98%-os, transzmissziós koefficiense 2% körüli. A lézer anyagban pumpálással előidézük az inverziót, és indukált emisszióra kényszerítjük. Ez történhet pl. villanófényvel, amelynek a színe (spektruma) folytonos, ezért tartalmazza az indukált emisszió létrejöttéhez szükséges rezonanciafrekvenciát is. Ekkor a fotonok száma minden egyes gerjesztett atommal való találkozáskor indukált emissziók révén sokszorozódik, a keletkező fotonok mindegyike azonos frekvenciájú, fázisú, terjedési irányú és polarizációjú lesz. Az ilyen fénynyaláb *koherens nyalábnak* hívjuk. Az eredmény tehát egy egyre erősödő intenzitású, nagymértékben rendezett, koherens fénynyaláb lesz. A felerősödött párhuzamos nyaláb egy része a  $T_2$  féligáteresztő tükörhöz érve visszaverődik, más része kijut a rezonátorból. Ez utóbbit látjuk *lézer fényként*. A visszavert nyalábnak lévő fotonok közben folyamatosan indukált emisszióra készítenek az időközben ismét felpumpált lézer anyagot, így a fénykibocsátás addig folytatódik, amíg a pumpálás tart.

A  $T_2$  tükörről történő visszaverődéskor a fénysugár szembetalálkozik a még  $T_2$  felé haladó sugarakkal, és ugyanez történik  $T_1$ -nél is. A két szemben haladó hullám interferenciát hoz létre, amelynek a lézernél erősítésnek kell lennie, hiszen erősített fény elérése a cél. Az erősítés feltétele, hogy az interferáló hullámok azonos fázissal találkozzanak. A visszavert hullám fázisa akkor lesz azonos a beeső hulláméval, ha az optikai rezonátor hossza a félhullámhossz egész számú többszöröse:  $L = n \times \frac{\lambda}{2}$ , mert ekkor a hullámok azonos fázissal verődnek vissza.



24.5. ábra Valóságos lézerfény spektruma

## A lézerek jellemzői

Mint láttuk, a lézer ideális esetben tökéletesen koherens fényt sugároz ki. Természetesen a valóságos lézerek ettől az ideális esettől kissé eltérnek.

Az állandó frekvencia nem teljesül egészen pontosan, ezért a lézer spektruma vonalak helyett igen csúcsos haranggörbék-ből áll, amilyen a 24.5. ábrán is látható.

A legvalószínűbb  $f_0$  frekvencia mellett megjelennek kisebb intenzitással más frekvenciák is. Azt, hogy a lézer milyen mértékben „szennyezett” más frekvenciákkal, a görbe *félérték-szélessége* adja meg, vagyis az intenzitás maximumának felénél vett frekvenciaszélesség ( $\Delta f$ ). A lézer annál koherensebb, minél kisebb a félérték-szélessége.

A nyaláb párhuzamossága sem teljesül maximálisan, hanem többé-kevésbé széttaró, divergens lesz. A *divergencia* mértéke néhány tized *milliradián* (mrad). A nyaláb ezen tulajdonsága, nevezetesen, hogy csaknem párhuzamos, nagy pontosságú vágások és anyagmegmunkálások elvégzésére teszi alkalmassá a lézert. A párhuzamos fénynyaláb ugyanis gyakorlatilag egyetlen pontban fókuszálható egy gyűjtőlencsével. Ebben a gyűjtőpontban ekkor a nyaláb teljes eredeti keresztmetszetében szállított energia fókuszálódik, hatalmas *energiásűrűséget* hozva létre. Orvosi alkalmazásban igen pontos, hegesedés nélküli vágásokra alkalmazható, de az ipar számos területén is találunk alkalmazásokat.

Azt a távolságot, amelyen belül a nyaláb koherenciája csupán elhanyagolható mértékben sérül, *koherenciahossznak* nevezzük.

A lézer anyag szerint megkülönböztetünk *gáz-* (pl. HeNe, CO<sub>2</sub> stb.), *folyadék-* (pl. alkoholban oldott Eu, Tb stb.), *szilárdtest* (pl. rubin, YAG) és *félvezető lézereket* (pl. GaAs stb.).

Az üzemmód szerinti felosztásban vannak *folytonos* üzemű (pl. gázlézerek és a félvezető lézerek, valamint a folyadéklézerek egyes fajtái) és *impulzusüzemű* lézerek (pl. egyes gáz- és folyadéklézerek, valamint a szilárdtestlézerek).



## 25. fejezet

## A kép jellemzői és minősége

Bogner Péter, Walter Norbert

A képkötő diagnosztikai kép, bár számos információt tartalmaz, értékelése, ill. az értékelés sikere és hatékonysága sok mindentől függ. Ebben a fejezetben röviden összefoglaljuk azokat a tényezőket, melyek a kép minőségét technikai oldalról meghatározzák, valamint a kép nézését, vizsgálatát befolyásoló külső és belső tényezőket.

A patológiás elváltozások detektálásának sikerét három fontos tényező kombinációja határozza meg:

1. képminőség,
2. a képnézés feltételei,
3. a vizsgáló teljesítménymutatói.

## Képminőség

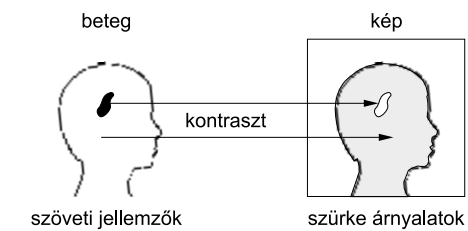
A diagnosztikai kép minőségét az adott képkötő módszer, a készülék jellemzői és annak kezelő általi beállításai determinálják. A képminőség nem egyetlen tényező, hanem legalább öt tényező együttes hatása: kontraszt, elmosódottság, zaj, műtermék(ek), torzítás.

Az emberi test sokféle struktúrát tartalmaz, melyeket adott esetben egyidejűleg vizsgálunk. Legtöbbször egyetlen képletet veszünk figyelembe, a közvetlen háttérével együtt. Valójában a legtöbb képkötő módszer alkalmazásával egy struktúra láthatóságát annak a teljes képhez való viszonya határozza meg.

Bármely diagnosztikai képkötő módszer célja az, hogy egy specifikus szöveti tulajdonságot képpé alakítson a szürke árnyalatait felhasználva (25.1. ábra). Ha a kontraszt megfelelő, akkor a vizsgált objektum látható lesz. A képen a kontraszt mértéke az objektum és a képkötő rendszer jellemzőitől függ.

## Képkontraszt

A kontraszt különbséget jelent – egyben a kép legalapvetőbb tulajdonsága. Egy képen a kontraszt jelen lehet a szürkeárnyalatokban, a fényintenzitásban vagy színekben. Az emberi testben lévő képlet/objektum csak akkor lesz látható, ha elegendő kontraszttal ábrázolódik a



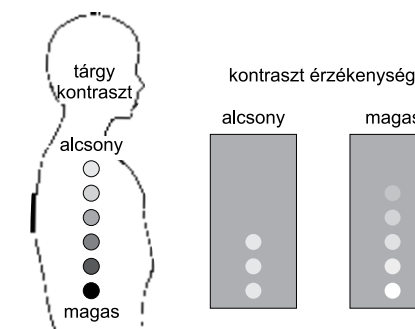
25.1. ábra A szöveti jellemzők konvertálása a képkötő diagnosztikai folyamatban

környezetéhez (háttér) képest. Ugyanakkor a kívántnál nagyobb kontraszt, mely az objektum láthatóságát lehetővé teszi, általában nem hasznos, ill. sok esetben nem kívánatos. Egy objektum fizikai kontrasztja egy vagy több szöveti tulajdonság különbségét jeleníti meg. Például a radiográfiában olyan objektumok, struktúrák ábrázolódnak megfelelően a környezetükhöz képest, melyek elegendően különböznek sűrűségüket, átlagos rendszámukat vagy vastagságukat illetően.

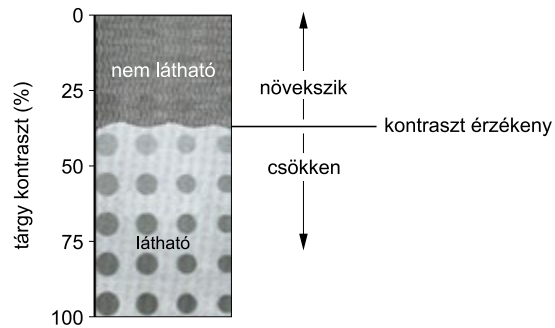
A kontraszt számszerű megjelölésénél a képen lévő specifikus pontok vagy területek közti különbséget kell érteni. A legtöbb esetben specifikus struktúrák vagy objektumok és környezetük/háttérük közti kontraszt érdekes a vizsgáló számára.

## Kontrasztérzékenység

A diagnosztikai képkötésben az ábrázoláshoz szükséges tárgykontraszt mértéke a képkötő módszertől és a módszer jellemzőitől függ. A képkontraszt és a tárgykontraszt közti kapcsolat, mely a képkötő rendszer elsődleges jellemzője, a kontrasztérzékenység. A 25.2. ábrán látható fantomban kerek képletek láthatók, melyek emelkedő koncentrációjú jódtartalmú kontrasztanyagot tartalmaznak, azaz különböző szintű a tárgykontrasztjuk. Ha leképező rendszernek alacsony a



25.2. ábra A kontrasztérzékenység változásának hatásai



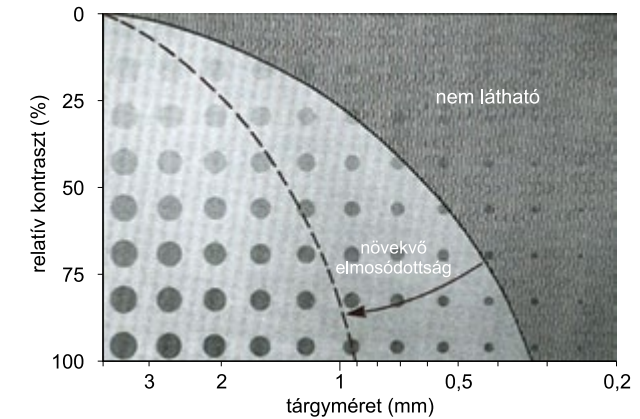
25.3. ábra A kontrasztérzékenység hatása az objektumok láthatóságára

kontrasztérzékenysége, akkor csak a magas koncentrációjú kontrasztanyaggal telt képletek lesznek láthatók (azok, melyeknek magas a tárgykontrasztja), míg magas kontrasztérzékenység esetén az alacsony kontrasztú képletek is láthatóak.

Fontos emlékezni rá, hogy a kontrasztérzékenység tehát a képképző módszer jellemzője, valamint az adott módszer beállításainak (technikai paramétereinek) függvénye. Másként fogalmazva a képképző rendszer azon jellemzője, mely definiálja, hogy a fizikai tárgykontraszt hogyan „fordítható le” képkontrasztra. Ez a kontrasztátalakító tulajdonság két oldalról is megközelíthető. A megfelelő megjelenítés szempontjából: ha a leképező rendszer kontrasztérzékenysége nő, akkor az alacsonyabb tárgykontrasztú képletek is ábrázolódóak. Másrészt egy adott fizikai tárgykontraszt esetén (pl. egy bizonyos kontrasztanyag koncentrációjánál, ld. 25.2. ábra) viszont a leképező rendszer kontrasztérzékenységének növekedése esetén a képkontraszt fog emelkedni.

Az egyes képképző eljárások kontrasztérzékenységének összehasonlítása nem feltétlenül egyszerű, mivel azok más és más szöveti tulajdonságok ábrázolásán alapulnak. Bizonyos esetekben az összehasonlítás mégis elvégezhető, mint pl. a computer tomográfia (CT) és a hagyományos radiográfiai képképzés vonatkozásában. A CT-nek lényegesen magasabb a kontrasztérzékenysége, ezért lehet ezzel a módszerrel olyan lágyrészképleteket megjeleníteni, melyeket hagyományos radiográfiával nem.

A 25.3. ábra különböző fizikai tárgykontrasztú képleteket ábrázol (tekinthetjük ezeket ératmetszetnek különböző koncentrációjú kontrasztanyaggal töltve). A kép alján a legmagasabb kontrasztú képletek vannak. Képzelnünk el egy függőnyt, mely felülről ereszkedik lefelé és a felső képleteket eltakarja, azaz ezek már nem látszanak. Valójában a képképző rendszer kontrasztérzékenysége az, ami emeli vagy ereszteti a „függőnyt”. Ha nő a kontrasztérzékenység – emeljük a függőnyt, akkor több képletet láthatunk a vizsgált területen, viszont alacsonyabb kontrasztérzékenység esetén csak a tárgykontrasztú képletek fognak ábrázolódni.

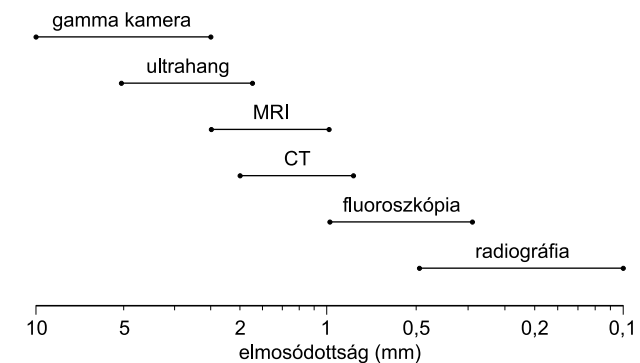


25.4. ábra Az elmosódottság hatása a részletek láthatóságára

### Elmosódottság

Az emberi szervezetben lévő képletek nem csupán a fizikai kontraszt tekintetében különböznek egymástól, hanem méretben is. Az apró képletek, mint pl. a mikrokalcifikáció és anatómia struktúrák a diagnosztikai kép fontos részletei. Minden képképző módszernek megvan a felbontási határa, azaz, hogy mi az a legkisebb képlet, amit még ábrázolni tud. A részletek láthatóságát az adott képképző eljárás által létrehozott elmosódottság limitálja. A képen megjelenő elmosódottság elsődleges hatása az, hogy rontja a kontraszt- és térbeli felbontást.

A 25.4. ábrán különböző kontrasztú és méretű képletek láthatók. Ahogy korábban tárgyaltuk, a látható és nem látható képletek határát egyrészt a képképző rendszer kontrasztérzékenysége határozza meg. Másrészt az elmosódottság, melynek nincs jelentősége nagyobb képletek láthatóságánál, de a kis



25.5. ábra Különböző képképző módszerek elmosódottságtartománya (felbontóképessége)

képletek láthatóságát és kontrasztját is csökkenti. A függöny példát kiterjesztve a 25.4. ábrán látható, hogy a függöny aszimmetrikussá válik, azaz a kis képletek, objektumok oldalán a függöny sokkal lejjebb lóg, mint a nagyobb képletek oldalán. Az elmosódottság minden képkalkotó módszer esetén jelen van különböző mértékben, és csökkenti a részletek láthatóságát, azaz a térbeli felbontóképességet. Az elmosódottságot lehet mennyiségileg jellemezni pl. a hosszúság mértékegységével (25.5. ábra). Az adott hosszúság a képen ábrázolt elmosódott képlet nagyságát jelenti. A 25.5. ábrán a különböző képkalkotó módszerek elmosódottságának összehasonlítását látjuk. Általánosságban azt lehet mondani, hogy az elmosódottság mértéke a legkisebb, még ábrázolható objektum méretéhez hasonló nagyságrendű.

## Zaj

Minden diagnosztikai kép tartalmaz olyan információt, mely nem használható a diagnosztika szempontjából, ezt az információt zajnak nevezzük. A legtöbbször nem csak irreleváns információ az értékelő számára, de a vizualizációt is zavarhatja. A képzaj miatt látjuk a képet texturátnak, szemcsésnek. A képzaj oka más és más a különböző képkalkotó eljárások esetén, alapvetően azonban négy összetevőből alakul ki: strukturális zaj, sugárzási zaj, receptorzaj, kvantumpettyesség.

### Strukturális zaj

A páciens szervezetének struktúráiból származó, de a diagnózis szempontjából főleg információt hívják strukturális zajnak. Ilyen például a bordák árnyéka a mellkasfelvételen, melyek nem csupán irrelevánsak a tüdő-parenchyma értékelésekor, hanem zavaróak lehetnek apróbb léziók detektálásában, jellemzésében. Bordafelvételnél épp fordított a helyzet, ahol a tüdő-parenchyma vagy a mediastinum képletei jelenthetnek strukturális zajt. Ebből a példából az is megállapítható, hogy a strukturális zajt nem csupán a képen lévő információ definiálja, hanem az is, ahogy a kép készült.

A strukturális zaj a radiológiai képek egyik legzavaróbb jellemzője, mely fő oka a nem észrevelt/elvétett lézióknak. A radiográfiai pozicionálás egyik fő feladata a strukturális zaj csökkentése. A strukturális zaj csökkentésének hatékony módszere a tomográfia, különösképpen a computer tomográfia, ahol az alacsony kontrasztú struktúrák ábrázolását épp a strukturális zaj csökkenése teszi lehetővé. A parciális volumen hatás a tomográfias módszerek strukturális zaja.

### Sugárzási zaj

A sugárzási zaj olyan, a sugárzásban (sugárnyaláiban) jelenlévő információ, mely a keletkező kép szempontjából értéktelen. Erre példa az anódsarok effektus, mely a sugárnyalábnak inhomogén intenzitást kölcsönöz. Egy másik példa a betegből kilépő szórt sugárzás, mely geometriailag egyáltalán nem értelmezhető. Ahogy a szórt sugárzás eléri a detektort, annak nincs relevanciája az

anatómia struktúrák leképezésének szempontjából, sőt azzal interferál. A szórt sugárzás tehát tipikusan sugárzási zaj, melyet több módszerrel is csökkenteni lehet, ill. kell.

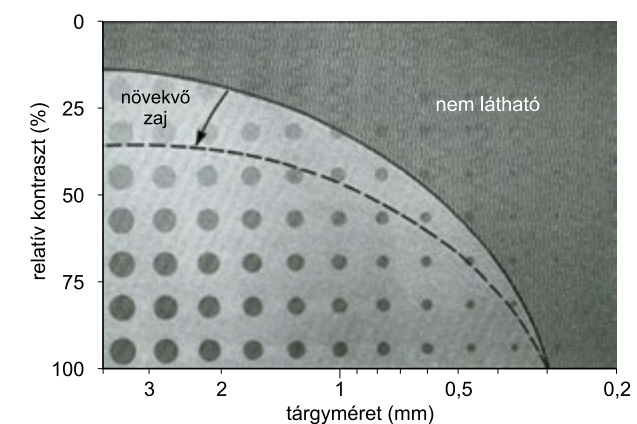
A sugárzási zaj minden képkalkotó eljárásban jelen van, de nem mindig okoz problémát. Computer tomográfiában a besugárzott volumen kicsi, így a szórt sugárzás keletkezése is mérsékelt. Nukleáris medicinában a zajtól a spektrometria segítségével szabadulhatunk meg, mivel a szórt fotonok alacsonyabb energiával rendelkeznek, mint az elsődleges  $\gamma$ -fotonok. Ultrahang képkalkotásban a zaj miatt látjuk az ultrahang képek jellegzetes szemcsés megjelenését.

### Receptorzaj

A legtöbb receptor nem egyformán érzékeny a sugárzásra az aktív területén, melynek következménye a képen megjelenő receptorzaj. Példa lehet a radiográfiaiban az erősítő ernyőre került szennyeződés, vagy nukleáris medicinában a rosszul beállított inhomogén detektorrendszer. MR képkalkotásban főleg a felületi tekercsek inhomogén érzékenysége okoz jelentős receptorzajt, melyet posztprocesszing algoritmusokkal lehet csökkenteni/kompenzálni.

### Kvantumzaj (Quantummottle)

Sok képkalkotó módszerben a képi zajt a kvantumzaj dominálja, melyet a képet létrehozó információhordozó (rtg-foton,  $\gamma$ -foton) véges száma okoz. Ez a zaj különösen zavaró lehet az alacsony kontrasztú képeken. A kvantumzajt csökkenthetjük az információhordozók számának (fotonszám) növelésével, mely azonban hosszabb vizsgálati időt vagy nagyobb sugárterhelést jelent a beteg számára.



25.6. ábra A zaj hatása az objektumok láthatóságára

A 25.6. ábra alapján könnyen ábrázolható a zaj hatása a képletek láthatóságára. Ez esetben a függőy vertikálisan mozog, és elsődlegesen a képkontraszt romlik a zaj erősödésével. Ebből következően a diagnosztikai képalkotás folyamán a zaj az alacsony kontrasztú képletek láthatóságát befolyásolja.

### Műtermékek

A képletek láthatóságát egy képalkotó eljárás számos jellemzője determinálja, mint pl. a kontrasztérzékenység, elmosódottság, zaj, és ezek miatt bizonyos képletek nem láthatók a diagnosztikai képen. Egy következő problémaforrás az, hogy a képalkotó eljárás olyan tulajdonságokat kölcsönöz a képnek, melyek nem felelnek meg az eredeti struktúrának. Ezeket hívjuk műterméknek. Sok esetben a műtermék nem befolyásolja a kép értékelését és a diagnosztikus pontosságot, de néha a műtermék strukturális elemnek (anatómiai/patológiai képlet) tűnik. A képalkotó eljárásokban nagyon sokféle tényező okozhat műterméket.

### Torzítás

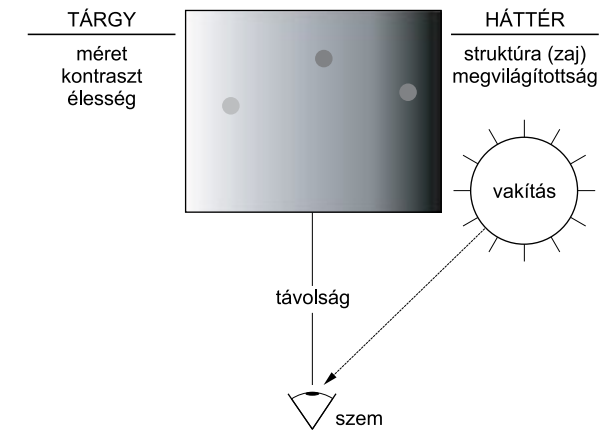
A diagnosztikus képalkotó folyamat feladata az adott objektum pontos leképezése, alak, méret, pozíció szerint. Amennyiben ez nem történik meg, úgy torzításról beszélünk.

### Kompromisszumok

Logikusan hangzik az a kérdés, hogy a képalkotó folyamat során miért nem a maximális láthatóság elérésével készítjük a képet. Számos olyan tényező, mely a képminőséget befolyásolja, hatással van egyéb tényezőkre is, mint pl. sugárdózis, mérési idő. Általánosságban azt mondhatjuk, hogy egy adott vizsgálatot, ill. protokollt úgy kell kialakítani, hogy megfelelő képminőség mellett a beteget a legkevésbé terhelje. Sok esetben, ha egy vizsgálati paramétert megváltoztatunk annak érdekében, hogy javuljon a képminőség (pl. jel/zaj viszony), akkor az negatív hatással lehet egy másik képtulajdonságra (pl. elmosódottság), ezért a klinikai kérdés szempontjai fontosak a vizsgálati paraméterek kiválasztásában.

## A képnézés feltételei

A képnézés feltételei meghatározó jelentőségűek a képertékelés és a képletek észlelésének szempontjából. Egy halvány gyertyafény mellett rendkívül hangulatos tud lenni egy vacsora, de az ét-



25.7. ábra Az objektumok láthatóságát befolyásoló körülmények

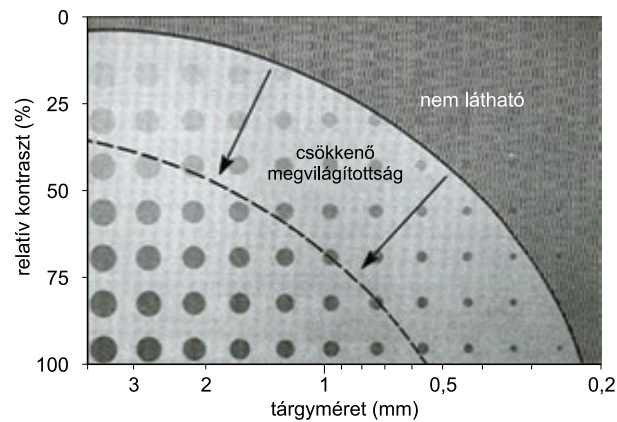
lapot nehéz lehet elolvasni. Az éjszaka szembejövő autó vakító fénye után a sötétben lévő tárgyakat nehéz meglátni, vagy a napsütéses udvarról belépve a szobába szintén idő kell, míg látásunk alkalmazkodik az új fényviszonyokhoz. Érdekes módon hamar megtanuljuk, hogy egy újságot vagy televíziót milyen messziről nézzünk. Egy elejtett, apró tárgyat könnyebben meglátunk egy sima, fényes felületen, mint a szőnyegen vagy a homokos parton. Ezek a példák rávilágítanak arra, hogy képnézés feltételei alapvetően meghatározzák azon képességeinket, mellyel a kép részleteit elemezni tudjuk.

A 25.7. ábrán láthatók azok az elsődleges tényezők, melyek egy képi objektum vizuális észlelését befolyásolják. Az ábrán egy világos kör alakú foltot láthatunk egy sötét háttérben. A megfigyelő azon képessége, hogy az objektumot észlelni tudja, a következő tényezők kombinációjától függ: objektumkontraszt és -méret, háttér, megvilágítottság, struktúra (textúra), egyéb fényforrás által okozott fényinger, távolság és a képnézési idő. A 25.8. ábra a képminőség elemzésénél alkalmazott modell, melyen feltüntetésre került a megvilágítottság hatása a tárgyak láthatóságára. Az alábbiakban néhány fontosabb tényezőről szólunk részleteiben.

### Tárgykontraszt

Egy képlet (objektum) láthatóságát alapvetően meghatározza a tárgy és környezetének kontrasztja. A legtöbb látási feladathoz nem rendelhető specifikus kontrasztküszöb, hanem egy adott objektum észlelése javulni fog, ha a kontraszt nő.

Az emberi látórendszer kontrasztérzékenysége megváltozik a képnézési feltételek változásával. Ha az észlelő kontrasztérzékenysége alacsony, akkor a tárgyat viszonylag magas kontraszttal kell megjeleníteni ahhoz, hogy látható legyen. Az láthatósághoz szükséges kontraszt azoktól a felté-



25.8. ábra A megvilágítottság hatása az objektumok láthatóságára

telektől függ, melyek a szemlélő kontrasztérzékenységét befolyásolják: háttérvilágítás, objektum mérete, nézőtávolság, külső fényinger (vakítás), háttérstruktúra.

### Háttérvilágítás

Az emberi szem a megvilágítás széles skáláján képes működni, de a különböző tartományokban nem egyformán érzékeny. A képen lévő objektum vizuális észlelése általában nő a háttér megvilágítással vagy a kép megvilágítottságával. Alacsony háttér-megvilágítású területeken elhelyezkedő objektumnak ahhoz, hogy észre lehessen venni, nagy méretűnek és/vagy magas kontrasztúnak kell lenni a háttérhez képest. A 25.8. ábrán az előző állítás érvényességét ki is lehet próbálni. Ha az ábrát alacsony megvilágítás mellett nézzük, a kicsi, alacsony kontrasztú foltokat nehezebb látni. A magasabb kontrasztú foltok így is láthatók. A nézőszekrény/monitor fényerőssége lényeges szempont a diagnosztikai kép értékelésekor. Általános célra a nézőszekrények megvilágítottsága legalább  $1500 \text{ cd/m}^2$ , a mammográfiában még erősebb,  $3500 \text{ cd/m}^2$ -es megvilágítottság is szükséges.

### Objektum-/tárgyméret

A detektálhatósághoz szükséges kontraszt és a háttér-megvilágítás összefüggését a tárgy mérete határozza meg. A kisebb objektumok detektálása magasabb kontraszt vagy nagyobb fényerőségű háttérvilágítást igényel. Egy tárgy vizuális percepciója a tárgy két széléről a retinára érkező fényfotonok által bezárt szöggel, ill. a csap- vagy pálcikasűrűséggel korrelál. Ebből következik, hogy a kis tárgyaknak a láthatósága kis távolságban megegyezik a nagyobb tárgyak láthatóságával, melyek messzebb vannak.

### Távolság

A láthatóság és a nézési távolság kapcsolatát számos tényező befolyásolja. Ha ez a távolság kicsi, akkor a tárgyról érkező fotonok nagy szöget zárnak be, ezért könnyebben látjuk a tárgyat. Ugyanakkor a szem fókuszáló képessége és látórendszer kontrasztérzékenysége limitált kis távolságok esetén. Tapasztalatunk szerint a legjobb vizuális észlelést biztosító képnézési távolság kb. 60–70 cm.

### Vakítás (túl erős fényinger)

A vakítás oka a látómezőben elhelyezkedő túl világos területek vagy erős fényforrás, melynek számos hátrányos hatása van. Az egyik ezek közül a csökkent kontrasztérzékelés, hiszen az erős fény hatására az adott retinaterületen a látófehérje nagy része lebomlik, és újabb idegingerület csak akkor keletkezhet, ha a látófehérje részben regenerálódik, ami időigényes. Ráadásul a túl erős fény a szembe kerülve részlegesen szóródik, ami szintén hozzájárul a csökkent kontrasztérzékeléshez. A vakítás mértéke függ a fényforrás által kibocsátott fény intenzitásától (fényességétől), méretétől és a szemtől való távolságától. A gyakorlatban pl. a vakítás akkor okoz problémát, ha a nézőszekrényt nem takarják filmek és nem lehet maszkolni vagy blendézni.

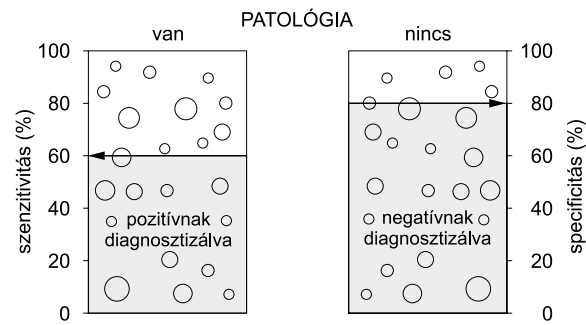
### Háttérstruktúra

Ha a háttér sima, akkor maximális a tárgyak láthatósága, azonban ha egyenetlen, texturált, akkor a tárgyak láthatósága nagymértékben romlik (pl. zajos kép).

### Az értékelő teljesítménye

A legtöbb esetben egy specifikus objektum képi észlelése nem evidens a gyakorlatlan szemnek, de ez megfelelő képzéssel és gyakorlással tanulható. Vannak persze specifikus jelek, melyek az értékelő személyek között nem feltétlenül egységesek, és az egyes értékelő személy által használt kritériumrendszert az adott képhez tartozó klinikai információ is befolyásolja.

Vegyünk egy nagyszámú képkalkotó diagnosztikai vizsgálatot, melyek egy részében egy adott patológiás eltérés jelen van, míg a másik részében nincsen. Az ideális értékelési folyamat eredménye az lenne, ha mindig pozitív eredményt kapnánk a patológiás eltérés jelenléte esetén, és negatívát az eltérés hiánya esetén. A valóságban azonban ez nem így van. Egy realiztikus szituációt ábrázol a 25.9. ábra, ahol láthatjuk, hogy a patológiás eltérések egy része diagnosztizálásra került, másik része azonban nem. Ha az eltérés jelen van, a pozitív frakció reprezentálja a diagnosztikai eljárás érzékenységét, azaz szenzitivitását. Az ábra jobb oldalán azt is láthatjuk, hogy abban az



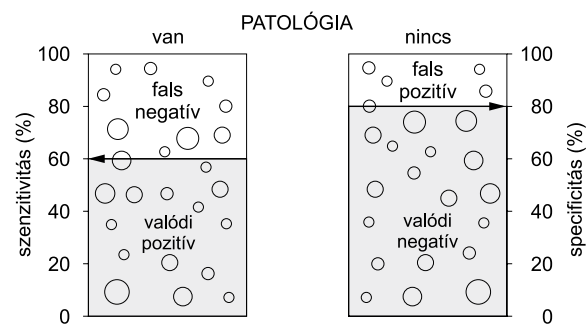
25.9. ábra Szenzitivitás és specifitás

esetben is van pozitív lelet, ha a patológiás eltérés nincs jelen. Ha az eltérés nincs jelen, a negatív frakció reprezentálja a diagnosztikai eljárás fajlagosságát, azaz specifitását.

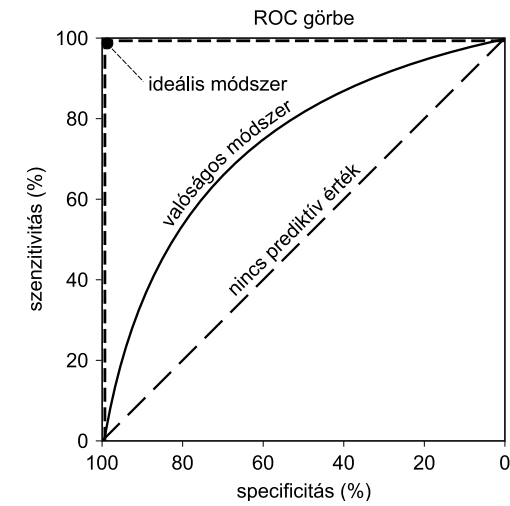
A diagnosztikai eljárásokkal kapott diagnózisokat tehát négy csoportba lehet osztani (25.10. ábra) valódi pozitív, valódi negatív, álpozitív, álnegatív. Az ideális szituációban csak valódi pozitív és valódi negatív diagnózisok vannak, mely alapján az eljárás diagnosztikus pontossága 100%-os lenne. Az álnegatív és álpozitív diagnózis számos okból fakadhat, úgy, mint pl. az adott képkalkotó eljárás természetéből fakadó korlátok, rossz képnézési körülmények és az értékelő (radiológus) hibás teljesítése.

Általánosságban megállapítható, hogy ha az értékelő túlzottan növelni próbálja a valódi pozitív esetek számát, akkor az álnegatív esetszám is növekedni fog, és ezáltal csökken a specifitás. Egy adott diagnosztikus testben (beleértve az értékelő teljesítményét is) a szenzitivitás és specifitás közti összefüggést grafikonon is ábrázolhatjuk, melyet receiver operating characteristics (ROC) görbének ismer a szakirodalom (25.11. ábra).

A 25.11. ábrán látható az ideális diagnosztikus teszt ROC görbéje. Ha egy módszernek nincs prediktív értéke, azaz a diagnózist véletlenszerű választás alapján kapjuk meg, akkor annak az ROC görbéje, ill. a

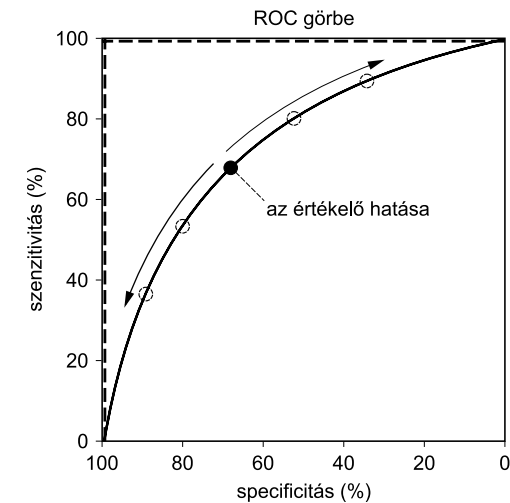


25.10. ábra A diagnosztikai kategóriák, valamint a szenzitivitás és specifitás összefüggése



25.11. ábra Az ROC görbék hipotetikus és valódi formái

szenzitivitás–specifitás összefüggés lineáris. Az értékelő teljesítménye ebben az összefüggésben az ROC görbén mozogva jeleníthető meg (25.12. ábra). A legtöbb orvosi képkalkotó módszer az ideális és a prediktív értékkel nem rendelkező eset között helyezkedik el. A képkalkotó módszer jellemzői és a képminőség fogja meghatározni az ROC görbe alakját egy adott patológiai eltérés diagnózisára. Az értékelő által használt kritériumok helyezik el az értékelő által teljesített szenzitivitás és specifitás értékeket az ROC görbén.



25.12. ábra Egy adott képkalkotó módszer ROC görbéje. Az aktuális ROC pontot az értékelő teljesítménye határozza meg



## 26. fejezet

## CT-képképzés

Walter Norbert, Bogner Péter, Bódi Péter

## Bevezetés

A computer tomográfia (CT) negyedik évtizedébe lépett a klinikai alkalmazásban, és nagyon hasznosnak bizonyult számos klinikai alkalmazás területén a rákdiagnózistól a trauma vagy az oszteoporózis vizsgálatáig. A CT volt az első képképző modalitás, amely lehetővé tette a test mélyebb struktúráinak szeletről szeletre történő vizsgálatát. A CT óriásit fejlődött és technológiailag kifinomulttá vált. További változások történtek a CT-képek minősége tekintetében. Az első CT-készülék egy EMI Mask 1,  $80 \times 80$  pixel felbontású (3 mm-es pixelekből álló) képeket készített, és minden szelethez hozzávetőlegesen 4,5 perc mérési idő és 1,5 perc rekonstrukciós idő tartozott. A korai készülékek hosszú akvizíciós ideje, valamint a kardiális és légzési műtermékek miatt a CT-t eredetileg speciálisan koponyafelvételekre szánták.

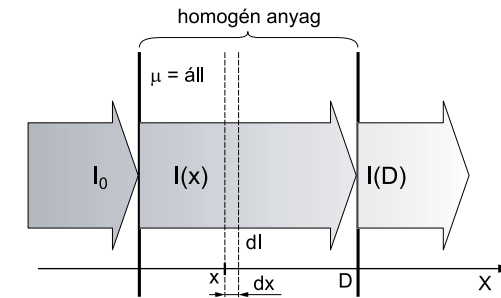
A CT azon számos technológiák egyike, melyet a számítógépek fejlődése tett lehetővé. A CT klinikai potenciálja már a korai klinikai alkalmazása során nyilvánvalóvá vált, és ez megszilárdította a számítógépek szerepét az orvosi képképzésben.

Számos fejlesztés történt az akvizíciós geometriában, detektor technológiában, multidetektor mátrixokban és a röntgenső kialakításában, melyek a mérési időt a másodperc töredékére redukálták. A modern számítógépek olyan számítási kapacitással rendelkeznek, ami a képi rekonstrukciót valós időben teszi lehetővé.

A CT kifejlesztéséért GODFREY HOUNSFIELD (Nagy-Britannia) és ALLAN CORMAC (USA) 1979-ben orvosi Nobel-díjat kaptak. A CT-technológiát ma már nem csak az orvostudományban, hanem sok más ipari alkalmazásban használják roncsolásmentes vizsgálati módszerként, mint pl. a geológiában kőzetmagvizsgálatra.

## Alapelvek

A CT matematikai elveit először RADON fejlesztette ki 1917-ben. Radon megmutatta, hogy egy ismeretlen tárgyról kép készíthető, ha a tárgyon keresztül végtelen (a valóságban véges) szá-

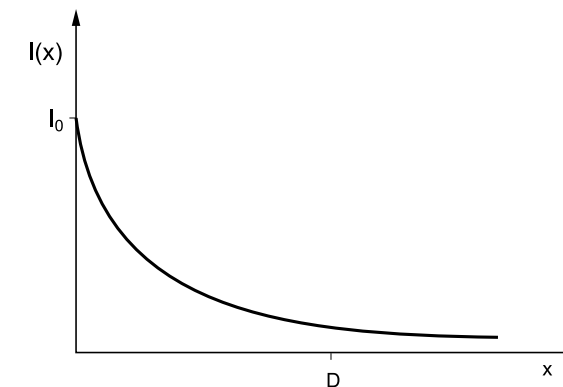


26.1. ábra A homogén anyagon áthaladó röntgensugár attenuációja

mú vetületet tudunk létrehozni. Ahhoz, hogy a CT által készített keresztmetszeti kép elkészítésének folyamatát megértsük, először kísérjük végig a röntgensugár adott anyagokon való áthaladását.

- **Homogén anyag.** Vizsgáljuk meg, hogy egy adott,  $\mu$  elnyelési együtthatóval jellemezhető anyagban hogyan függ az anyagon áthaladó  $I_0$  kezdeti intenzitású párhuzamos röntgensugárraláb intenzitása az anyag szélétől mért  $x$  távolságtól (26.1. ábra).

Legyen az anyag teljes vastagsága  $D$ . Válasszunk ki az anyagon belül az anyag szélétől  $x$  távolságban egy nagyon vékony  $dx$  vastagságú réteget, melynek határán keressük az intenzitást, amit jelöljünk  $I(x)$ -szel. Ezen  $dx$  vastagságú rétegen belül az intenzitás csökkenése  $-dI$ , amely arányos a  $dx$  vastagsággal és az intenzitás helyi  $I(x)$  értékével. Az arányossági tényező az anyagra jellemző  $\mu$  elnyelési együttható:



26.2. ábra A sugáryengülési törvény grafikonon ábrázolva

$$dI = -\mu I(x) dx$$

Ennek a differenciálegyenletnek a megoldása az  $x = 0$ -nál  $I(x) = I_0$  kezdeti feltételek mellett:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

melyet *sugárgyengülési törvénynek* hívunk. A sugárgyengülési törvény szerint az anyagba belépő röntgensugár kezdeti  $I_0$  intenzitása az anyag szelétől mért  $x$  távolság növekedésével exponenciálisan csökken (26.2. ábra).

Az anyag túloldalán ( $x = D$  vastagságnál) kilépő intenzitás ezek szerint:

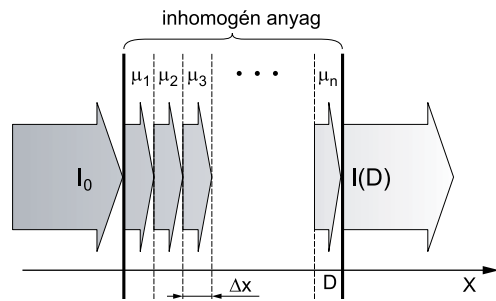
$$I(D) = I_0 e^{-\mu D}$$

amit az  $I_0$  kezdeti intenzitás, az anyagra jellemző  $\mu$  elnyelési együttható és az anyag  $D$  vastagsága határoznak meg.

- **Inhomogén anyag.** Természetesen a homogén anyag modell a legtöbb esetben nem fed a valóságot, ezért most megvizsgáljuk azt is, hogyan csökken a sugárnyaláb intenzitása inhomogén (változó elnyelési együtthatójú) anyagban. A legegyszerűbb esetben azt feltételezzük, hogy az anyag  $n$  darab önmagukban állandó, de egymástól különböző elnyelési együtthatójú  $dx$  vastagságú rétegből áll (26.3. ábra):

Ekkor minden egyes homogén rétegen belül igaz a fent ismertetett sugárgyengülési törvény. Mindössze azt kell észrevenni, hogy az egyik rétegből kilépő intenzitás lesz a következő rétegbe belépő kezdeti intenzitás. Így pl. az első rétegben a sugárnyaláb  $I_0 e^{-\mu_1 dx}$  mértékű gyengülést szenved. A második rétegben ez a gyengített  $I'$  intenzitású nyaláb lép be, amelyen belül  $I' e^{-\mu_2 dx}$  mértékben gyengül stb. Ezért a teljes gyengülés  $D$  vastagságú anyagon való áthaladás után:

$$I(D) = I_0 e^{-\mu_1 dx} e^{-\mu_2 dx} e^{-\mu_3 dx} \dots e^{-\mu_n dx} = I_0 e^{-\mu_1 dx - \mu_2 dx - \mu_3 dx \dots - \mu_n dx} = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n) dx}$$



26.3. ábra Az inhomogén anyagon áthaladó röntgensugár attenuációja

A kitevőt  $n$ -nel bővítve:

$$I(D) = I_0 e^{-\frac{\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n}{n} n dx} = I_0 e^{-\mu_{avg} D}$$

Vagyis azt kapjuk, hogy az inhomogén anyagból kilépő sugárnyaláb intenzitását az  $I_0$  kezdeti intenzitás, az anyag  $D$  vastagsága és  $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_n$  elnyelési együtthatók *átlaga* határozza meg.

A fent tárgyalt eset jól modellezi a hagyományos röntgenképzéskészítés alapjait, ahol a beteg háromdimenziós anatómiáját kétdimenziós vetületi képpé redukáljuk. Ebben az esetben a filmen megjelenő denzitást a fókuszpont és az adott vetületi pont között elhelyezkedő szövetek elnyelési együtthatóinak átlaga határozza meg (ha az  $I_0$  kezdeti intenzitást és a  $D$  vastagságot adottnak tekintjük), ami viszont azt eredményezi, hogy a sugárnyalábbal párhuzamos dimenziójú információknak is csak az átlagát tudhatjuk meg. Az egyes szöveti denzitások és ezek sorrendje ismeretlen marad.

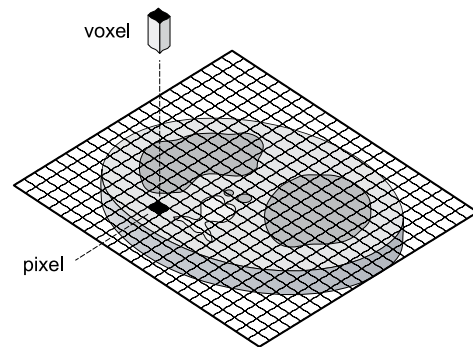
- **Voxel mátrix.** Ha a fent tárgyalt módon az inhomogén rétegekből álló anyagot más irányból is átvilágítanánk, akkor újabb információhoz juthatnánk ugyanazon térrészről. Képzeljünk el, hogy egy mellkas-röntgenfelvételt a radiográfus nem csak PA és laterális irányból készítené el, hanem a testet körüljárva 360°-ban számos irányból. Az emberi anatómia igen bonyolult, azonban egy egyszemű modell esetében ekkor már annyi információt nyernénk, hogy akár a vizsgált térrész keresztmetszetét is el tudnánk képzelni.

Képzeljünk el az egyszerűség kedvéért egy 3 vertikális és 3 horizontális szeletből álló anyagmodellt, melynek vizsgálandó és egyelőre ismeretlen keresztmetszetét szemlélteti a 26.4. ábra.

Jelöljük az ismeretlen elnyelési együtthatókat  $\mu_{ij}$ -vel, ahol  $i$  a sorok,  $j$  pedig az oszlopok indexe. Például  $\mu_{32}$  a 3. sor 2. oszlopában lévő elemet jelöli. Az ily módon modellezett térfogatelemek vagy voxelek (volume element) egy  $3 \times 3$ -as mátrixot alkotnak, melynek  $\mu_{ij}$  elnyelési

$\mu_{11}$	$\mu_{12}$	$\mu_{13}$
$\mu_{21}$	$\mu_{22}$	$\mu_{23}$
$\mu_{31}$	$\mu_{32}$	$\mu_{33}$

26.4. ábra Anyag keresztmetszetének modellezése  $3 \times 3$ -as mátrixszal



26.5. ábra A voxel és a pixel kapcsolata

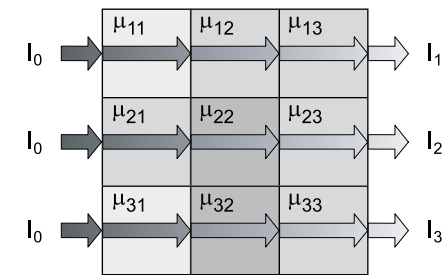
együtthatóit kell meghatároznunk ahhoz, hogy a keresztmetszeti információt kinyerjük. A CT digitális képet alkot, vagyis a kép képelemekből, más néven pixelekből (picture element) áll majd össze, melyek megfelelnek a voxelek azonos (x-y síkú) lapjának. A CT-képen minden pixel a neki megfelelő voxel szövetének átlagos röntgensugár-elnyelési együtthatóját reprezentálja (26.5. ábra).

A voxelek z irányú dimenzióját a CT által készített szelet vastagsága határozza meg (1–10 mm).

## Tomográfias akvizíció

A fent tárgyalt esetekben párhuzamos sugárnyaláb-geometriát feltételeztünk, azonban a modern CT-berendezésekben legyező-geometriájú sugárnyalábot alkalmaznak, melyben a sugárnyaláb divergáló. Képi rekonstrukció szempontjából ez olyan problémát vet fel, melyet – a nagy adatmennyiség miatt – szintén számítógépes háttér tud csak kiszolgálni. Legyező-geometria esetén a mérés matematikailag polárkoordináta-rendszerben történik, vagyis a voxelek helyét nem x és y, hanem  $r$  (sugár) és  $\varphi$  (polárszög) koordináták adják meg, melyet Descartes-féle derékszögű (x és y) koordinátákká kell transzformálni a képi megjelenítéshez. A továbbiakban a tárgyalás egyszerűsége kedvéért párhuzamos sugárnyaláb-elrendezést feltételezünk, de ne felejtjük el, hogy a valóságban legyezőszerű.

A CT-berendezés hardverének célja az, hogy a beteg testén keresztül nagyszámú sugárnyaláb gyengítés mérést végezzen. Ez az egyszerű axiális CT-kép hozzávetőlegesen 800 sugárnyalábbal 1000 irányból készül, ami 800 000 transzmissziós mérést jelent. A következő szelet axiális felvétele előtt a beteget az asztallal együtt z irányban elmozdítják.



26.6. ábra Első projekció a keresztmetszeti információ megszerzéséhez

## Tomográfias rekonstrukció

A beteg testén áthaladó minden sugár valamilyen mértékű gyengülést szenved (ld. fent). Referenciaként egy detektor olyan sugár intenzitását is megméri, amely nem halad át és így nem is nyelődik el, ez adja meg  $I_0$ -t.

Alkalmazzunk  $I_0$  intenzitású párhuzamos sugárnyalábot az első – vízszintes irányú – átvilágításhoz (26.6. ábra).

Ezzel a méréssel az  $I(D) = I_0 e^{-\mu D}$  összefüggés szerint kiszámítható az egyes sorokban elhelyezkedő voxelek denzitásainak átlaga:

$$\langle \mu_1 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_1} = \frac{\mu_{11} + \mu_{12} + \mu_{13}}{3}$$

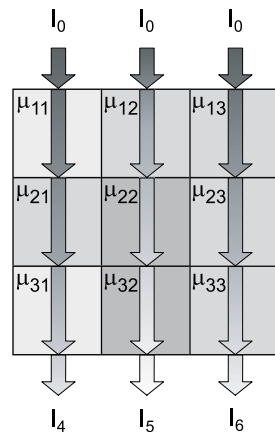
$$\langle \mu_2 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_2} = \frac{\mu_{21} + \mu_{22} + \mu_{23}}{3}$$

$$\langle \mu_3 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_3} = \frac{\mu_{31} + \mu_{32} + \mu_{33}}{3}$$

Ez az egyenletrendszer azonban kevés a kilenc ismeretlen meghatározásához, így újabb három, az előző háromtól lineárisan független egyenlet felállításához vizsgáljuk meg a testet függőleges irányból is (26.7. ábra).

Függőleges irányú átvilágítás esetén hasonló módon megkapjuk az egyes oszlopokban található denzitások átlagértékét:

$$\langle \mu_4 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_4} = \frac{\mu_{11} + \mu_{21} + \mu_{31}}{3}$$



26.7. ábra Második projekció az előzőtől független kombinációval

$$\langle \mu_5 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_5} = \frac{\mu_{12} + \mu_{22} + \mu_{32}}{3}$$

$$\langle \mu_6 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_6} = \frac{\mu_{13} + \mu_{23} + \mu_{33}}{3}$$

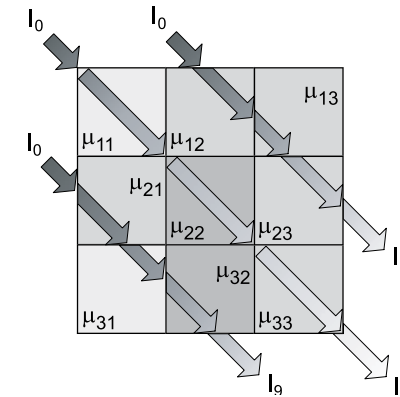
Ez három új, az előző háromtól lineárisan független egyenletet jelent, azonban ez még mindig kevés a kilenc ismeretlen meghatározásához, ezért újabb irányú mérésre van szükség. Ha most pl. 45°-kal elfordítjuk a sugárforrást és a detektorokat, akkor ebből az átlós irányból újabb három lineárisan független egyenletet kapunk (26.8. ábra).

$$\langle \mu_7 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_7} = \frac{\mu_{12} + \mu_{13} + \mu_{23}}{3}$$

$$\langle \mu_8 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_8} = \frac{\mu_{11} + \mu_{22} + \mu_{33}}{3}$$

$$\langle \mu_9 \rangle = \frac{1}{D} \ln \frac{I_0}{I_9} = \frac{\mu_{21} + \mu_{31} + \mu_{32}}{3}$$

Ezzel a  $\mu_{ij}$  voxelmátrix kilenc ismeretlenére nézve egy kilenc egyenletből álló egyenletrendszert kapunk, amelyből minden ismeretlen algebrai algoritmussal meghatározható.

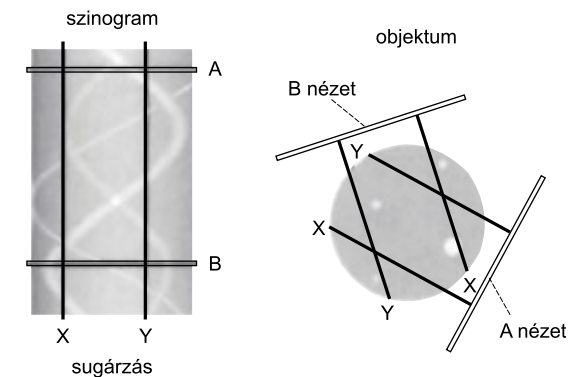


26.8. ábra Harmadik projekció

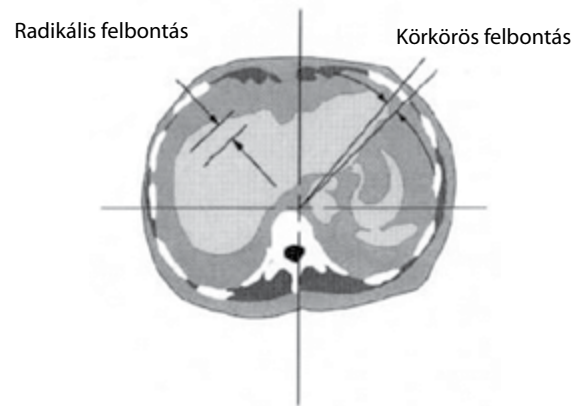
A valóságban természetesen nem 3 × 3, hanem jellemzően 512 × 512 ≈ 250 000 nagyságú ismeretlennel van dolgunk, mintegy 800 000 egyenletben, ami meghaladja az egyszerű algebra képességeit. A megoldást a visszavetítéses rekonstrukció (backprojection) jelenti.

### Szinogramok (sugarak és projekciók)

A CT-szelet előállításához vett adathalmaz a rekonstrukció előtt megjeleníthető. A megjelenítésnek ezt a fajtáját *szinogramnak* nevezzük (26.9. ábra). A szinogramokat nem használják klinikai célból, de a koncepció, amit megtestesítenek, nagyon érdekes és fontos a tomográfias elvek megértése szempontjából.



26.9. ábra A tárgyról készített szinogram képi rekonstrukció előtt

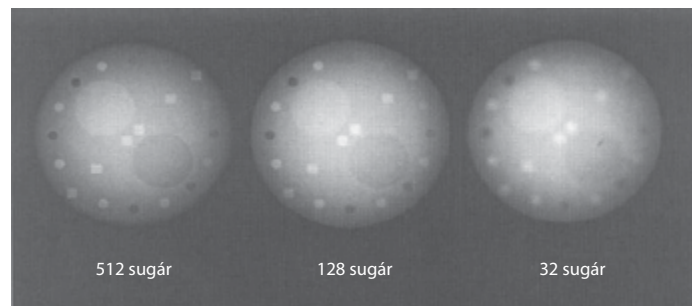


26.10. ábra Radiális és kerületi felbontás

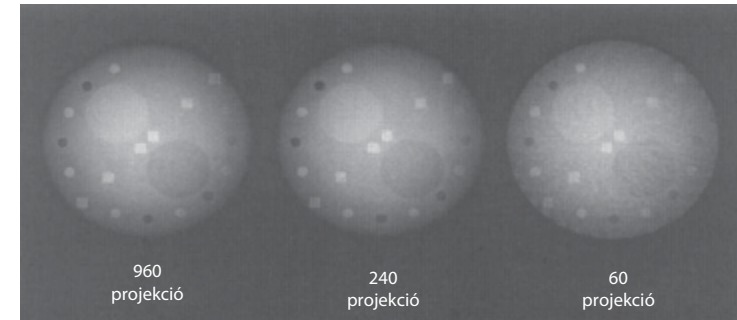
A szinogram vízszintes tengelye a sugarakat reprezentálja az egyes projekciókban, míg a függőleges tengelyen 0–360°-ig az egyes projekciókhoz tartozó szöveget ábrázoljuk. A modern CT-berendezésekben 800 sugárhoz 1000 projekció tartozik, ami 800 000 adatpontot jelent a szinogramban. Ez az adatmennyiség mintegy 4-szerese az  $512 \times 512$  felbontású CT-képhez szükséges adatnak.

A sugarak száma a CT-kép radiális felvételi felbontására van lényeges hatással, míg a projekciók száma a kép kerületi vagy körkörös felbontását határozza meg (26.10. ábra).

Egy fantom tárgyról készített CT-kép különböző radiális felbontásait mutatja a 26.11. ábra csökkenő sugárszám függvényében. Látható, hogy a sugarak számának csökkenése alacsony felbontású, elmosódott képet eredményez. Ugyanezen fantomról készített CT-kép különböző kerületi felbontásait láthatjuk a 25.12. ábrán, amely a túl kevés projekció hatását szemlélteti (fűrészfogasság).



26.11. ábra Fantomról készített felvételek csökkenő sugárszám mellett csökkenő radiális felbontással



26.12. ábra Fantomról készített felvételek csökkenő projekció mellett csökkenő kerületi felbontással

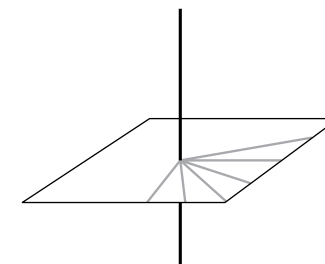
### Egyszerű visszavetítéses rekonstrukció (SBP)

Ha a kép nyersadatait megkapta a rendszer, az utolsó lépés a síkbeli vetületi adathalmaz (szinogram) használata az egyedi keresztmetszeti kép rekonstrukciójához.

Az egyszerű visszavetítés egy trigonometrián alapuló matematikai eljárás, ami a mérési folyamat ellenkezőjét utánozza. Minden egyes projekció minden egyes sugara az adott irányba eső  $\mu$  elnyelési együtthatók egyedi mérését reprezentálja. Ezen  $\mu$  értékek mellett az egyes sugarakban a rekonstrukciós algoritmusoknak ismernie kell azt a szöveget is, amely alatt az adott értéket mértük.

Az egyszerű visszavetítés egy üres képmátrixból indul ki (minden pixel értéke 0-ra van állítva), és minden projekció minden egyes sugarához tartozó ( $\mu$ ) értéket visszavetítik a képmátrixba, vagyis más szavakkal ( $\mu$ ) értéke a sugár haladási irányának megfelelően hozzáadódik minden pixel értékéhez a sugár nyomvonal mentén. Az így módon létrehozott projekciók összessége a képen az eredeti keresztmetszetet rajzolja ki.

Az egyszerű visszavetítéses rekonstrukció mellékterméke vagy jellemző képi műterméke az  $\frac{1}{r}$  függvény szerinti elmosódottság. Képzeld el, hogy a CT-berendezés egy egyszerű vékony húrról készíti a képet, amely a kép síkjára merőlegesen helyezkedik el (26.13. ábra).



26.13. ábra A kép síkjára merőlegesen vékony húrról készülő CT-kép rekonstrukciós lépései



26.14. ábra Pont elmosódottsága egyszerű visszavetítéses algoritmus esetén

Ideális esetben a képen a húr keresztmetszetének megfelelően egy kis pontot kellene kapnunk. Azok a sugarak, melyek nem haladnak át a húron, a képet nem zavarják meg, hiszen itt  $\langle \mu \rangle = 0$ . Azok a visszavetített sugarak azonban, melyek a húron áthaladnak, a húrnak a képsíkban lévő helyén keresztezik egymást, és ez a rekonstrukció kör teljes területén így van (26.14. ábra).

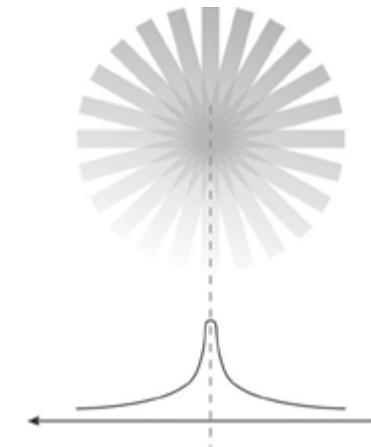
Ezen geometriai okok miatt a projekciók a húr metszetének középpontjáról indulva sugárirányban helyezkednek el. Ha a képen látható szűrkeségi fokozatot a húr metszetének középpontjától mért távolság függvényében megmérjük, azt kapjuk, hogy a távolsággal fordított arányban csökken:

$$I = \frac{1}{r}$$

Ez a jelenség a vizsgált tárgy képeinek elmosódottságát eredményezi, ha egyszerű visszavetítést használunk (26.15. ábra).

**Szűrt visszavetítéses rekonstrukció (FBP)**

Szűrt visszavetítés esetén a nyersadatot matematikailag szűrjük, mielőtt visszavetítjük a képmátrixba. A szűrés lépése matematikailag megfordítja a képi elmosódottságot, visszaállítva így a képet a vizsgált tárgy pontos reprezentációjává. A matematikai szűrés lépése a projekciós adatok adott konvolúciós maggal vagy más néven maszkkal történő konvolúcióját jelenti. Sokféle konvolúciós maszk létezik, és a különböző maszkokat különböző klinikai alkalmazásoknál használják, mint pl. lágyszövet-képalkotás vagy csontszövet-képalkotás.



26.15. ábra A pont elmosódottsági függvénye (Point Spread Function)

A maszk (26.16. ábra) matematikailag egy olyan  $n \times m$ -es mátrix, melynek elemei – a súlyok – az elmosódottság inverz értékei. Minden maszknak van origója, mely általában a bal felső eleme, de szimmetrikus maszk esetén a középső elem.

A maszkot végigfuttatjuk az  $N \times M$  méretű képmátrix minden egyes pixele fölött oly módon, hogy a maszk origója illeszkedjen a kép adott pixelére. Ekkor képezzük a maszk súlyainak és az adott súlyok alatt lévő pixelértékek szorzatait, majd ezeket a szorzatokat összeadjuk. Az eredmény az origó alatt lévő új pixelértéket adja. A második sor második eleme például így módosul:

$$p_{22}' = p_{22}k_{11} + p_{23}k_{12} + p_{24}k_{13} + p_{32}k_{21} + p_{33}k_{22} + p_{34}k_{23}$$

ami a 26.17. ábrán látható.

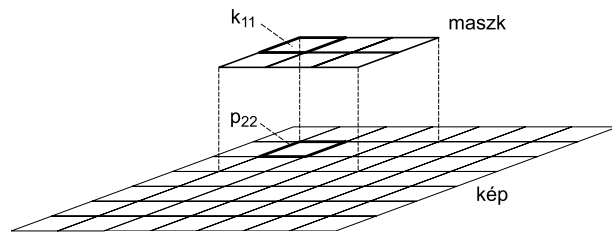
Ha ezt az eredeti input kép minden egyes pixelén végigfuttatjuk, akkor a kép elmosódottsága eltűnik.

origó

$k_{11}$	$k_{12}$	$k_{13}$
$k_{21}$	$k_{22}$	$k_{23}$

26.16. ábra Szűrő maszk, melynek  $k_{11}$  eleme az origó



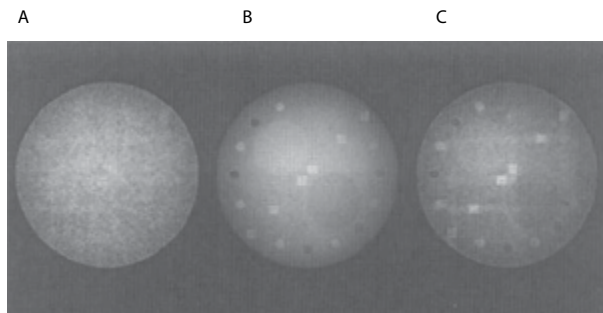


26.17. ábra A maszk súlyainak és a képmátrix pixeleinek konvolúciója

- **Szűrők.** Különböző szűrők használatosak, melyeket úgy kell elképzelnünk, hogy az elmosódottságot csökkentik a frekvencia függvényében. A Lak-szűrő (Dr. LAKSHMINARAYANAN-ról elnevezve) egyszerű lineáris szűrő, amely akkor hasznos, ha kevés képi zajjal van dolgunk, azonban a röntgentechnológiáknál ez nem teljesül.

A 26.18.a ábrán a magas frekvenciájú zaj erősen jelentkezik. A Shepp–Logan szűrő a magas frekvenciákat tompítja, ami viszonylag jó kompromisszumot jelent az alacsony zaj és a jó felbontás között (26.18.b ábra). A Hamming-szűrő a magasat teljesen eltünteti, ami igen alacsony zajt, de csökkent felbontást eredményez (26.18.c ábra).

A Lak, Shepp és Logan, valamint Hamming által bevezetett szűrők képezik a CT rekonstrukciós szűrők matematikai alapjait. Klinikai CT-berendezésekben a szűrőknek sokkal inkább lényegre mutató elnevezésük van, melyet a CT-gyártók pl. „csontszűrő” (bone filter) vagy „lágyszövet-szűrő”-ként (soft tissue filter) ismernek és használnak. A „szűrő” vagy „maszk”, másképpen „kernel” (convolution kernel) elnevezés szintén használatos.



26.18. ábra a: Magas zajszint; b: Shepp–Logan-szűrővel készült korrekció; c: Hamming-szűrő alkalmazásával készült korrekció

## Hounsfield-egység (Hounsfield Units)

A CT-rekonstrukció után a kép minden egyes pixelét egy sok tizedes jegyből álló tizedes tört jellemez, ami a számításokat nagyon megkönnyíti, azonban kevésbé használható a képi megjelenítéshez. A legtöbb számítógépes megjelenítő egész számokat használ a kép pixeleinek ábrázolásához. Ebből következően a CT-rekonstrukció után, de a tárolás és megjelenítés előtt a CT-képet normalizálják, és egész értékké alakítják. A CT-szám vagy Hounsfield-egység kiszámítása a kép adott pixelében ( $CT(x,y)$ ) a következő kifejezés alapján történik:

$$CT(x,y) = \frac{\mu_{x,y} - \mu_{vz}}{\mu_{vz}} \times 1000$$

ahol  $\mu_{x,y}$  az adott  $(x,y)$  pixelhez tartozó tizedes törtben kifejezett elnyelési együttható,  $\mu_{vz}$  a víz elnyelési együtthatója,  $CT(x,y)$  pedig a CT-szám vagy Hounsfield-egység, amely a végső klinikai CT-képen megjelenik. (A víz elnyelési együtthatója:  $\mu_{vz} = 0,195 \text{ 1/cm}$  azokra a röntgennyaláb-energiákra nézve, melyet jellemzően használnak a CT-nél.) Ez a normalizálás hozzávetőleg  $-1000$ -tól  $+3000$ -ig terjedő skálát eredményez a szövetekre nézve, ahol  $-1000$  megfelel a levegőnek, a lágyszövetek a  $-300 - (-100)$  tartományban találhatóak, a víz CT-száma 0, és a csontok, valamint a kontrasztanyaggal feltöltött terek a  $+3000$ -es CT-szám felé tartanak.

Vegyük észre, hogy a CT-szám egy relatív érték. Azt fejezi ki, hogy egy adott szövet elnyelési együtthatójának a víz elnyelési együtthatójától való eltérése hány ezreléke a víz elnyelési együtthatójának. A májszövet CT-száma  $60 \text{ HU}$  körüli, ez tehát azt jelenti, hogy a máj elnyelési együtthatója  $60$  ezrelékkal nagyobb, mint a vízé. A zsírszövetek  $-100 \text{ HU}$  körüli CT-száma azt jelenti, hogy a zsír elnyelési együtthatója  $100$  ezrelékkal (vagyis  $10\%$ -kal) kisebb, mint a vízé. Ilyen módon logikus, hogy a víz CT-száma  $0 \text{ HU}$ , hiszen saját magától nem térhet el.

Vizsgáljuk meg, hogy a CT-szám mely fizikai tulajdonságnak felel meg a beteg szempontjából. A CT-képeket nagyfeszültséggel (magas  $kV_p$ ) előállított, erősen szűrt, mintegy  $75 \text{ keV}$  átlagos energiájú röntgensugárral készítik. Ilyen energia mellett az izomszövetben a röntgensugár kölcsönhatását a szövettel mintegy  $91\%$ -ban a Compton-szórás teszi ki. Zsírszövetben a Compton-szórás aránya kb.  $94\%$ , míg csontszövetben  $74\%$  körüli. Emiatt a CT-szám főként az anyag azon tulajdonságából vezethető le, hogy milyen mértékben képes Compton-szóródást okozni. A szövetek igen fontos megkülönböztető jellemzője a sűrűségük ( $g/cm^3$ ), amely megmutatja az egységnyi térfogatukban található szövet tömegét. A lineáris elnyelési együttható ( $\mu$ ) egyenesen arányos a sűrűséggel, azonban ebben az esetben az egységnyi térfogatban található elektronok számával, az ún. elektronsűrűséggel ( $\rho_e$ ), melyet a következő kifejezés ad meg:

$$\rho_e = N_A \times \frac{Z}{A}$$

ahol  $N_A$  az Avogadro-szám ( $N_A = 6,023 \cdot 10^{23}$ ),  $Z$  a szövet rendszáma,  $A$  pedig a tömegszáma.

A lágyrészek fő összetevői a hidrogén ( $Z = 1, A = 1$ ), a szén ( $Z = 6, A = 12$ ), a nitrogén ( $Z = 7, A = 14$ ) és az oxigén ( $Z = 8, A = 16$ ). A szén, a nitrogén és az oxigén azonos  $Z/A$  aránnyal rendelkeznek ( $Z/A = 0,5$ ), így elektronsűrűségük azonos. A hidrogén  $Z/A$  aránya 1, így a hidrogén különböző mértékű jelenléte a különböző szövetekben hatással van a CT-számra. A hidrogéndús szövetek (pl. zsír) a CT-képen kiválóan ábrázolhatók.

Összefoglalva tehát elmondhatjuk, hogy a CT-képképzésnél a szövetek (elektron-) sűrűsége döntő szerepet játszik. Azon szövetek CT-száma, melyeknek a sűrűsége kisebb, mint a vízé, negatív előjelű. A pozitív CT-szám a víznél nagyobb sűrűsége utal. A CT-szám értéke pedig az ezrelékben kifejezett, a vízből vett relatív eltérést mutatja meg.

Megjegyezzük, hogy léteznek a  $-1000 - (+3000)$  tartományon kívüli CT-számok is. A legkisebb CT-száma, kevesebb, mint  $-1000$ , a vákuumnak lenne, hiszen ez egyáltalán nem nyeli el a sugárzást,  $+3000$  HU érték fölött kőzetek, nehézfémek stb. találhatóak.

A CT-szám kvantitatívan vonatkozik a sűrűsége, és ez a tulajdonsága bizonyos klinikai alkalmazásokban kifejezőbb diagnosztikát tesz lehetővé. A kalcifikálódott pulmonális csomók például tipikusan jóindulatúak, és a kalcifikáció mértéke meghatározható a CT-képről a csomó átlagos CT-száma alapján. A CT-készülékek jó pontossággal képesek a csontsűrűség mérésére is.

### CT-fluoroszkópiás rekonstrukció

A CT-fluoroszkópiában a CT-berendezés ál-valós idejű tomográfias képeket készít, melyet leggyakrabban biopsziás vezérléshez használunk. A CT-fluoroszkópia hasonlít a hagyományos CT-hez, mindössze néhány hozzáadott technológiai dologban különbözik tőle. A hagyományos röntgenfluoroszkópiához hasonlóan a CT-fluoroszkópiában is ugyanazon szövettartományról készül képsorozat, ezért az adott szövet sugárterhelése az ismételt expozíciók miatt szintén gondot jelent. Ezen probléma megoldására a CT-berendezések alkalmasak CT-fluoroszkópiás módban, amely alacsony, tipikusan  $20-50$  mA katódáram beállítást kíván meg, szemben a hagyományos CT-képképzésnél használt  $150-400$  mA-rel.

A valós idejű CT-képek előállításához speciális számítógépes hardverre van szükség. A készített képsorozat egyetlen fluoroszkópiás CT-képkockája sem különül el teljesen az öt megelőzötől. Vegyünk például egy képsorozatot, mely 6 képkockából áll, amit 1 másodperc alatt készítünk. A gantry szintén 1 s alatt tesz meg egy teljes fordulatot ( $360^\circ$ -ot). Ekkor a sorozat egyetlen kockájának felvételére rendelkezésre álló idő  $1/6$  s és a rendelkezésre álló szögelfordulás  $60^\circ$ . A CT-rekonstrukcióban, ahol teljes  $360^\circ$ -os projekciót használnak, minden CT-fluoroszkópiás kép 17% ( $1/6$ ) új információt és 83% ( $5/6$ ) régi információt tartalmaz. A kép elkészítéséhez szükséges idő így továbbra is 1 másodperc, de a teljes képi információ másodpercenként hatszor frissül.

Az egyes képkocka intervallumok alatt nem a teljes CT-fluoroszkópiás kép adatsorozata kerül újra feldolgozásra. Az előző 6 képkocka/másodpercet ismét példának véve képzeljük el, mi történik a művelet első másodpercét (első kép elkészítése) követő  $1/6$  másodpercben ( $167$  ms). A gantry  $60^\circ$ -os elfordulást végez és az ezen  $167$  ms alatt nyert projekciós adatokat a gép előkészíti, matematikailag szűri és visszavetíti, hogy a CT-alképet elkészítse. Ezt az új CT-képkockát pixelről pixelre hozzáadja a megelőző öt képkockához, így készítve el egy teljes CT-képet, ami megjeleníthető. Így tehát minden  $167$  ms-ben új képkocka készül és egy régi képkocka eldobódik, vagyis a még meglévő hat képkocka adódik össze, ami a CT-képet kiadja.

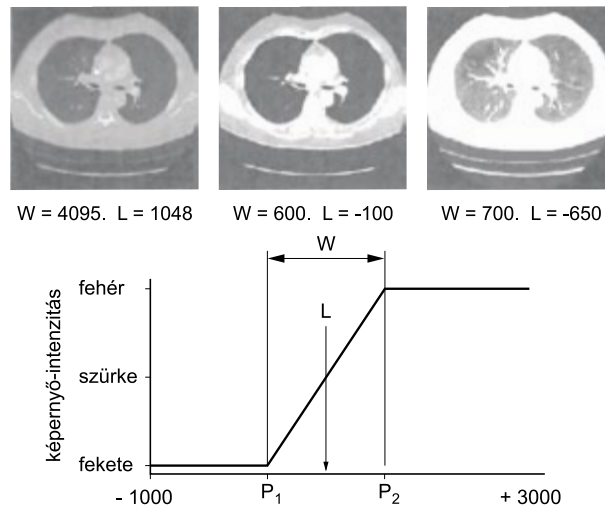
Bár a fenti példában 6 képkocka/másodpercet használtunk, a klinikai gyakorlatban magasabb képfrissítési sebesség is elérhető.

### Digitális képi megjelenítés

Ha a betegről készített CT-kép rekonstrukciója elkészült, a képi adatot a kezelőorvoshoz el kell juttatni megtekintés és diagnosztizálás céljából. Az alapvető posztprocessziós technika, melyet a CT-képen végrehajtanak, az ablakolás, azonban továbbiakról is lesz szó.

- **Ablakolás.** A CT-képek adatszerkezete tipikusan 12 bites szűrkeségi fokozatú „színmélységet” használ, így a CT-szám teljes tartománya  $2^{12} = 4096$  különböző érték lehet ( $-1000$ -tól  $+3085$ -ig). Korábban ez problémát jelentett a számítástechnikai hardver háttérre nézve, ezek ugyanis jellemzően 8 bites színmélységet használtak ( $256$  szín), mára azonban a számítástechnika fejlődése messze túlhaladta a CT-technológia felső korlátját ( $32$  bites színmélység nem számít különlegességnek).

Fontos azonban az emberi szem korlátozott kontrasztfelbontását figyelembe venni. Az emberi szem hihetetlenül széles skálán képes alkalmazkodni az abszolút fényintenzitáshoz, a holdfény nélküli éjszakai fénytől egészen a verőfényes napsütésig. Ezen széles skálájú alkalmazkodási képesség javarészt a szem azon képességének köszönhető, hogy képes a pupilla átmérőjét változtatni, így blendeként működik. A különböző szűrkeségi fokozatok egymáshoz képest mért relatív eltéréseinek megkülönböztetésére (kontrasztfelbontás) adott fix fényviszonyok mellett (adott pupillaátmérő) azonban mint pl. diagnosztikai felvételek megtekintésekor, az emberi szem korlátozott kontrasztfelbontó képességgel bír ( $30-90$  szűrkeségi árnyalat). Ha a teljes,  $-1000$ -tól  $+3000$ -ig terjedő CT-szám tartományt lefednénk, mondjuk  $90$  szűrkeségi fokozattal, akkor a képen lévő különböző szövetek, valamint egy adott szövet különböző struktúrái mind azonos árnyalattal szerepelnének. Ennek megoldására született az ablakolás. Az ablak szélessége ( $W = \text{Width}$ ) határozza meg a kép kontrasztját oly módon, hogy szűkebb ablak az adott szövetben magasabb kontrasztot eredményez. Az ablak helyzetét, vagyis a szöveti tartományt a centrum ( $L = \text{Level}$ ) adja meg.  $L$  és  $W$  változók megadásával a 26.19. ábrán látható karakterisztika alakját módosítjuk, ahol  $L$  jelöli a



26.19. ábra Egyazon felvételtől készített digitális rekonstrukciók ablakolással

görbe növekvő szakaszának középpontját, ez a vizsgálandó szövet CT-száma;  $W$  az ablak szélessége, mellyel a szövet kontrasztját növelhetjük, illetve csökkenthetjük.

$P_1 = L - \frac{1}{2}W$ , illetve  $P_2 = L + \frac{1}{2}W$  jelöli a töréspontokat, melyeken kívül eső tartományok homogén fekete ( $P_1$  alatt), illetve fehér ( $P_2$  fölött) színben ábrázolódnak. Az ezekben a CT-szám tartományokban lévő információ így elvész, de ez nem okoz gondot, hiszen nem is erre vagyunk kíváncsiak.

A 26.19.A-C ábrán ugyanazon szelet nyersadataiból készített képeket látunk az alábbi értékekkel:

a	$W = 4095$	$L = 1048$
b	$W = 600$	$L = -100$
c	$W = 700$	$L = -650$

- **Többsíkú rekonstrukció (MPR = multiplanar reconstruction).** Az axiális CT-képek sorozata háromdimenziós (3D) anatómiai információt hordoz, a legelterjedtebb mindenesetre az axiális megjelenítés. Olyan anatómiai képletek tanulmányozására, melyek a test cranio-caudalis dimenziója mentén helyezkednek el, mint pl. az aorta vagy a gerincvelő, néha célravezető a CT-képet a sagittális vagy a koronális irányokban rekonstruálni. Ez egy egyszerű technika, mindössze az amúgy is meglévő 3D képi adathalmazból kell a megfelelő síkot kiválasztani. Néhány MPR szoftver lehetővé teszi a kezelő számára a hajlított felület mentén történő rekonstrukciót is, hogy a kérdéses anatómiai struktúrát követhesse.

A sagittális és koronális CT képek térbeli felbontása jellemzően alacsonyabb az axiális nézethez képest. Az x-y síkba eső *voxelek dimenziója* adja az x vagy y tengely irányú felbontást, a z tengely irányába esőt azonban korlátozza a *szeletvastagság*.

A sagittális és koronális MPR-képeken az axiális CT-kép x vagy y dimenzióját kombinálják a z tengely mentén lévő képi adatokkal, ezért következik be tévedés (hibás illesztés) a térbeli mintavételezésben, ill. felbontásban. Az MPR szoftver interpolációval (közelítéssel) kompenzálja a mintavételezési hibát, így az MPR-képeken megmarad az azonos pixelszélesség/pixelmagasság aránya. A z tengely irányába eső térbeli felbontás azonban ezzel együtt sem növelhető, ezért az MPR-képek ezen tengely mentén kissé elmosódottak. Ha már a CT-vizsgálat előtt tudjuk, hogy MPR-képekre is szükség lesz, akkor indokolt a z irányú felbontás növelésére a vékony CT-szeleteket ( $1\text{ mm}$ ) használó protokoll alkalmazása.

- **Háromdimenziós képi megjelenítés.** A radiológiában legtöbbször 2D képeket vagy azok sorozatát vizsgálják, hogy a beteg anatómiáját és patológiáját 3D-ben elképzeljék. Néhány esetben azonban a kezelőorvos a CT-képet ál-3D módban történő ábrázolását részesíti előnyben. A térfogati rekonstrukciós technikáknak két fő osztálya van: felület hozzárendelés (volume rendering) és reprojekció. A CT-képek térfogat összeadásához (transzformálásához) szegmentációra van szükség, ami specifikus célstruktúrák meghatározását jelenti a 2D CT-képen 3D összemérés (transzformálás) előtt (számítógép által vagy emberi beavatkozással). A szegmentáció akkor végezhető el automatikusan a legkönnyebben, ha a célképlet és a szomszédos anatómiai képletek CT-számbéli különbsége nagy (pl. csont és lágyszövet). A legegyszerűbb szegmentációs algoritmus lehetővé teszi a felhasználó számára, hogy kiválasszon egy CT-számot és az algoritmus azt feltételezi, hogy a célképlet minden pixele magasabb CT-számot tartalmaz, mint a megadott küszöbérték. A CT alkalmas szegmentációja a képeket lényegében 1 bites reprezentációjává alakítja: 0, ha a célstruktúra nincs benne a pixelben (küszöbértékénél alacsonyabb CT-számú pixel), és 1, ha benne van (küszöbértékénél magasabb CT-számú pixel). Ha a célstruktúrát precízen szegmentáljuk, a számítógépes program kiszámítja (transzformálja) a struktúra meghatározott szögből látható elméleti nézetét virtuális 3D képként. A szoftver számos felületet számít ki a szegmentált adatsorozatból, ezt a folyamatot néha *felület transzformációnak* hívják. A nézőponthoz közelebbi struktúrák fedik a mélyebben fekvőket. A szoftver fejlettségétől függően egy vagy több fényforrást vehetünk bele a számítási folyamatba, így felületi árnyékolt hatást érve el. Különböző célstruktúrák azonosítására színekkel lehet ellátni azokat (pl. zöld ☞ tumor vagy gerincvelő, fehér ☞ csontok stb.). A CT-képképzésben tapasztalható jel-zaj arány (SNR = Signal – Noise Ratio) miatt néhány esetben a térfogati transzformációhoz szükséges szegmentáció időigényes feladat lehet, amely alapos emberi beavatkozást igényel, kevésbé vonzóvá téve ezzel az alkalmazást. Ezen probléma megoldására a térfogati információ megjelenítéséhez fejlesztették ki a reprojekciós technikát, melynél nincs szükség szegmentációra. A képeket egy meghatározott szögből nézve számítja ki a program a CT térfogati adataiból, amelyek geometriailag hasonlók a radiográfiai projekciós képekhez.

A projekciós technikák egyszerűen egy sugárkövető szoftvert használnak a térfogati adatszerkezeten keresztül a meghatározott szögből. A szoftver képes megjeleníteni azon voxelek CT-számának normalizált összegét, amelyeken keresztül a sugarak áthaladtak. Más szavakkal, a sugarak által kereszttezett voxelek maximális CT-számát jelenítik meg, ezért ezt a módot *maximum intenzitás projekciónak* (MIP) nevezik. Az MIP-megjelenítések ugyan nem annyira 3D hatásúak, mint a térfogati transzformációval készült képek, de eléggé reprodukciósan és teljesen automatikusan generálhatók. Az MIP-képek 3D hatásának növelésére gyakran képek egész sorozatát készítik el különböző szögekből és a képsorozatból rövid mozgókép-sorozatot, kisfilmet készítenek, mely forgatás közben mutatja be a vizsgált struktúrát.

- **STACK MODE VIEWING.** Mára a legtöbb radiológiai intézmény filmmentes környezetre tért át, melyben a diagnosztikai munkát végző szakemberek számítógép állomások előtt ülnek és soft copy képeket néznek. Az egyik megoldás, hogy a lehető legnagyobb mértékben leutánozzuk a filmnézőt négy vagy akár hat nagyfelbontású monitor alkalmazásával, melyeket mátrix-szerűen (klaszterben) összekapcsolnak, hogy az egész CT-adatsorozatot szimultán, egy időben megjeleníthessék. Bár ez a megoldás ismert, mégis költség- és helyigényes, és nem képes kedvezően kihasználni a soft copy megjelenítés kulcsfontosságú előnyét, a számítógépet.

Alternatív megoldás a számítógépes hardver egyszerűsítése, pl. két nagyfelbontású monitorral és a számítógéppel végeztetjük el a többi munkát. A STACK módban egyetlen CT-képet jelenítünk meg az egér mozgatásával, melyet a kezelő választ ki a teljes CT-sorozatból. Gyakran áttekinthető nézetet is találunk a CT-kép mellett, melyben az aktuális képi pozíció ki van emelve. Lehetséges két CT-kép egyidejű megjelenítése az azonos metszeti síkról, pl. prekontraszt vagy posztkontraszt képeké, különböző ablak beállítású képeké vagy a megelőző és az aktuális CT-vizsgálat képei együtt. Természetesen a STACK módú nézetnek számos permutációja létezik, azonban az alkalmazás alapvető előnye az interaktivitás: a kezelő valós időben végez „párbeszédet” a számítógéppel, hogy megjelenítse a képi adatot az eset értelmezéséhez szeletről szeletre.

## Sugárdózis

A különböző röntgen modalitásoknál különböző módon adjuk meg a sugárdózist. A mellkas-radiográfiánál például az expozíció (nem a dózis) az általában közölt összehasonlítási alap. A mamográfiában a dózis standard mérő jellemzője az átlagos mirigydózis (glaukuláris ~). A sugárdózis osztályozása a CT esetén határozottan eltér a hagyományos röntgentől a sugárdózis átadásának egyedi módja miatt. Három aspektust lehet kiemelni az összehasonlítás kedvéért.

Egyrészt egy egyszerű CT-kép erősen kollimált módon készül, ezért azon szövetek térfogata, melyeket az elsődleges röntgensugárnyaláb ér, sokkal kisebb, összehasonlítva pl. egyes átlá-

gos mellkasröntgennel. Másrészt a CT-nél a szöveti térrész, mely sugárterhelésnek van kitéve, a sokirányú felvétel miatt sokkal inkább elosztott sugárdózist eredményez. A hagyományos röntgenképalkotásnál a belépő nyaláb oldalán elhelyezkedő szövetek lényegesen nagyobb dózisterhelésnek vannak kitéve, mint a kilépő oldalon lévők. Végül, a CT-képalkotáshoz magas jel-zaj arányra (SNR) van szükség a magas kontrasztfelbontás kedvéért, és ezért a szeletek sugárterhelése az alkalmazott beállítási technikák (mAs és kV) miatt magasabb. Összehasonlításképpen:

mellkasröntgen	120 kV	5 mAs
mellkas-CT	120 kV	200 mAs

## Képmínőség

Összehasonlítva a hagyományos röntgennel, a CT-nek lényegesen rosszabb térbeli és lényegesen jobb kontrasztfelbontása van. Míg a hagyományos, film-alapú radiográfia meghatározó térbeli felbontása 7 vonalpár/mm és a digitális radiográfiáé 5 vonalpár/mm, addig a CT-é hozzávetőlegesen 1 vonalpár/mm.

A *kontrasztfelbontás* az, ami ezt a modalitást kiemeli: a CT-é messze a legjobb a klinikai röntgen modalitások között. A kontrasztfelbontás a klinikai képalkotó folyamat azon képességét jellemzi, hogy a csekély kontrasztkülönbségek milyen hatékonyan észlelhetők. Általánosan elfogadott, hogy a film alapú radiográfiai kontrasztfelbontás értéke kb. 5%, míg a CT kontrasztfelbontása 0,5% körüli. A klasszikus klinikai példa, ahol a CT kontrasztfelbontásának kapacitása kitűnik a lágyszöveti tumorok elkülönítése. A tumor és az őt körülvevő szövetek CT-számbéli különbsége eléggé csekély (kb. 20 HU), de mivel a zaj CT-számban kifejezett értéke ennél is kevesebb (kb. 3 HU), a gyakorlott megfigyelő számára a megjelenítőn látható lesz.

Mint ahogy a példából is kitűnik, a kontrasztfelbontás alapvetően a jel-zaj arányhoz kapcsolódik. A jel-zaj arány szorosan összefügg a képben egy pixelre jutó röntgenkvantumok számával is. Ha megpróbáljuk csökkenteni a pixel méretet (így növelve a térbeli felbontást), és a dózist ugyanazon az értéken tartjuk, akkor az egy pixelre jutó röntgenfotonok száma csökken. Ha például változatlan dózis és FOV mellett 512 × 512-ről 1024 × 1024-re növeljük a felbontást, minden egyes pixelen kevesebb foton halad át, ezért a jel-zaj arány minden pixelben csökken. A példa azt akarja szemléltetni, hogy a térbeli felbontás és a kontrasztfelbontás között kompromisszumot kell keresni. A CT-ben jól igazolható kapcsolat van a jel-zaj arány (SNR), pixelméret ( $\Delta$ ), szeletvastagság (T) és a sugárdózis (D) között:

$$D \propto \frac{SNR^2}{\Delta^3 \times T}$$

Az alábbi összefoglaló a CT térbeli és kontrasztfelbontását befolyásoló különböző faktorokat tartalmazza:

#### • Térbeli felbontás

Detektorköz (Detector pitch): a detektorok központtól középig mért távolsága.

Detektor apertúra: egy detektor aktív elemének szélessége. Kisebb detektorok alkalmazása növeli a kép levágási (Nyquist) frekvenciáját és javítja a térbeli felbontást minden frekvencián.

Nézetek száma: befolyásolja a CT-képben megjeleníthető magasabb térbeli frekvenciák megjeleníthetőségét műtermékek nélkül (ld. 26.13–23. ábra). Túl kevés nézet elmosódáshoz vezet, amely a kép széle felé észrevehetőbb.

Sugarak száma: a CT-kép készítéséhez használt sugárszám azonos FOV mellett alapvetően meghatározza a térbeli felbontást (ld. 26.13–22. ábra). Állandó FOV mellett a detektorköz csökkenésével a sugarak száma nő.

Fókuszfolt méret: mint minden röntgen-képzési eljárásnál, a nagyobb fókuszfolt fokozza a geometriai életszerűséget a képen és csökkenti a térbeli felbontást.

Tárgynagyítás: a nagyítás növelése fokozza a fókuszfolt elmosódását. Amiatt, hogy a beteg fix átmérőjű gantryben teljes körben végig kell szkennelni, a CT-ben tapasztalható nagyítási faktorok magasabbak, mint a hagyományos radiológiában. 2 ×-es nagyítási faktorok megszokottak és akár 2,7-re is emelkedhetnek testesebb betegek esetén a belépési felületen.

Szeletvastagság: a szeletvastagság ekvivalens a detektor apertúrával a craniocaudalis (z) tengely mentén.

#### • Kontrasztfelbontás

$mAs$ : a katód  $mAs$  értékének beállítása közvetlenül a keletkező röntgenfotonok számát befolyásolja, ezért hatással van a jel-zaj arányra és a kontrasztfelbontásra.

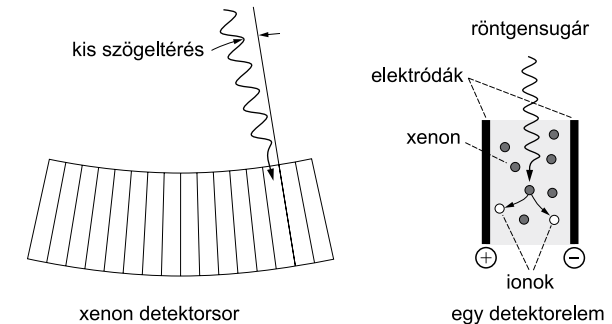
Látómező (FOV) és pixelméret: ha a beteg méretét és minden más paramétert változatlanul tekintjük, a látómező (FOV) növekedésével a pixelméret növekszik, ezzel az egy pixelre jutó röntgenfotonok száma is nagyobb lesz.

Szeletvastagság: egyenes arányban áll a képet kialakító fotonok számával. Vastag szelet esetén több foton készítette a képet, és nagyobb a jel-zaj arány.

Képrekonstrukciós szűrő: pl. csontszűrők alacsonyabb kontrasztfelbontást eredményeznek, légzőszűrők magasabbat.

Betegméret: testesebb betegben több sugárelnyelődés történik, ami kevesebb foton detektálását eredményezi. Ez a jel-zaj arányt és ezért a kontrasztfelbontást csökkenti.

Gantrysebesség: korlátozott  $mA$  beállítás esetén a gyorsabban forgó gantry csökkent  $mAs$  értéket eredményez, ami csökkenti a kontrasztfelbontást.



26.20. ábra Xenon detektor sorozat, mely ionizációs kamraként működik. A cellafalak csak a megfelelő irányból érkező fotonokat engedik be

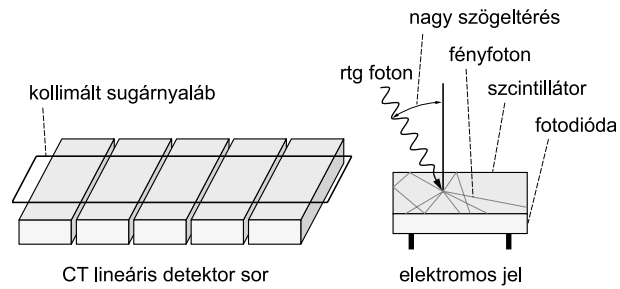
## Detektorok

### Xenon detektorok

A xenon detektor egy olyan vékony fémcella, melybe magas nyomású (25 atm) nem radioaktív xenon gázt töltenek (26.20. ábra). Bár a gázzal működő detektorok kevésbé hatékonyak a szilárd detektorokhoz képest, a cella vastagságával a hatékonyság javítható, így akár 6 cm vastagok is lehetnek.

Az egyes cellákat elválasztó falakat megfelelő vékonyságúra készítik, mely javítja a geometriai pontosságot, hiszen a cellák közti holt tér csökken. (A geometriai hatékonyság adja meg, hogy a sugárforrásból kilépő fotonok száma hogyan aránylik a betegből kilépő, ill. a detektorokhoz érkező fotonok arányához.) A xenon detektor celláinak pozicionálása rendkívül fontos, mert azok és a sugárnyaláb geometriája összhangban kell, hogy legyen. A xenon detektor ionizációs kamraként működik, tehát a fém cellafalak elektródaként viselkednek, amennyiben azokra megfelelő nagyságú feszültséget kapcsolunk. A xenon atomokat a belépő rtg-fotonok ionizálják, a keletkezett ionok az elektródák között fennálló néhány V feszültség hatására az elektródák felé mozdulnak, és elektromos jelet hoznak létre. Ezt az elektromos jelet erősíteni, majd digitalizálni kell, a kapott numerikus érték pedig a detektort ért fotonok számával arányos. Xenon detektorokat ma már legfeljebb olcsóbb készülékekben alkalmaznak, helyettük szilárdtest detektorokat alkalmaznak az újabb fejlesztésekben.





**26.21. ábra** A szilárdtest detektor egy szcintillációs kristályból és egy fotodetektorból áll. A röntgenfotonok a szcintillátorban fényfotonokat gerjesztenek, melyek a fotodetektorban elektromos jellé konvertálódnak. Az egyszerű CT-készülékben a detektor szélessége a legvastagabb szeletnél kicsit nagyobb, pl. 12 mm

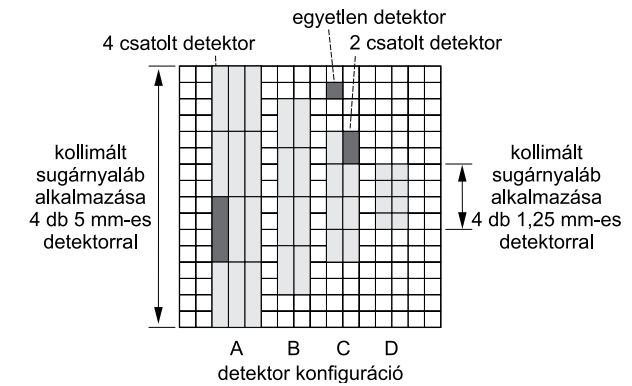
### Szilárdtest detektorok

A CT-ben alkalmazott szilárdtest detektor egy szorosan kapcsolt szcintillátorból és fotodetektorból áll. A szcintillátor röntgenfoton hatására fényfotont bocsájt ki, hasonlóan, mint az erősítőerőnyőben. A szcintillátor által kibocsájtott fényfotonok a fotodetektort (fotodióda) elérve a foton számmal arányos elektromos jelet indukálnak (26.21. ábra).

A szilárdtest CT detektor kialakítása nagymértékben hasonlít a digitális radiográfiában alkalmazott detektorokéhoz, ugyanakkor a CT-készülékben más teljesítménykövetelményeknek kell megfelelni. A detektorméret a CT-ben a milliméter nagyságrendben van (pl.  $1,0 \times 1,5$  mm a multidetektoros készülékekben), míg a digitális radiográfiában  $0,1 \times 0,1$  mm méretű detektoregységeket alkalmaznak (digitális mammográfiában még kisebb), melyek nagyon jó minőségűek és alacsony zajszinttel működnek. A különböző gyártók más és más szcintillátort használnak, de jellemző a  $CdWO_4$  (kadmium-wolfránát) ittrium vagy gadolínium kerámián. Mivel a szcintillátor anyagok rendszáma és sűrűsége is lényegesen nagyobb a magas nyomású héliumhoz képest, ezért a szilárdtest detektorok röntgenfoton abszorpciója jóval hatékonyabb. A detektorok között kis rést kell hagyni az esetleges „átgerjesztés” miatt, ez a detektor geometriai hatékonyságát csökkenti. Mivel a szilárdtest detektor felszíne vízszintes, ezért „bármely” szögéből érkező röntgenfoton aktiválni tudja.

### Multidetektor elrendezés

Amennyiben több lineáris detektor sort (modult) egymás mellé helyezünk, multidetektor elrendezést kapunk. A hagyományos egydetektoros CT-készülékekben a detektorok viszonylag szélesek vol-



**26.22. ábra** Multidetektor elrendezés. Az A-D példákban 4-4 szeletet lehet detektálni, de a szeletvastagság a szimultán működő detektorelemtől függ: az A példában 4, a B példában 3, stb. detektor működik egyszerre és kapcsoltan. Ennek eredményeképpen a szeletvastagság is változik (csökken)

tak (12–15 mm), a szeletvastagságot a kollimátor segítségével lehetett beállítani. A multidetektoros elrendezésben a szeletvastagságot a detektorokkal lehet beállítani, a kollimátor a teljes sugárnyaláb vastagságát módosítja ebben az esetben (sugárvédelem!). A szeletvastagság állításához a detektorok vastagságát kell tudni módosítani, és ez a detektorelemek összekapcsolásával, ill. szinkron működéssel valósul meg. A példában (26.22. ábra) szereplő esetben egy 16 szeletes detektorrendszer sémája látható, ahol egyetlen detektorelem szélessége (szeletvastagság) 1,25 mm.

Az elektronika négy detektorcsatorna kiolvasását teszi lehetővé és 1, 2, 3 vagy 4 detektorelemet lehet szinkron kapcsolni. Következésképpen  $4 \times 1,25$  mm,  $4 \times 2,50$  mm,  $4 \times 3,75$  mm vagy  $4 \times 5,00$  mm szeletvastagságot kapunk. A detektorelemek fizikailag „össze vannak drótozva”, összekapcsolásuk computer-vezérelt kapcsolókkal történik. A különböző gyártók térben eltérő detektorelrendezéseket alkalmaznak, a működési elvük azonban megegyezik.

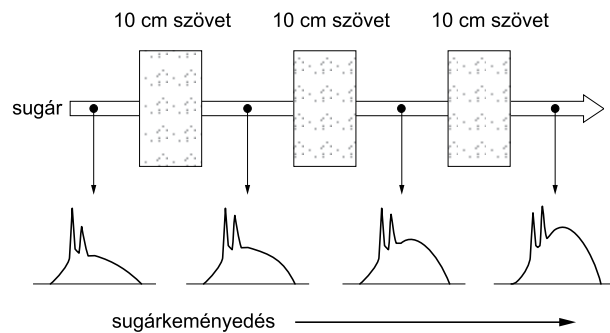
A detektorok a legyező alakú sugárnyalábot kb. 60 fokra lehet nyitni, és egyetlen detektorsorban akár 750 detektorelem helyezkedik el.

### Műtermékek

#### Sugárkeményedés (beam hardening)

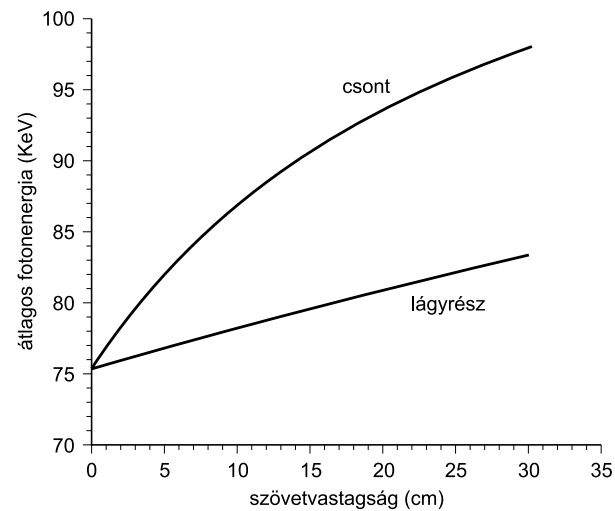
Akár a többi orvosi röntgenkészülék, a CT is egy folytonos spektrumot alkalmaz, mely kb. a 25–120 keV tartománnyal jellemezhető. A röntgensugárzás áthatoló képessége, mint tudjuk, a fotonener-



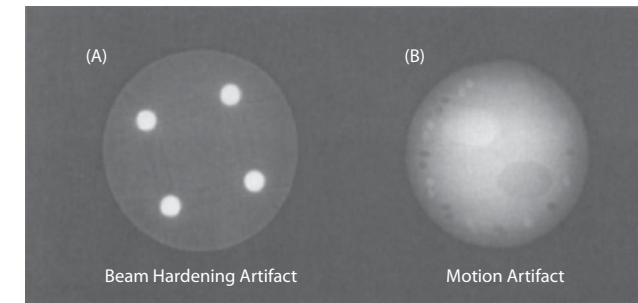


**26.23. ábra** A sugárkeményedés mechanizmusa. Az egyes szövetrétegekben az alacsonyabb energiájú fotonok abszorbeálódnak, így az átlagos fotonenergia folyamatosan növekszik

giától függ: egy adott vastagságú szöveten az alacsonyabb energiájú sugárzás attenuációja fokozottabb, mint a magasabb energiájú sugárzásé. Ezért, ahogy a röntgensugárzás a szöveteken keresztül áthalad, úgy a spektruma folyamatosan változik, ill. tolódik el a magasabb energiák felé (26.23. ábra), következésképpen a sugárzás átlagos energiája növekszik (keményedik).



**26.24. ábra** 120 kVp csőfeszültséggel és 7 mm alumíniummal filterezve az átlagos fotonenergia változása a szövetvastagság függvényében. A csont a nagyobb átlagos rendszáma és sűrűsége miatt fokozott sugárkeményedést okoz

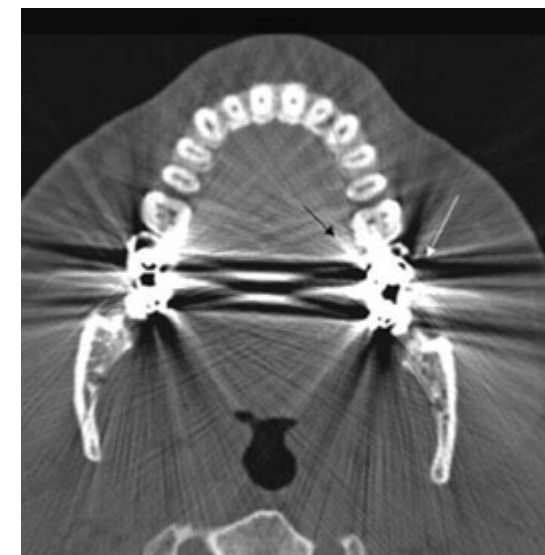


**26.25. ábra** Sugárkeményedés műtermék fantomon (a), mozgási műtermék (b)

Természetesen azok a szövetek és anyagok, melyekben nagyobb az attenuáció (pl. csont), fokozottabb sugárkeményedést hoznak létre, mint az azonos vastagságú lágyszövetek (26.24. ábra). A sugárkeményedés azért okoz műterméket a CT-képen, mert egyes projekcióban eltérő mértékű az attenuáció, mint a másokban, és ez zavart okoz a rekonstrukciós algoritmusban (26.25.a ábra).

A sugárkeményedés leggyakoribban a csöves csontok körül vagy a sziklacsont körül látható, de a szervezetbe beépített fémek, protézisek is jelentős műterméket idéznek elő (26.26. ábra).

Ma már a CT-készülékekben a sugárkeményedés csökkentését szolgáló algoritmust alkalmaznak, mely az egyes sugárnyalábok relatív attenuációja alapján korrigál. Még hatékonyabb az az



**26.26. ábra** Fém fogpótlás okozta sugárkeményedés (nyilak)

eljárás, amikor első lépésben megtörténik a képrekonstrukció, majd a különböző szövetekben megtett út figyelembevételével korrigálja a sugárkeményedés okozta attenuációt. A második lépésben már a korrigált értékekkel újra rekonstruálja a számítógép a képet.

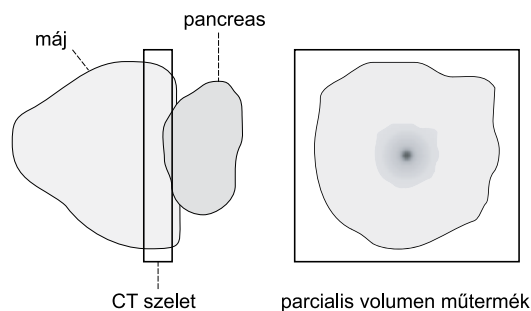
### Mozgási műtermék

Az adatgyűjtés közben történő elmozdulás mozgási műterméket eredményez. A kisebb amplitúdójú elmozdulás csak elmosódottságot eredményez, de nagyobb elmozdulás esetén képduplázódás vagy szellemkép jön létre (ld. 26.25.b ábra). Mozgási műtermék gyanúja esetén a szomszédos felvételek értékelésével lehet megbizonyosodni vagy kizárni a műterméket, és előfordul, hogy a vizsgálatot részben vagy egészben meg kell ismételni.

### Parciális volumen hatás

Az adott voxelben a CT-szám (denzitás) a sugárzás átlagos attenuációját jellemzi. Ha a voxelben csak egyféle szövet található, úgy a denzitás a szövetet reprezentálja, ugyanakkor lehet olyan voxel is, mely többféle szövetet (pl. csontot és zsírt is) tartalmaz. Ebben az esetben a voxel denzitás értéke a voxelben lévő szövetek attenuációs értékeinek súlyozott átlaga lesz. A parciális volumen hatás akkor a legvalószínűbb, ha lekerített struktúrák közel „párhuzamosak” a szelet síkjával. A legegyszerűbb példa a koponyatető, ahol a csont és az agyszövet kerülhet egy voxelbe, ezáltal az agyszövet megítélése nehézségbe ütközik a denzitás értékek átlagolódása miatt. A parciális volumen hatás akkor okoz általában problémát, ha az értékelő nem számít rá, pl. egymás melletti anatómia struktúrák esetén (26.27. ábra).

A parciális volumen hatás kiküszöbölésének legkézenfekvőbb módja a szeletvastagság csökkentése.



26.27. ábra Parciális volumen hatás. Az egymás melletti struktúrák azonos szeletben helyezkednek el, attenuációs koefficiensük átlagolódik

## 27. fejezet

# A mag-mágneses rezonancia (NMR) fizikai alapjai

Walter Norbert

Ebben a fejezetben az *atommagok viselkedését* írjuk le külső *mágneses térben*, megvizsgáljuk, hogy milyen folyamat zajlik le fizikai paramétereikben, milyen energiaváltozás történik ennek következtében, és *milyen sugárzás történik az energiaszintek közötti átmenetkor*. Kiemelten azoknak az atommagoknak a kölcsönhatását vizsgáljuk, amelyek eredő spinnel rendelkeznek, ezen belül is különös tekintettel a hidrogén atommagra.

## Felhasznált fogalmak

### Rezonancia

*Rezonanciának* nevezzük az olyan jelenségeket, amikor egy  $f_0$  sajátfrekvenciával rendelkező rendszer egy vele megegyező frekvenciájú külső gerjesztő rezgés hatására jön rezgésbe. Az  $f_0$ -al megegyező nagyságú külső gerjesztő frekvencia neve *rezonancia frekvencia*.

### Impulzus (lendület) és impulzusmomentum (perdület)

Egy haladó mozgást végző  $m$  tömegű és  $v$  sebességű test

$$l = m \times v$$

nagyságú *impulzussal* rendelkezik.

Ezzel analóg módon számítjuk ki egy  $m$  tömegű,  $v$  kerületi sebességű és  $r$  sugáron forgó- vagy körmozgást végző test impulzusmomentumát is:

$$\vec{L} = \vec{r} \times m \times \vec{v}$$

Az *impulzusmomentum* vektor iránya a forgó- vagy körmozgás forgásirányát adja meg. A matematikai vektoriális szorzat jobbkézsabálya szerint ez azt jelenti, hogy *pozitív előjel* esetén (a vektor

függőlegesen felfelé mutat) a forgásirány az óramutató járásával ellentétes, míg negatív előjel esetén (a vektor függőlegesen lefelé mutat) a forgásirány az óramutató járásával megegyezik.

### Kvantumszámok

A részecskék megengedett állapotait a fizika kvantummechanika nevű tudományterülete írja le, melynek jellemzésére kvantumszámokat vezet be (főkvantumszám, mellékvantumszám, spinkvantumszám, mágneses kvantumszám). Az atomhéjhoz hasonlóan az atommagban is teljesülnek a kvantummechanika törvényei. Tárgyalásunkban fontos szerepe a spinkvantumszámnak van. A spinkvantumszám ( $l$ ) jelenti a részecskék saját tengelyük körüli forgásának állapotát – impulzusmomentumát. A természetben a részecskék között előforduló legkisebb impulzusmomentum értéke  $\frac{h}{2\pi} = \hbar$  más néven hatáskvantum. Ennél kisebb hatás, vagyis impulzusmomentum nem létezik, nagyobb impulzusmomentumok pedig csak ennek egész számú többszöröse lehetnek.

(Az atommag körül lévő elektronok például csak olyan pályákon keringhetnek, amelyek  $\frac{h}{2\pi} = \hbar$  egész számú többszöröse. Ezek az egész számok a főkvantumszámok: a K héjon például minden elektron  $1 \times \hbar$  impulzusmomentummal rendelkezik, az L héjon  $1 \times \hbar$  stb.)

Az atomot felépítő részecskék spinkvantumszáma  $\frac{1}{2}$ , ami azt jelenti, hogy spinjüknek (impulzusmomentumuknak) egy adott z irányú (ez a mágneses indukció – B iránya) vetületének értéke  $\pm \frac{1}{2}$  lehet.

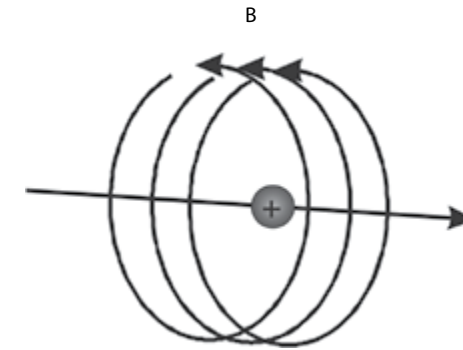
### Atommagok

Minden atommag Z darab protonból (rendszám) és N darab neutronból, közös nevükön nukleonokból áll ( $A = Z + N$  az atommag tömegszáma). Minden nukleon  $\frac{1}{2}$  spinnel rendelkezik, ezért az atommag is rendelkezhet eredő spinnel. (Az atommagban az energiaszintek betöltöttségére a Pauli-elv érvényes.)

Eredő spinnel azok az atommagok rendelkeznek, amelyek rendszáma és neutronszáma páratlan-páros, páros-páratlan vagy páratlan-páratlan értékű. A páros-páros atommagok eredő spinje 0.

**27.1. táblázat** Néhány anyag atommagjának eredő spinje

atommag	spin
1H	1/2
2H	1
13C	1/2
19F	1/2
23Na	3/2
31P	1/2



**27.1. ábra** Mozgó töltés mágneses mezője

Az élő szövetet felépítő néhány – eredő spinnel rendelkező elem atommagja, és ezek spinje látható a 27.1. táblázatban.

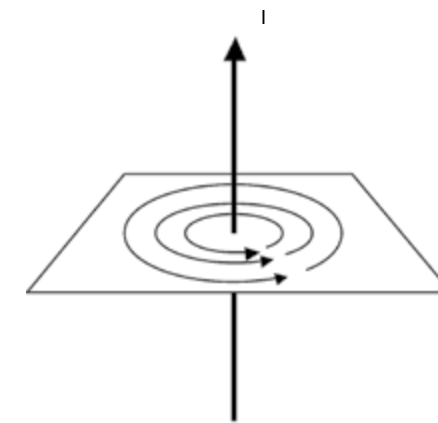
A továbbiakban az  $^1\text{H}$  atommagot mint az élő szövetet legnagyobb mennyiségben felépítő részecskét fogjuk vizsgálni.

### Mágnesség

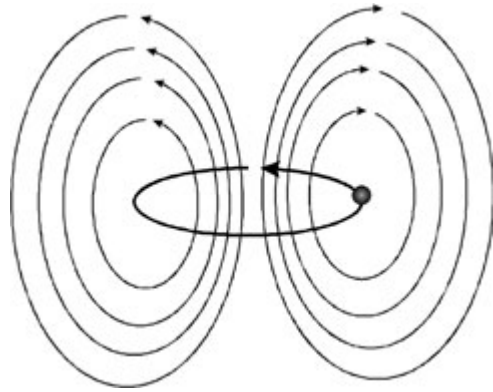
Tapasztalat szerint a mágnességet töltések mozgása okozza.

Egy egyenes vonalban mozgó töltés körül a mozgás irányára merőleges síkban körszimmetrikus mágneses mező alakul ki (27.1. ábra).

Az így kialakult mező szemléltethető egyenes vezetékkel átszúrt papírlapra szórt vasreszelékkel is, amikor a vezetékben I erősségű áram folyik (27.2. ábra).



**27.2. ábra** Áram által átjárt egyenes vezető mágneses tere



27.3. ábra Körpályán mozgó pozitív töltés mágneses tere

Körpályán mozgó töltés környezetében kialakuló mágneses tér a mozgás pályáját szintén gyűrű alakban burkolja körül, azonban a körszimmetria eltorzul, a pálya belsejében sűrűbben, kívül pedig a pályától távolodva egyre kisebb sűrűséggel van jelen (27.3. ábra).

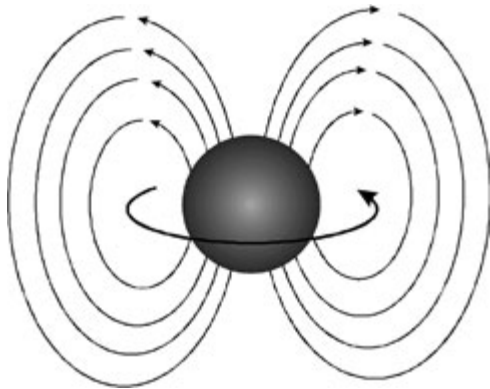
Forgó töltés szintén mágneses mezővel rendelkezik, hiszen minden pontja körmozgást végez (27.4. ábra).

### Mágneses indukció

A mágneses indukció a mágneses tér erősségének leírására szolgáló fizikai mennyiség. Jele:  $B$ , mértékegysége T (tesla).

Összehasonlításképpen néhány mágneses indukció adat:

- Föld: 30–60  $\mu\text{T}$
- Rúd-mágnes: 0,1–0,2 T



27.4. ábra Forgómozgást végző pozitív töltés mágneses tere

- Villamos forgógépek, trafók: 0,8–2 T
- MRI: 0,3 T-től 7 T-ig
- MRS: 20 T-ig

### Mágnesek

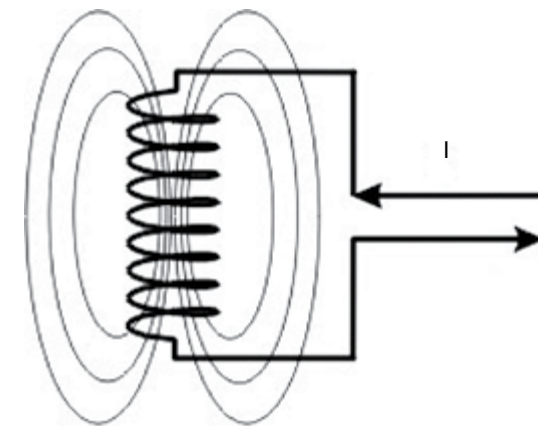
A töltött részecskék mozgása különböző esetekben okozhatja mágneses mező kialakulását maguk körül.

#### Permanens mágnesek

A permanens vagy állandó mágnesek közös jellemzője, hogy külső hatás nélkül, saját mágneses mezővel rendelkeznek. Leggyakoribb képviselőjük a magnetit  $\text{Fe}_3\text{O}_4$ . Az ilyen tulajdonságú anyagok atommagjainak és elektronhéjainak saját mágneses terei eredő makroszkopikus mágneses mezőt hoznak létre.

#### Elektromágnesek

Áram által átjárt tekercs mágneses mezővel rendelkezik, amely megfigyelhető mind a tekercs belsejében, mind környezetében. Egy szolenoid (hengeres) tekercs mágneses tere látható a 27.5. ábrán.



27.5. ábra Szolenoid mágneses tere

A szolenoid belsejében nagy pontossággal térben állandó értékű – *homogén*, állandó erősségű egyenáram esetén időben is állandó nagyságú – *sztatikus mágneses mező* alakul ki. A mágneses indukció értéke:

$$B = \mu_0 \times \frac{I \times N}{l}$$

ahol  $I$  a tekercsben folyó áram erőssége,  $N$  a tekercs menetszáma,  $l$  a hossza,  $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \frac{Vs}{Am}$  pedig a vákuum permeabilitása. Anyagok abszolút permeabilitása a

$$\mu = \mu_r \mu_0$$

összefüggés szerint számolható ki, amelyben  $\mu_r$  az anyag *relatív permeabilitása*, amely megmutatja, hogy az adott anyag hányszorosára növeli vagy csökkenti belsejében a vákuumbeli mágneses tér erősségét.

Nagy erősségű mágneses tér kialakításához vagy nagy erősségű áramra, vagy nagy menetszámú tekercsre van szükség. Közös probléma mindkét esetben, hogy a fémből készült vezetékben jelentős hő termelődik, ami tetemes veszteséget és magas működési költséget okozna.

*Szupravezető* anyagból készült elektromágnes esetében azonban az energiavesztés oly mértékben lecsökken, hogy egy ilyen anyagból készült elektromágnesben az áram indítása után további áramforrásra nincs is szükség. Ennek az az oka, hogy a szupravezetők egy bizonyos hőmérséklet alatt ( $T_c$  – Curie-pont) teljesen elveszítik az elektromos ellenállásukat.

Az MR képző berendezésekben jellemzően szupravezető mágnessel hozzák létre az alap  $B_0$  értékű nagy térerősségű mágneses teret, amely a mag-mágneses rezonancia jelenségének alapja. Megjegyezzük, hogy vannak kisebb térerősségű permanens mágnessel készült MR-ek is. A képalkotásához szükséges sokkal kisebb térerősségű, úgynevezett gradiens mágneses tereket ( $x$ ,  $y$  és  $z$  irányban) hagyományos vezetőből készült tekercsek keltik.

### Az anyagok mágneses csoportosítása

A következő táblázat az anyagok  $\mu_r$  relatív permeabilitása szerinti csoportosítását mutatja. Eszerint megkülönböztetünk *paramágneses*, *diamágneses* és *ferromágneses* anyagokat. A diamágneses anyagok relatív permeabilitása egynél egy kicsivel kisebb érték, a külső mágneses tér bennük kissé gyengítve van jelen. A paramágneses anyagok ezzel szemben egynél egy kicsivel nagyobb relatív permeabilitással rendelkeznek, ezért bennük a külső mágneses tér enyhén felerősödik. Mindkét típus közös jellemzője a külső mágneses tér erősségének csak kismértékű – kb. százazred, milliomod résznyi változtatása. A ferromágneses anyagok ezzel szemben igen jelentős mértékben megnövelik magukban a külső mágneses tér erősségét.

### 27.2. táblázat Egyes anyagok relatív permeabilitása szerinti mágneses csoportok

Anyag	$\mu_r$	Anyag	$\mu_r$
Légüres tér (vákuum)	1	Ferromágneses anyagok –lágy:	
Diamágneses anyagok:		Öntöttvas	70
Cu	0,999 98	Si-vas	5000–104
H <sub>2</sub> O	0,999 992	Permalloy (78,5% Ni-21,5% Fe)	104–105
Paramágneses anyagok:		Supermalloy (permalloy + 5% Mn)	105–106
Al	1,000 002	Ferromágneses anyagok – kemény:	
Levegő	1,000 004	Acél	40–6000

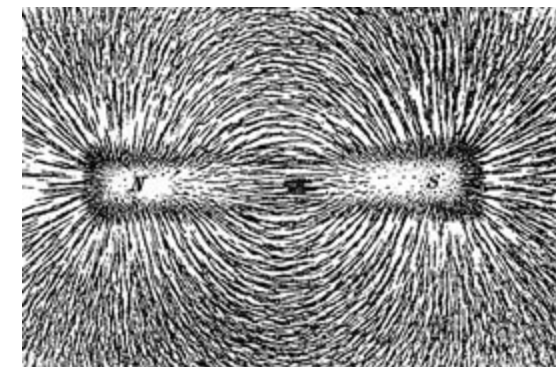
### Mágneses dipólusok

A természetben a mágnesség csak *dipólusok* formájában van jelen, monopólusok nem léteznek. Minden dipólus egy északi és egy déli pólussal rendelkezik, melyeknek póluserőssége  $+p$  (É) és  $-p$  (D). (Szemléletesen megmutatható a póluserősségek közötti különbség, ha vasreszeléket szórunk a mágnes köré. A nagyobb póluserősségű mágnes körül több vasreszelék gyűlik össze, mert nagyobb a mágneses indukció erőssége körülötte (27.6.ábra).

### Mágneses momentum

Egy mástól  $l$  távolságra lévő,  $+p$  és  $-p$  póluserősségű mágneses dipólus *mágneses momentuma*:

$$m = p \times l$$



27.6. ábra Permanens mágnes köré szórt vasreszelék a pólusok környezetében helyezkedik el legsűrűbben



Ez a mennyiség szemlélteti, hogy mennyire nehéz vagy könnyű elfordítani egy mágneses dipólust mágneses térben. A dipólus momentum vektor hegye az Északi, eleje a Déli pólus.

A forgó töltések mágneses momentuma

$$\vec{m} = \frac{q}{2m_q} \times \vec{L} = \gamma \times \vec{L}$$

szerint számolható, amelyben  $\gamma = \frac{q}{2 \times m_q}$  a forgó töltés *giromágneses faktora* Hz/T, L az impulzusnyomatéka.

A forgó töltés mágneses terét egyetlen vektorral helyettesítve ábrázoljuk szimbolikusan, amely a forgástengelyre esik, iránya pedig megegyezik az impulzusmomentum vektor irányával. A vektor hegye mutatja meg az Északi, eleje pedig a Déli pólust.

Azok a részecskék rendelkeznek *mágneses momentummal*, amelyek *eredő spinel* (vagyis eredő impulzusmomentummal) és töltéssel is rendelkeznek.

Az atommagok mágneses momentuma nem mérhető meg közvetlenül, mert a részecskék állapotainak mérése beavatkozást jelent magába a mérendő állapotba, hiszen a mérő eszköz legalább akkora, mint a részecske maga. Ezért *megmérni csak* az adott állapotának egy adott térbeli irányra (pl. z) vett *vetületét lehet* (ez a B iránya). A fentiek tükrében egy *atommag mágneses momentumának z irányú vetülete*

$$\mu_z = \gamma \times \hbar \times m$$

szerint adódik, ahol  $\mu$  az *atommag mágneses momentuma*,  $\gamma$  az atommag giromágneses faktora,  $\hbar$  a hatáskvantum,  $m$  az atommag mágneses momentumának z tengely irányára vett vetületének értékeit leíró kvantumszám, a *mágneses kvantumszám*. (Megjegyezzük, hogy az atommagok esetében  $\mu$ -vel a mágneses momentumot,  $m$  betűvel pedig a mágneses kvantumszámot jelöljük, ami nem összetévesztendő a makroszkopikus forgó töltések mágneses momentumával!) A mágneses kvantumszám értéke  $2l + 1$  különböző értéket vehet fel, azaz az 1H atommag esetén ( $l = 1/2$ ) kétféle értéket, ami  $\pm 1/2$  lehet.

A fent említett atommagok giromágneses faktorát a 27.3. táblázat tartalmazza.

### 27.3. táblázat Atommagok giromágneses faktora (ms)

Atommag	Giromágneses faktor ( $\gamma/2\pi$ , MHz/T)
1H	42,58
2H	6,53
13C	10,71
19F	40,05
23Na	11,26
31P	17,23

## Mágneses dipólus energiája külső mágneses térben

B indukciójú külső mágneses térbe helyezett  $m$  mágneses momentumú dipólusra a mágneses tér forgatónyomatékat gyakorol (elfordítja É–D irányba). Ha az É–D irányból el akarjuk fordítani a dipólust, munkát kell végeznünk, vagyis a dipólussal energiát közlünk. *B indukciójú térbe helyezett m mágneses momentumú dipólus energiája:*

$$E = -\vec{m} \times \vec{B}$$

Az energia legkisebb értéke  $-mB$ , amikor a dipólus mágneses momentum vektora B irányába néz (*parallel beállítás*), legnagyobb értéke pedig  $+mB$ , amikor vele ellentétes irányba (*antiparallel beállítás*). Megjegyezzük, hogy az energia értéke akkor 0, amikor merőlegesek egymásra, erre azonban az atommagok mágneses rezonanciájának vizsgálatakor nem lesz szükség.

## Az atommagok kölcsönhatása a mágneses térrel

### Az atommagok spinjének mozgása mágneses térben

A mágneses térrel kölcsönhatásba lépő  $\mu$  mágneses nyomatékkal (és ezzel egy irányú spinel) rendelkező atommagok spin vektora a mágneses tér iránya körül precesszáló mozgást végez. A *precesszáló mozgás* egy saját tengelye körüli forgó mozgást végző test forgástengelyének kúppalást mentén történő körkörös mozgása. (Ilyen mozgás a bűgőcsiga tengelyének imbolygó mozgása.) A precesszáló mozgás *szögsebessége és frekvenciája:*

$$\omega_L = \gamma \times B$$

$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} \times B$$

az úgynevezett *Larmor-szögsebesség* vagy *Larmor-frekvencia*.

### A mágneses momentummal rendelkező atommagok energiája mágneses térben

A kvantummechanika szerint *az atommagok spinje (l)* nem lehet akármilyen beállítású a mágneses térhez képest, hanem *z irányú vetülete csak  $+1/2\hbar$  vagy  $-1/2\hbar$  értéket vehet fel*. Ez azt jelenti, hogy precessziója vagy a mágneses tér irányával megegyező beállással történik ( $+1/2$ , parallel beállítás, alapállapot), vagy vele ellentétes irányba ( $-1/2$ , antiparallel beállítás, gerjesztett állapot).



B indukciójú mágneses térbe helyezett  $\mu$  mágneses momentumú atommag a fentiek szerint

$$E = -\vec{\mu} \times \vec{B} = -\mu_z \times B$$

energiával rendelkezik, melybe  $\mu_z = \gamma \times \hbar \times m$  értékét behelyettesítve az energia nagysága:

$$E = -\gamma \times \hbar \times B \times m$$

ahol (a kvantummechanika szerint)  $m = 2 \times l + 1 = \pm 1/2$ , a mágneses kvantumszám. A két energiaszint értékei tehát:

$$E_{1/2} = -\gamma \times \hbar \times B \times 1/2$$

$$E_{-1/2} = -\gamma \times \hbar \times B \times (-1/2) = \gamma \times \hbar \times B \times 1/2$$

Ez a kétféle energia felel meg a mágneses térbe helyezett atommag spinjének *parallel* vagy *antiparallel* beállításának. A két energiaszint közötti különbség:

$$\Delta E = \gamma \times \hbar \times B = \gamma \times \frac{h}{2\pi} \times B = h \times \frac{\lambda}{2\pi} \times B = h \times f_L$$

Tehát az  $f_L$  Larmor frekvenciával precesszáló spinű, *parallel* beállítású atommag az ezen frekvenciával megegyező frekvenciájú *külső sugárzást rezonanciaszerűen elnyeli*, miközben magasabb energiaszintre kerülve *antiparallel* beállásúvá válik.

Példaképpen  $B=1,5$  T indukciójú mágneses térbe helyezett  $^1\text{H}$  atommag spinjének Larmor-frekvenciája:

$$\gamma = 42,58 \frac{\text{MHz}}{\text{T}}$$

$$B = 1,5 \text{ T}$$

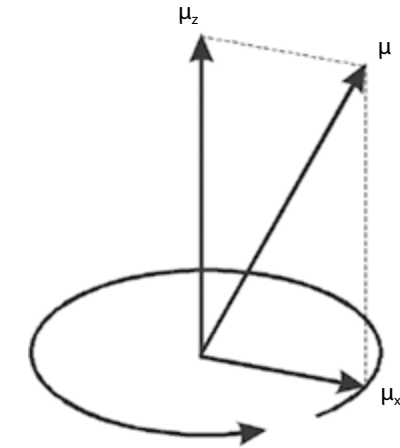
$$f_L = \gamma \times B = 42,48 \times 1,5 = 63,87 \text{ MHz}$$

vagyis a *parallel* beállítású atommagok ugyanekkorra frekvenciájú UHR rádiósugárzással hozhatók gerjesztett állapotba – *antiparallel* beállításba.

A híradástechnikában alkalmazott kívülről érkező URH tartományú sugárzást Faraday-kalitka alkalmazásával szűrik ki.

### Az atommag mágneses momentumának komponensei

B indukciójú mágneses térbe helyezett  $\mu$  mágneses momentumú atommag spinje  $f_L$  Larmor-frekvenciával precesszál a mágneses tér indukcióvonalára körül. A koordinátarendszerben elhelyezve megegyezés szerint B z iránnyal esik egybe, x-y sík erre merőleges.



27.7. ábra A mágneses momentum komponensei

A precesszáló atommag mágneses momentumának z (*longitudinális*) komponense, mint láttuk:

$$\mu_z = \gamma \times \hbar \times m$$

melynek az értéke állandó.

Az x-y síkban vett (*transzverzális*) komponens azonban  $f_L$  frekvenciájú, vagy  $\omega_L$  szögsebességű körmozgást végez (27.7. ábra).

## Atommagok mágneses térben

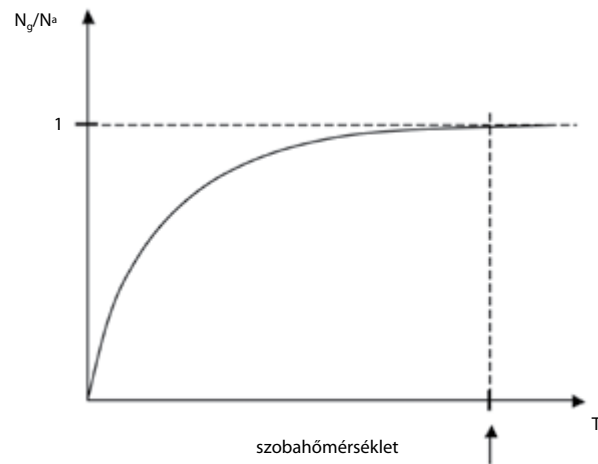
### A Boltzmann-eloszlás alkalmazása az atommagok orientációjára

A Boltzmann-eloszlás leírja egy adott részecskesokaságban a *gerjesztett állapotú* és az *alapállapotú részecskék számának* ( $N_g$  és  $N_a$ ) *arányát* adott T abszolút hőmérsékleten, miközben a két állapot közötti energiakülönbség  $\Delta E$ .

$$\frac{N_g}{N_a} = e^{-\frac{\Delta E}{k \times T}}$$

ahol  $k = 1,38 \times 10^{-23} \text{ J/K}$ , a Boltzmann-állandó (27.8. ábra).

Alacsony hőmérsékleten az alapállapotú részecskék vannak túlsúlyban, a  $N_g/N_a$  értéke kis szám, a hőmérséklet csökkenésével nullához tart. Elvileg minden részecske alapállapotba 0 K hőmér-



**27.8. ábra** A  $\Delta E$  energiakülönbségű alapállapotban és gerjesztett állapotban lévő részecskék számának aránya  $T$  hőmérsékleten – a Boltzmann-eloszlás

sékleten következne be. (Ezt a termodinamika III. főtétele tiltja.) Ekkor a  $N_g/N_a$  arány értéke zérus lenne. A hőmérséklet emelésével nő a gerjesztett állapotú részecskék száma,  $N_g/N_a$  aránya egyhez tart, vagyis egyre inkább azonossá válik a két állapotbeli részecskék számának aránya. Szobahőmérséklet közelében az arány gyakorlatilag 1, azonban egy kevéssel az alapállapotú atommagok vannak többségben.

Konkrét példában: 37 °C hőmérsékleten 0,5 T térerősség esetén 2 millió proton közül az alapállapotú protonok száma a gerjesztett állapotúakénál csak 4-gyel több!

### Mágneszettségi vektor

Sok atommag mágneses momentumának eredője egy anyagban az úgynevezett  $M$  mágneszettségi vektor. Megvizsgáljuk a mágneszettségi vektor komponenseit rádiófrekvenciás gerjesztés előtt és után ugyanezen koordináta-rendszerben:  $z$  egybeesik  $B$  irányával, az  $x$ - $y$  sík erre merőleges.

#### $M$ komponensei gerjesztés előtt

##### Longitudinális ( $z$ ) komponens

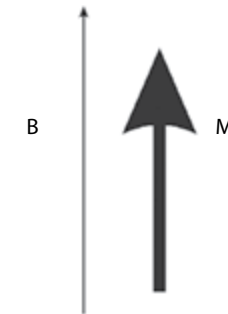
Az  $^1\text{H}$  atommagok mágneszettségi vektorainak  $z$  irányú komponense állandó, ezért az eredő is állandó értékű, gerjesztés előtt  $B$ -vel azonos irányba mutat.

##### Transzverzális ( $x$ - $y$ ) komponens

Az  $^1\text{H}$  atommagok mágneszettségi vektorainak  $x$ - $y$  síkbeli komponense  $f_L$  Larmor-frekvenciájú körmozgást végez az  $x$ - $y$  síkban, azonban az egyes atommagok mágneszettségi vektorainak fázisa különböző, a nagy számok törvénye szerint a tér minden irányába egyenlő valószínűséggel mutatnak. Emiatt az  $x$ - $y$  síkbeli komponensek eredőjének értéke gerjesztés előtt zérus.

##### Eredő makroszkopikus mágneszettség

$M$  vektor  $z$  irányú és  $x$ - $y$  síkbeli komponenseit együtt vizsgálva elmondhatjuk, hogy gerjesztés előtt a makroszkopikus  $M$  mágneszettségi vektor csak  $z$  irányú, állandó értékkel rendelkezik (27.9. ábra).



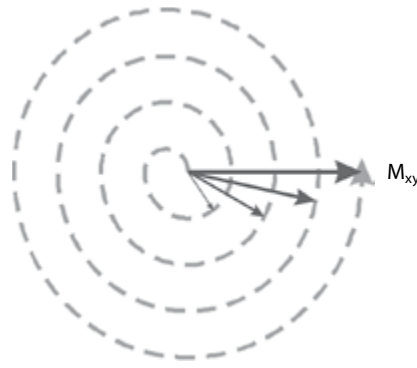
**27.9. ábra** Az anyag makroszkopikus mágneszettségi vektora gerjesztés előtt

#### $M$ komponensei gerjesztés után

##### Longitudinális ( $z$ ) komponens

Gerjesztés után a kezdetben alapállapotú (parallel beállítású) atommag spinek egy része (kisebb vagy nagyobb hányada) átfordul gerjesztett állapotba (antiparallel beállításúvá válik).

A gerjesztett állapotba került atommagok számának függvényében ez azt jelenti, hogy az  $M$  mágneszettségi vektor  $z$  irányú komponensének értéke csökkenhet (több atommag gerjesztett állapotba került, de az alapállapotúak még mindig többen vannak), zérussá válhat (a gerjesztett állapotú atommagok száma az alapállapotú atommagok számával megegyezővé lett), vagy az eredeti irányához képest ellenkező irányúvá válva negatív értéket vehet fel (a gerjesztett állapotú atommagok lettek többen).



27.10. ábra A mágneszettségi vektor x-y síkbeli viselkedése gerjesztéskor

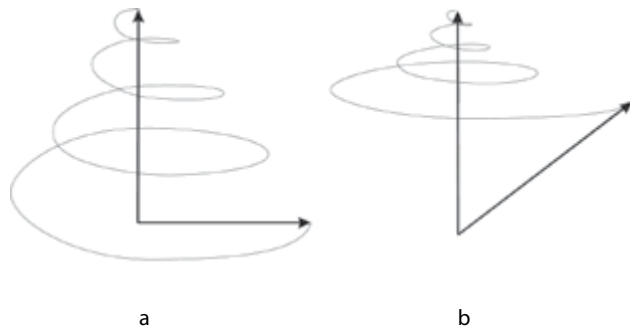
### Transzverzális (x-y) komponens

A gerjesztés előtt az atommagok mágneses momentumainak transzverzális komponensei  $f_L$  frekvenciával, eltérő fázissal forognak.

Gerjesztés hatására a gerjesztett állapotba jutó atommagok spinje azonos fázissal kezd el precessálni, közöttük fáziskohérenca lép fel. Emiatt  $M$  vektornak az x-y síkban gerjesztés előtt zérus eredő nagyságú komponense ( $M_{xy}$ ) gerjesztés után nem zérus értéket vesz fel, és  $f_L$  Larmor-frekvenciával forog x-y síkban (27.10. ábra).

### Eredő makroszkopikus mágneszettség

Az  $M$  mágneszettségi vektor rádiófrekvenciájú gerjesztés utáni viselkedése megérthető komponenseinek együtteséből. A z irányú komponensének értéke kezdeti állandó értékéhez képest lecsökken a gerjesztett állapotba hozott atommagok számának függvényében (csökken-



27.11. ábra a 90°-os kibillentési szög b 45°-os kibillentési szög

hetett kis mértékben, zérussá válhatott vagy negatív értéket vehetett fel). Az x-y síkban vett komponense egyenletes körmozgást végez  $f_L$  Larmor-frekvenciával. A kettő eredőjeként tehát  $M$  vektor  $f_L$  Larmor-frekvenciájú precessáló mozgást végez z irányhoz képest  $0^\circ - 180^\circ$  szögben. Az  $M$  mágneszettségi vektornak gerjesztés után a z tengellyel bezárt szöge a kibillentés szöge (flip angle).

1. A) példa: tekintsünk egy 90 fokban kitérített mágneszettségi vektort. Ekkor a longitudinális (z irányú) komponens értéke zérus (az alapállapotú és a gerjesztett állapotú atommagok száma megegyezik), a transzverzális síkban x-y komponens  $f_L$  Larmor-frekvenciával forog (fáziskohérenca) (27.11.a ábra).
2. B) példa: 45 fokos kitérítés esetén a z komponens valamelyest csökken, z komponens és x-y komponens nagysága megegyezik, x-y komponens  $f_L$  frekvenciával forog az x-y síkban,  $M$  eredő pedig  $f_L$  frekvenciával 45°-os nyílásszögű kúppalást mentén precessál stb. (27.11.b ábra).

### Relaxáció

A mágneses térbe helyezett, rádiófrekvenciájú elektromágneses hullámmal gerjesztett állapotba hozott atommagok nem maradnak örökké gerjesztett állapotban, hanem csak egy bizonyos, statisztikailag leírható időtartamig. Ez azt jelenti, hogy a gerjesztett állapotú atommagok véletlenszerűen kezdenek visszarendeződni alapállapotba, a még gerjesztett állapotban lévő atommagok száma exponenciálisan csökken.

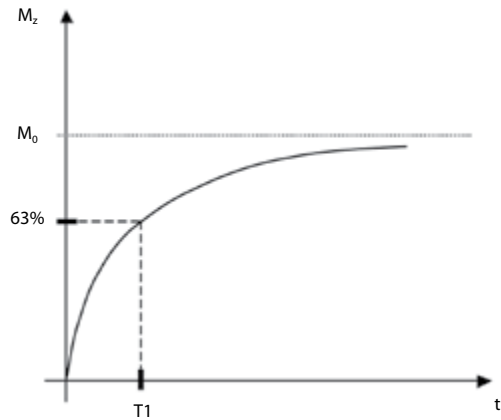
Az atommagok sokaságának alapállapotba való visszarendeződését relaxációnak nevezzük, a minta visszarendeződését leíró statisztikai időállandót relaxációs időnek.

A relaxáció során alapállapotba visszatérő atommagok felesleges energiájuktól részben sugárzás kibocsátása, részben a környezetük felé történő hőátadás formájában szabadulnak meg. A sugárzás frekvenciája és amplitúdója a kibocsátó anyag minőségétől, kémiai környezetétől függ. A kibocsátott sugárzást szabadon indukált válaszjelnek (free induction decay, FID) nevezzük.

### Longitudinális – T1 relaxáció

Longitudinális vagy T1 relaxációnak hívjuk egy anyag gerjesztés után kialakult mágneszettségi vektorának z irányú komponensének gerjesztés előtti állapotba való visszarendeződését.

Példánkban szerepeljen ismét 90°-os kibillentési szög. Ez  $M$  vektor z komponensére nézve azt jelenti, hogy nagysága a rádiófrekvenciás gerjesztés után zérussá vált (ugyanannyi atommag lett gerjesztett állapotban, mint alapállapotban). Gerjesztést követően a gerjesztett állapotba került (antiparallel) atommagok elkezdnek alapállapotba (parallel) visszafordulni, azaz ismét túlsúlyba kezdenek kerülni az alapállapotú atommagok. Emiatt  $M$  vektor z komponense ismét elkezd zérustól



27.12. ábra Longitudinális relaxáció és T1 relaxációs idő

különböző értéket felvenni. Az idő múlásával egyre inkább az eredeti egyensúlyi helyzet áll vissza, vagyis M vektor egy idő után ismét visszanyeri gerjesztés előtti értékét.

M vektor z irányú komponensének ( $M_z$ -nek) RF gerjesztés utáni időbeni változását a következő összefüggés szerint számíthatjuk ki:

$$M_z = M_0 \times (1 - e^{-t/T_1})$$

amelyben  $M_0$  az anyag mágnesezettségi vektorának RF gerjesztés előtti z irányú nagysága,  $T_1$  az exponenciális függvény lefutásának jellemzésére bevezetett (idő)állandó, az úgynevezett *T1 relaxációs idő*, amely megmutatja, hogy mennyi idő alatt nyeri vissza a 90°-ban kitérített M vektor z irányú komponense ( $M_z$ ) gerjesztés előtti értékének 63%-át. Értelmszerűen ez ugyanaz az idő, ami alatt a gerjesztés előtt alapállapotú, RF besugárással gerjesztett állapotba hozott atommagok 63%-a ismét alapállapotba fordul vissza (27.12. ábra) (27.4. táblázat).

27.4. táblázat A T1 relaxációs idő jellemző értékei szövetekben 0,5 T és 1,5 T erősségű mágneses térben

Szövet	T1 relaxációs idő 0,5T	T1 relaxációs idő 1,5T
Zsír	210	260
Máj	350	500
Izom	550	870
Fehérállomány	500	780
Szürkeállomány	650	900
Kamra folyadék	1800	2400

### Transzverzális – T2 relaxáció

Transzverzális vagy T2 relaxációnak hívjuk egy anyag gerjesztés után kialakult mágnesezettségi vektorának x-y síkbeli komponensének gerjesztés előtti állapotba való visszarendeződését.

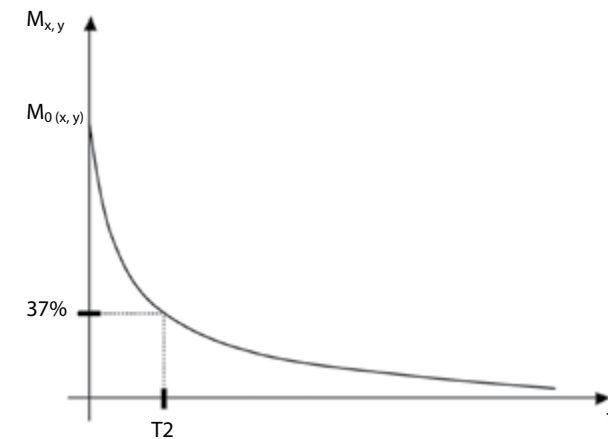
Mivel ezen komponens ( $M_{xy}$ ) nagysága gerjesztés előtt zérus volt és gerjesztés után adott értéket vett fel, a visszarendeződés nagyságának ismét zérushoz való közeledését jelenti. 90°-os kibillentési szög esetén  $M_{xy}$  nagysága nulláról megnőtt valamekkorára. Ennek oka az, hogy az RF besugárással gerjesztett állapotba való átfordítás mellett fáziskoharenciát is okoz, ezért az egyes atommagok mágneses momentumának x-y síkbeli komponensei összeadódnak, így az eredőjük – mint láttuk – nem zérus.

Az egyes atomok nem elszigetelten vannak jelen az anyagban, hanem egymással kölcsönhatásban állnak. Ez azt eredményezi, hogy az RF gerjesztés után kialakult fáziskoharencia elkezd eltűnni annak következtében, hogy szomszédokkal való kölcsönhatásuk miatt az egyes atommagok  $f_L$  Larmor-frekvenciája kissé eltér, *fázisvesztés történik*.

Az idő múlásával a kissé különböző frekvenciával precesszáló atommagok mágneses momentumainak x-y komponensei a kezdeti fáziskoharencia után egyre inkább a tér különböző irányába kezdenek el mutatni, vagyis az eredetileg egy irányba néző vektorok legyezőszerűen kezdenek szétnyílni.

M vektor x-y síkbeli komponensének eredőjére nézve ez azt jelenti, hogy nagysága az idő múlásával elkezd ismét csökkenni, majd zérussá válik, miközben x-y síkbeli forgó mozgása mindvégig megmarad.

M vektor x-y síkbeli komponensének ( $M_{xy}$ -nak) RF gerjesztés utáni időbeni változását a következő összefüggés szerint számíthatjuk ki:



27.13. ábra Transzverzális relaxáció és T2 relaxációs idő

## 27.5. táblázat A T2 relaxációs idő jellemző értékei szövetekben (ms)

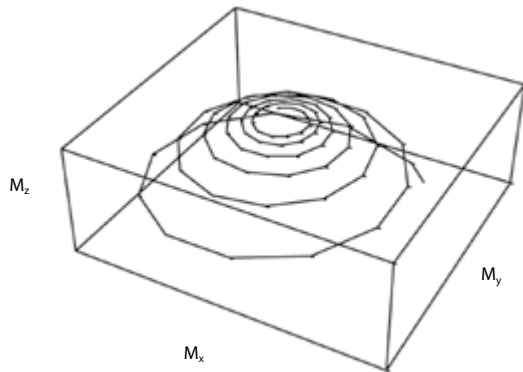
Szövet	T2 relaxációs idő
Zsír	80
Máj	40
Izom	45
Fehérállomány	90
Szürkeállomány	100
Kamra folyadék	160

$$M_{x,y} = M_{0(x,y)} \times e^{-\frac{t}{T2}}$$

Amelyben  $M_{0(x,y)}$  az anyag mágnesezettségi vektorának x-y síkbeli komponensének RF gerjesztés utáni nagysága, T2 az exponenciális függvény lefutásának jellemzésére bevezetett (idő)állandó, az úgynevezett T2 relaxációs idő, amely megmutatja, hogy mennyi idő alatt csökken a 90°-ban kitérített M vektor x-y síkbeli komponense ( $M_{xy}$ ) gerjesztést követően kialakult nagysága 63%-kal (27.13. ábra) (27.5. táblázat).

## M eredő vektor relaxációja

Az RF gerjesztés után kialakult zérus nagyságú longitudinális ( $M_z$ ) és  $f_L$  frekvenciával forgó nem zérus nagyságú transzverzális ( $M_{xy}$ ) mágnesezettségi komponensek eredőjeként az M mágnesezettségi vektor  $f_L$  frekvenciával, a kibillentési szögben precesszál a B indukciójú külső mágneses tér iránya (z irány) körül.



27.14. ábra M vektor hegyének pályája relaxációkor

Az idő múlásával  $M_z$  értéke egyre nő és nyeri vissza eredeti értékét,  $M_{xy}$  értéke pedig egyre csökken, majd ismét zérussá válik, miközben folyamatosan forog  $f_L$  frekvenciával. Az eredő M vektor hegyének mozgását vizsgálva ezért azt kapjuk, hogy x-y irányban egyre csökkenő sugarú, z irányában egyre növekvő magasságú térbeli spirált ír le (27.14. ábra).

A T1 és T2 relaxáció legfontosabb fizikai jellemzői:

1. T1 relaxáció vagy más néven longitudinális relaxáció M vektor z komponensének RF gerjesztés utáni időbeni változásának folyamata.
2. T2 relaxáció vagy más néven transzverzális relaxáció M vektor x-y síkbeli komponensének RF gerjesztés utáni időbeni változásának folyamata.
3. Mindkét relaxációs folyamat az RF gerjesztést követően zajlik le.
4. T1 relaxáció oka az RF gerjesztéssel antiparallellé átfordított atommagok mágneses momentumának visszaállása parallel helyzetbe (energiakisugárzás).
5. T2 relaxáció oka az RF gerjesztéssel azonos fázisba állított atommagok mágneses momentumainak fázisvesztése (energiaátadás a szomszédos részecskének).
6. T2 relaxáció, a fázisvesztés szükségszerűen T1 relaxáció, parallel visszarendeződés előtt következik be, ezért T1 nagyobb, mint T2.

## A szabadon indukált válaszjel (FID)

A szabadon indukált válaszjel (free induction decay, FID) az antiparallel beállítású (gerjesztett állapotú) atommagok parallel beállításúvá (alapállapotúvá) történő visszafordulásakor kisugárzott felesleges energia.

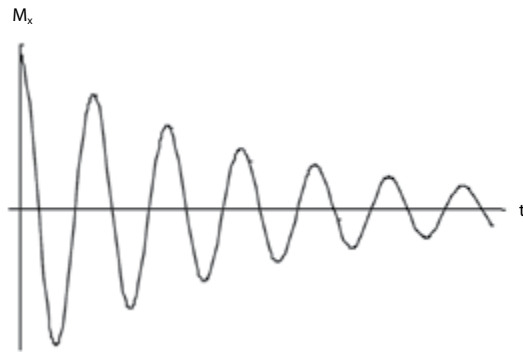
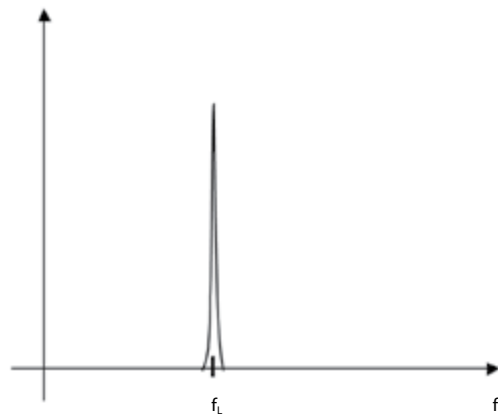
M eredő vektor relaxációjakor kapott térbeli spirált vizsgálva láttuk, hogy annak x-y síkbeli komponense végez  $f_L$  frekvenciájú körmozgást. Ha x-y síkban külön is megnézzük M vektor x és y irányú komponenseit, exponenciálisan csökkenő szinusz és koszinusz rezgést látunk.

$$M_x = M_{x0} \times \cos(2\pi \times f_L \times t) \times e^{-\frac{t}{T2}}$$

$$M_y = M_{y0} \times \sin(2\pi \times f_L \times t) \times e^{-\frac{t}{T2}}$$

A 27.15. ábra grafikonon ábrázolja például  $M_x$ -et:

Az x komponenst vizsgálva tehát megfigyelhető, hogy az exponenciálisan csökkenő amplitúdójú rezgés egyetlen frekvenciát, az  $f_L$  Larmor-frekvenciát tartalmazza. Spektruma ezért egyetlen vonalból áll, amely FOURIER analíziséből kiderül (27.16. ábra).

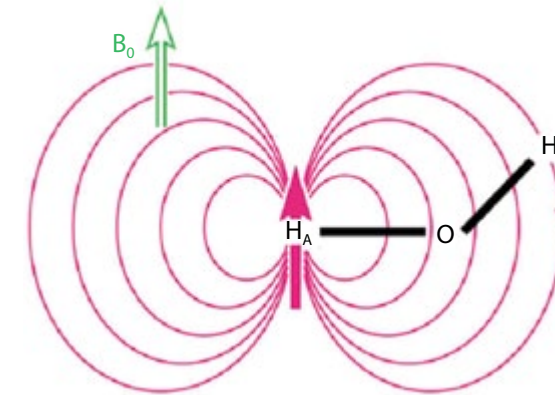
27.15. ábra  $M_x$  időbeli változása27.16. ábra  $M_x$  Fourier-analízisével nyert spektrum

### Kémiai eltolódás

Az egyes hidrogén atomok nem elszigetelten vannak jelen az anyagban, hanem valamilyen molekulában, esetünkben leggyakrabban vízben, szénhidrogénekben. Egy molekulán belül *egy hidrogénatommag ezért nem csak a külső mágneses térrel lép kölcsönhatásba, hanem a szomszédos atommagok és elektronfelhők – sokkal gyengébb – saját mágneses terével is.* A külső mágneses tér és a szomszéd atomok saját mágneses terének *eredője* fejt ki hatását az atommag viselkedésére.

A 27.17. ábrán B jelű atommag a külső  $B_0$  indukciójú mágneses tér és az A jelű hidrogénatommagjának saját mágneses terének *eredőjével* van kölcsönhatásban.

Ezen hatások következtében az effektív (eredő) mágneses tér értéke:

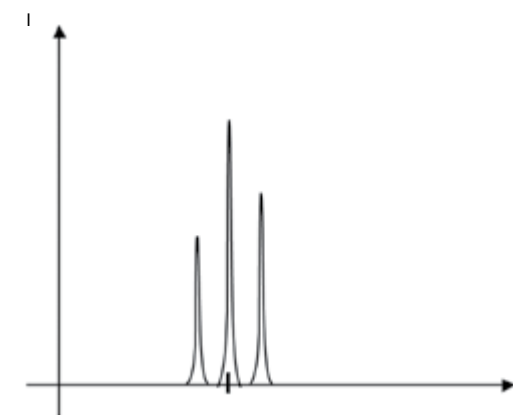


27.17. ábra Hidrogénatommag saját mágneses terének kölcsönhatása a vízmolekulában lévő másik H-atommaggal

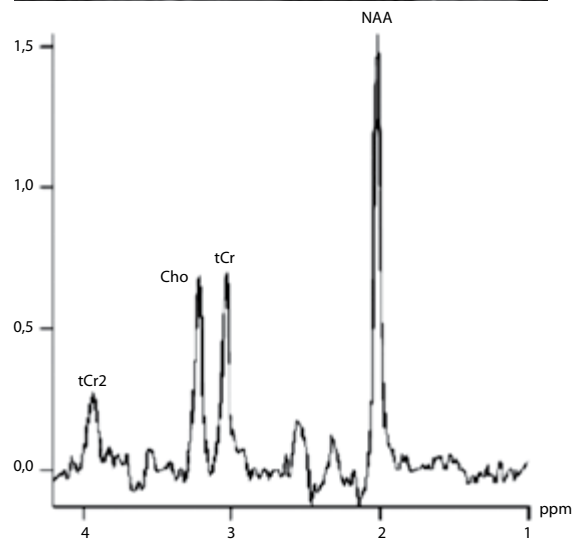
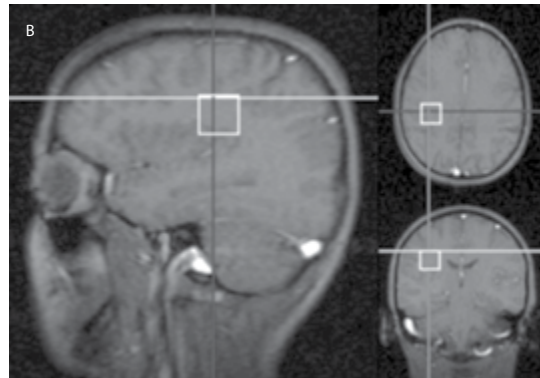
$$B_{eff} = \sigma \times B$$

ahol  $\sigma$  az anyag *mágneses szuszceptibilitása*, amely megmutatja az anyagnak a külső mágneses térre gyakorolt perturbáló hatását.

Mivel az anyagon belül lokálisan *megváltozik a mágneses tér erősségének értéke*, ezért a Larmor-képlet ( $\omega_L = \gamma \times B$ ) szerint az ott lévő  $^1\text{H}$  atommagok spinjeinek *precessziójának frekvenciája is megváltozik*. Az eltolódás a szomszédos atomok mágneses terének és a külső mágneses tér erősségének aránya miatt igen kicsiny, de mérhető. Ezért beszélhetünk különböző anyagok mágneses rezonanciás *spektrumáról*, amelyben minden spektrumvonal az  $^1\text{H}$  atommagok által kisugárzott FID-ek frekvenciáit jelenti különböző vegyületekben (27.18., 27.19. ábra).

27.18. ábra Etil-alkohol ( $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$ ) MR spektruma

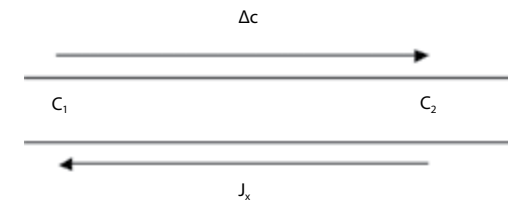




27.19. ábra Normális agyi MR-spektrogram és a mintavétel helye

## Diffúzió

A diffúzió a részecskék véletlenszerű *Brown-mozgása* során bekövetkező jelenség. Tapasztalati megfigyelhető, hogy egy elegyben a különböző összetevők *koncentrációkülönbsége* az egyes elegyek *áramlását okozza a koncentráció csökkenésének irányában*, ami az idő múlásával koncentrációkiegyenlítődést okoz. A jelenség bekövetkezik minden halmazállapotban, gázokban a leggyorsabban, folyadékokban lassabban, szilárd anyagokban pedig hónapok vagy évek múlásával.



27.20. ábra  $\Delta c$  koncentrációkülönbség hatására kialakuló anyagáramlás

## Egydimenziós diffúzió

Az  $x$  tengely irányában megfigyelhető  $\Delta c$  koncentrációkülönbség  $x$  tengely mentén  $J_x$  áramlási sűrűségű (egységnyi felületen egységnyi idő alatt átáramlott anyagmennyiségű) anyagáramlást okoz a koncentráció növekedésével ellentétes irányban (27.20. ábra).

Ez FICK I. törvénye, amely matematikailag

$$J_x = -D \frac{dc}{dx}$$

amelyben  $\frac{dc}{dx}$  a koncentráció változásának helyi értéke valamely pontban,  $D$  a diffúzióra jellemző anyagi együttható, az úgynevezett *diffúzióviszony*, a negatív előjel pedig az áramlásnak a csökkenés irányába való történésére utal.

## Kétdimenziós diffúzió

Függőlegesen létrehozott koncentrációkülönbségű folyadékba ferdén vékony csövet helyezünk. A cső nélkül a koncentrációkülönbség függőlegesen felfelé mutató irányú anyagáramlást okozna, azonban a ferdén elhelyezett csőben az áramlás a cső hosszában történik. Megfigyelhető tehát, hogy  *$y$  irányában létrehozott koncentrációkülönbség nem csak  $y$ , hanem  $x$  irányú áramlást is okoz*. Ezért FICK I. törvényét kiterjesztve két dimenzióra azt kapjuk, hogy az áramsűrűség vektor  $x$  és  $y$  irányú komponensét is meghatározza mind az  $x$ , mind az  $y$  irányú koncentrációkülönbség:

$$J_x = -\left(D_{xx} \frac{dc}{dx} + D_{xy} \frac{dc}{dy}\right)$$

$$J_y = -\left(D_{yx} \frac{dc}{dx} + D_{yy} \frac{dc}{dy}\right)$$

ahol  $D_{xx}$  az anyagáramlás x irányba történését az x irányú koncentrációkülönbség,  $D_{xy}$  az anyagáramlás x irányba történését az y irányú koncentrációkülönbség,  $D_{yx}$  az anyagáramlás y irányba történését az x irányú koncentrációkülönbség,  $D_{yy}$  pedig az anyagáramlás y irányba történését az y irányú koncentrációkülönbség által meghatározott diffúziós együtthatói. Ezek diffúziós együtthatóinak

$$D_{ij} = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} \\ D_{yx} & D_{yy} \end{bmatrix}$$

együttesét az xy síkbeli *diffúziós tenzornak* hívjuk.

### Háromdimenziós diffúzió

Az előző példából kiindulva felírhatjuk a térben (három dimenzióban) történő diffúzió összefüggéseit x, y és z irányban:

$$J_x = -\left(D_{xx} \frac{dc}{dx} + D_{xy} \frac{dc}{dy} + D_{xz} \frac{dc}{dz}\right)$$

$$J_y = -\left(D_{yx} \frac{dc}{dx} + D_{yy} \frac{dc}{dy} + D_{yz} \frac{dc}{dz}\right)$$

$$J_z = -\left(D_{zx} \frac{dc}{dx} + D_{zy} \frac{dc}{dy} + D_{zz} \frac{dc}{dz}\right)$$

ahol

$$D_{ij} = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix}$$

az anyag háromdimenziós diffúziós tenzora, amelynek elemei a fenti kétdimenziós példa alapján az egyes áramlási irányok áramsűrűség vektor komponenseinek a tér három irányába eső koncentrációkülönbségtől való függését jellemzik.

## 28. fejezet

# MR-képképzés

Vandulek Csaba

### Miért MR-képképzés?

A röntgensugárral történő vizsgálatok során viszonylag korlátozott az információmennyiség. A felvétel szürke és lapos. Egy röntgenfelvételnek a kontrasztbeli felbontása is alacsony. A felvétel kontrasztjának növelését elősegíthetjük célzott kontrasztanyagok alkalmazásával. Ilyenek például a különböző bárium vagy jódos alapú kontrasztanyagok. Bizonyos röntgenparaméterek változtatásával (kV, mAs) tovább lehet javítani a felvétel kontrasztján, viszont továbbra is sub-optimális marad. A kontrasztadós komputertomográfia (CT) vizsgálatokkal elősegíthetjük adott lágyrészelváltozások detektálását.

Az MR-képképzés nagy előnye a röntgen sugaras eljárásokkal szemben a kiváló kontrasztbeli felbontása (contrast resolution). Az MR-rel a lágyrészekben levő nagyon kis kontrasztbeli különbségeket is észlelhetjük, jobban, mint a CT-vel. A megfelelő MR-paraméterek változtatásával adott elváltozásokra (patológiára) érzékeny méréseket lehet alkalmazni. Egy másik előnye az MR-képképzésnek a tetszőleges döntésű, síkú mérések megvalósítása. Ez sem röntgen-vel sem CT-vel nem kivitelezhető. Arra viszont van lehetőség, hogy a CT-nyersadatból tetszőleges síkokat utólagos rekonstrukcióval (post-processing) megjelenítsünk.

Amennyiben nagyon jó minőségű röntgenfilmet használunk, kiváló térbeli felbontást (spatial resolution) kapunk. Ez különösen előnyös a csontok vizsgálatánál. A röntgen-vel összehasonlítva, az MR térbeli felbontása gyengébb. Nagy általánosságban elmondhatjuk, hogy a röntgen és CT alkalmazása a csontos struktúráknál és elváltozásoknál előnyösebb, mint az MR alkalmazása, viszont a legtöbb terület esetén az MR-képképzés sokkal előnyösebb.

### MR-hardver

Konfigurációban és felépítésben számtalan fajta MR-gép és -rendszer létezik. Vannak permanens, rezisztív, szupravetős, nyitott vagy zárt, hélium vagy hélium nélküli, alacsony vagy magas térerejű MR-gépek. A megfelelő gép kiválasztása nem csak pénzügyi kérdés; a várható felhasználási terület, illetve az adott intézmény profilja is befolyásolhatja a döntést. A magas térerejű gépek jobb képminőséget, gyorsabb mérési időket és szélesebb applikációs szolgáltatásokat nyújtanak az alacsony térerejűvel szemben.



**28.1. ábra** Alacsony térerűjű permanens mágneset tartalmazó nyitott MR berendezés (0,35T GE Ovation, Kaposvári Egyetem, Egészségügyi Centrum)

## Mágnes típusok

### Permanens mágnes (Permanent Magnet)

A permanens vagy állandó mágnesek közös jellemzője, hogy külső hatás nélkül, saját mágneses mezővel rendelkeznek. A permanens mágnesek olyan állandó mágnesek, mint például a hűtő mágnesek. Az ilyen MR-gépek mágneses téréreje (Tesla, T) nagyon alacsony: 0,1T-0,3T között van. A permanens MR-gépek többnyire nyitott vizsgáló berendezések, ami a beteg komfortját elősegíti, és csökkenti a claustrophobiás érzetet. A klinikai gyakorlatban alkalmazott első nyitott MR-gép egy 0,064T Toshiba Access MR-vizsgáló berendezés volt. A mai korszerű permanens MR-vizsgáló berendezések ennél magasabb térerővel rendelkeznek, mint a 0,35T General Electric Ovation (Kaposvári Egyetem, Egészségügyi Centrum) (28.1. ábra).

A 28.1. táblázat összefoglalja a permanens MR-vizsgáló berendezések előnyeit – hátrányait.

**28.1. táblázat** A permanens MR-vizsgálóberendezés előnyei és hátrányai

Előnyök	Hátrányok
Alacsony energiafogyasztás Alacsony üzemeltetési költségek Alacsony fringe field Nincs cryogen	Korlátozott térerő (< 0,3T) Nagyon nagy súlyú Nem lehet quench-elni (elfojtani) a mágneset



**28.2. ábra** Alacsony térerűjű rezisztív mágneset tartalmazó nyitott MR-berendezés (0,3T Hitachi Airis)

### Rezisztív mágnes (Resistive Magnet)

A rezisztív mágnesek nagyon nagy elektromágnesek. Ilyen mágneseket használnak például a vashulladéktelepeken. A mágneses teret egy vezető anyagból készült tekercsen keresztül folyó áram hozza létre. Két változata lehetséges: légmagos és vasmagos tekercs. A maximális térerő szintén 0,3T. A rezisztív mágnesek üzemeltetése folyamán nagy a hőtermelés, amely vízhűtéssel van kompenzálva. A nagy energiaigényük miatt magas az üzemeltetési költségük. A rezisztív mágnesek szintén nyitott felépítésűek.

A 28.2. ábrán egy Hitachi Airis 0,3T (levegő-mag) MR-gépet láthatunk.

A 28.2. táblázat összefoglalja a rezisztív MR-gépek előnyeit – hátrányait.

**28.2. táblázat** A rezisztív MR-vizsgálóberendezés előnyei és hátrányai

Előnyök	Hátrányok
Alacsony beszerzési ár Viszonylag könnyű súly Kikapcsolható, a mágneses térerő megszűnik	Korlátozott térerő (< 0,3T) Magas energiafogyasztás Vízűtés szükséges Magas fringe field

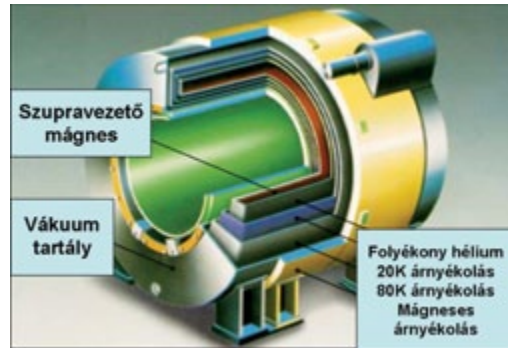
### Szupravezető mágnes (Superconductive magnet)

A legelterjedtebb mágnes típus a szupravezető mágnes. A mágneses térerőt egy vezető tekercsen keresztül folyó áram hozza létre. A vezetőket egy folyékony hűtő közeg veszi körbe, ilyen például

a folyékony hélium. Adott hőmérsékletet elérve ( $T_c$  – Curie-pont) az ilyen anyag elektromos ellenállása megszűnik, így a tekercs gerjesztés után sem veszíti el a mágneses terét. A szupravezetés alkalmas nagyon nagy térorbízósítására (pl. 10-12T). A klinikai gyakorlatban a legelterjedtebb szupravezető mágnesek az 1,5T MR-gépek, viszont a 3T MR-gépek egyre nagyobb szerephez jutnak a kutatásban és klinikai munkában egyaránt. Legtöbb szupravezető mágnes alagút (bore) típusú berendezés.

A 28.3. ábrán egy szupravezető mágnes felépítését láthatjuk. A vákuumterek szerepe a hőmérséklet zárt rendszerben tartása. Az állandó hőmérséklet biztosításával akadályozzuk meg a gyors héliumelpárolgást. Előnyei között szerepel a mágneses tér nagyfokú homogenitása.

A 28.4. ábrán látható egy korszerű 1,5T Siemens Avanto MR-vizsgáló berendezés (Kaposvári Egyetem, Egészségügyi Centrum). A 28.3. táblázat összefoglalja a szupravezető MR-gépek előnyeit – hátrányait.



28.3. ábra A zárt rendszerű szupravezető mágnesek felépítése



28.4. ábra Magas térerejű szupravezető mágneset tartalmazó zárt MR-berendezés (1,5T Siemens Avanto, Kaposvári Egyetem Egészségügyi Centrum)

28.3. táblázat A szupravezető MR-vizsgálóberendezés előnyei és hátrányai

Előnyök	Hátrányok
Magas térerő	Magas beszerzési ár
Mágneses tér homogenitása	Magas cryogen költségek
Alacsony energiafogyasztás	Erős akusztikus zaj
Magas jel/zaj arány	Mozgási műtermékek
Gyors mérési idők	Technikai komplexitás

## Tekercstípusok

### Rádiófrekvenciás tekercsek (Radio Frequency Coils)

Az MR-vizsgáló berendezéseknél használt rádiófrekvenciás (RF) tekercsek feladata a rádiófrekvenciás hullámok adása és vételezése. A képminőségre nagy hatással vannak a különbözőképpen alkalmazott RF-tekercsek. A jelenlegi MR-vizsgáló berendezéseknél számtalan fajta tekercset lehet használni, melyek lehetnek akár a vizsgált régióra specifikusak vagy célzott vizsgálati applikációkra specifikusak. Két nagy csoportja van az RF-tekercseknek: volumen (térfogati) és felületi tekercsek.



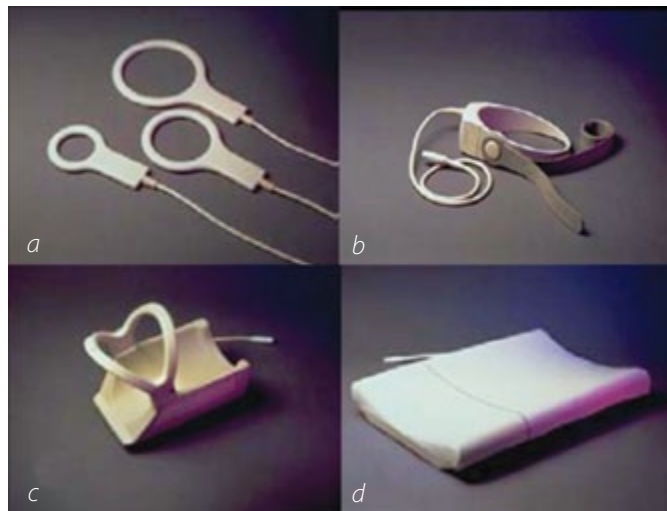
28.5. ábra Példák a zárt volumen tekercsekre: koponya tekercs (GE Healthcare), térd tekercs (Philips)

**Volumen RF-tekercek (Volume RF Coils).** A volumen tekercek többnyire „nyereg” alakúak, ez elősegíti a tekercsen belüli RF-mező egyenletességét (uniformitását). A vizsgált testrégió a volumen tekercsen belül kell elhelyezkedni. A volumen tekercek többsége ún. transmit – receive tekercs (adó – vevő), néhány fajta viszont kizárólag csak vevő (receive) konstrukciójú.

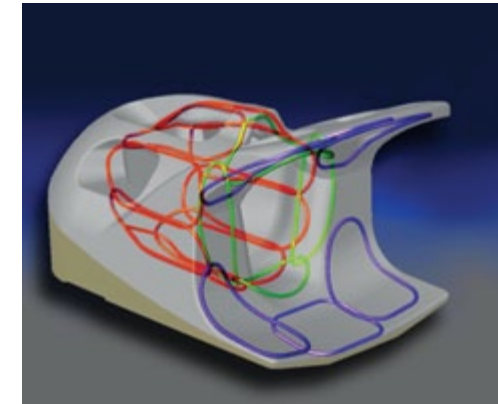
A 28.5. ábrán láthatunk két volumen tekercsset. A koponya tekercs (General Electric) (a ábra) egy transmit – receive tekercs; a térd tekercs (Philips)(b ábra) csak egy vevő tekercs.

**Felületi tekercs (Surface Coils).** A felületi tekercek alkalmazási területe a test felszínéhez közeli vagy felületi régiók vizsgálata. Ilyen lehetséges régió többek között a temporo-mandibuláris ízület, az orbiták vagy a vállízület. A tekercs felépítését illetően lehet egy vagy két réz vezetőből képződő hurok. A jel/zaj arányuk (Signal to Noise Ratio, SNR) nagyon magas, ennek köszönhetően nagyon jó felbontású vizsgálatokra alkalmasak. Hátrányuk viszont, hogy a tekercstől távolodva a jel uniformitása romlik, így a jel/zaj arány is romlik. A cirkuláris felületi tekercsnél a penetrációs mélység kb. fele a tekercs átmérőjének. Nagyon sokféle felületi tekercs kapható, melyek eltérnek többek között a formájukban, méretükben, felhasználási területükben stb., ezekből csak néhányat láthatunk (Toshiba) (28.6. ábra).

**Quadrature tekercek.** A quadrature, vagy más néven cirkulárisan polarizált tekercek, lehetnek volumen tekercek vagy felületi tekercek. A közös tulajdonságuk, hogy minimum két vezetőkhurokból állnak, amelyek merőlegesek egymásra. Ennek a kialakításnak köszönhetően  $\sqrt{2}$  mértékkel



28.6. ábra Példák a felületi tekercsre (Toshiba). a: általános felületi tekercek. b: váll tekercs. c: nyaki tekercs. d: gerinc tekercs



28.7. ábra Példa egy neurovascularis phased array tekercsre, amelyben látható a belső tekercek elhelyezkedése (GE Healthcare)

több jelet nyerünk, mint az egy hurok felépítésű tekercek esetén. A 28.5. ábrán látható tekercek quadrature tekercek.

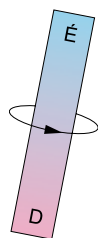
**Phased Array tekercek.** A phased array (PA) tekercs több felületi tekercsset tartalmaz, melyek egy áramkört alkotnak. A felületi tekercsnek van a legmagasabb jel/zaj arányuk, viszont korlátozott az érzékenységi területük. Ha például négy vagy hat vagy akár több felületi tekercsset kombinálunk egy tekercsbe, akkor növelni tudjuk a területi lefedettséget egy magas jel/zaj arány mellett.

A 28.7. ábrán láthatunk egy Neurovascularis phased array tekercs (General Electric Healthcare) felépítését. A phased array tekercek átlag  $\sqrt{2}$ -vel több jelet nyújtanak, mint a quadrature tekercek. A jelenleg használt tekercek többsége quadrature vagy phased array tekercs.

### Egyéb hardver

Egy MR-vizsgáló berendezés esetén számos egyéb hardver szükséges a mágnesen és a tekercsen kívül. Egy nagyon fontos egység a rádiófrekvenciás (RF) lánc, ami generálja a betegbe adott RF-energiát, és mintavételezi a betegből visszaérkező RF-jelet. A vevő tekercs része az RF-láncnak. Az MR-ben alkalmazott frekvenciaterjedelem megegyezik a műsoros rádióknál alkalmazott frekvenciaterjedelemmel. Ezért is szükséges az MR-gépeket egy ún. Faraday-kalitkába telepíteni; így megelőzhető a külső, nem kívánt rádióhullámok műterméket okozó zavarása.





28.8. ábra Északi és déli pólust tartalmazó forgó mágnes rúd

## MR-fizika – bevezetés

### Mágnesség

Az MR-fizikai ismeretekben való utazásunkat kezdjük azzal, hogy körbenézünk magunk körül. Mit látunk? Számos olyan dolgot, amelynek látszólag nincs sok köze az MR-hez, ilyen például a bolygónk, a Föld. Néhány alapvető dolog, amelyet tudunk a Földünkről:

1. A Föld egy nagy gömb amely „lebeg” az űrben; lényeges viszont, hogy nem randomszerű ez a mozgás.
2. A Földnek van egy hozzátartozó holdja, amely a Föld körül kering.
3. A Föld rotál (forog) a saját tengelye körül.
4. A Föld felszínének kb. 70%-át víz borítja!

A Föld folyékony fémes magja és valószínűleg ionoszférikus mozgása következtében mágneses tér alakul ki körülötte, melynek valóságos okát a tudósok a mai napig is kutatják. Ezt felhasználja az iránytű, amit tájolódáshoz használhatunk. A Föld mágneses térereje viszonylag kicsi: 30  $\mu\text{T}$  és 70  $\mu\text{T}$  a Föld felszínén ( $T = \text{Tesla}$ ).

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy a Föld az egy óriási forgó mágnesrúd, amelynek van egy északi és egy déli pólusa (28.8. ábra); ne feledjük el, hogy nagyon vizes ez a „mágnes”.

Most vessünk egy pillantást magunkra, emberekre. Mi az, amiben közösek vagyunk a Földdel? Első ránézésre nem sok, de ha szervezetünknek egy részét egy elektronmikroszkópon keresztül megvizsgáljuk, akkor figyelmesek lehetünk arra, hogy van némi hasonlóság. Számos apró kicsi labdát láthatunk, amelyek saját tengelyük körül forognak, van elektromos töltésük és „holdak” keringenek körülöttük. Ezek az ún. atomok, melyeknek nagy szerepük van az MR-képalkotásban.

Egy másik közös tényezőnk a Földdel a víz. Jól ismert tény, hogy szervezetünk összetevőinek nagy része, kb. 70–80%-a víz.

Kémiai tanulmányokból tudjuk, hogy 110 különböző elem létezik. Mivel szervezetünk jelentős összetevője a víz, vizsgáljuk meg közelebbről. A víz 2 hidrogén (H) atomból és 1 oxigén (O) atomból épül fel. A H atomnak (ami az első elem a periódusos rendszerben) van egy magja, a nukleusz, ez esetben protonnak is hívhatjuk, másrészt van egy „holdja”, amit elektronnak hívnak.

Ennek a protonnak is van elektromos töltése és a saját tengelye körül forog. Itt már érezhető az analógia a Földel. A H protonra úgy is lehet tekinteni, mint egy apró kis mágnesre, aminek van egy északi és egy déli pólusa.

Miért a hidrogén az MR-képalkotás alap forrása? Két oka van ennek. Először is nagyon sok van belőle a szervezetünkben. Gyakorlatilag ebből az elemből található a legtöbb a szervezetünkben. Második ok, amiért a H-nek olyan fontos szerepe van az MR-képalkotásban, a kvantumfizikából ismert „Gyromágneses együtttható”. Ez az együtttható legnagyobb a hidrogénnél, pontosabban 42,57 MHz/Tesla.

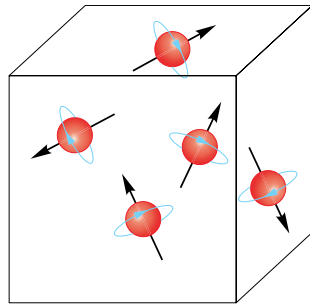
Az MR-képalkotásban lehetne más elemet is használni. Azon elemek, melyekben a protonok száma páratlan, alkalmasak a képalkotáshoz; néhány ilyen elem látható a táblázatban (28.4. táblázat).

28.4. táblázat Az MR-képalkotásban alkalmazható elemek és paraméterei

Izotóp	Jel	Spin kvantumszáma	Gyromágneses együtttható (MHz/T)
Hidrogén	1H	1/2	42,6
Karbon	13C	1/2	10,7
Oxigén	17O	5/2	5,8
Fluor	19F	1/2	40,0
Nátrium	23Na	3/2	11,3
Magnézium	25Mg	5/2	2,6
Foszfor	31P	1/2	17,2
Kén	33S	3/2	3,3
Vas	57Fe	1/2	1,4

Ha megfigyelünk egyszerre sok H protont (például egy molekulában), akkor valójában nagyon sok kis mágneset láthatunk, melyek saját tengelyük körül forognak (28.9. ábra). Tanulmányainkból tudjuk, hogy két északi pólus vagy két déli pólus taszítja egymást; két ellentétes pólus viszont vonzza egymást. A szervezetünkben található „mágnesek” eloszlásának eredményeként ezek a mágneses terek kiegyenlítik egymást. Ha a mágnességet vesszük figyelembe, akkor elmondható, hogy a szervezetünkben egyensúly van. Ha ez nem így lenne, akkor szervezetünk vonzaná a környezetünkben levő fémes tárgyakat.





28.9. ábra Zárt térben levő random elhelyezkedésű állandó forgásban levő hidrogén protonok

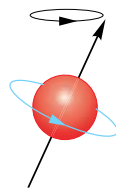
Most, hogy néhány alapvető tény megállapítottunk Földünkről és a saját szervezetünkről, nézzük meg, hogy mi történik, amikor egy MR-vizsgálatot készítünk.

Az MR-képképzésben használt mágnesek, berendezések különböző térerejűek lehetnek. Egy 1,5 Tesla térerejű MR-vizsgáló berendezés mágneses térereje 30000 × erősebb a Föld mágneses térerejénél! Ez többek közt azt is jelzi, hogy egy MR-berendezés potenciálisan nagyon veszélyes gép.

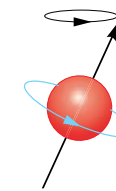
Amikor egy embert behelyezünk egy mágneses térbe, akkor a hidrogén protonokkal számos érdekes dolog történik.

1. Rendeződnek a mágneses mezővel azonos irányba. Ez két különböző irány lehet: parallel, ill. anti-parallel (28.10. ábra).  $B_0$  az MR-gép mágneses terének irányát jelöli.
2. A H protonok precesszáló mozgásban vannak az atom mágneses momentumának köszönhetően (28.11. ábra).

A precesszáló frekvenciát *Larmor-frekvenciának* nevezzük. A következő egyenlet segítségével lehet meghatározni a Larmor-frekvenciát:



28.10. ábra Hidrogén protonok rendeződése parallel és antiparallel irányba



28.11. ábra Forgó hidrogén proton precesszáló mozgása

$$\omega = \gamma B_0$$

Ahol:

$\omega$  = Precesszáló azaz Larmor-frekvencia

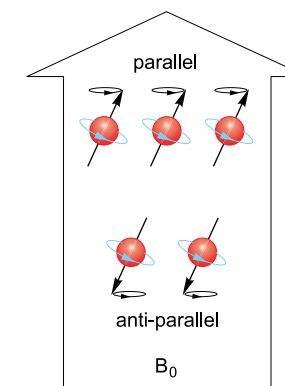
$\gamma$  = Gyromágneses együttható

$B_0$  = Mágneses térerő

Megfigyelhetjük, hogy a korábban említett két tényező, a Gyromágneses együttható és a mágneses térerő, hogyan kapcsolódik egymáshoz.

Miért olyan fontos ez az egyenlet? A Larmor-frekvencia segítségével tudjuk meghatározni az MR-berendezés működési frekvenciáját. Ha van egy 1,5T MR-berendezésünk, akkor a Larmor-, vagyis a precesszáló frekvencia hidrogén esetén:  $42,57 \times 1,5 = 63,855$  MHz. Ugyanígy meghatározható a 3,0T, 1,0T, 0,5T, 0,35T, 0,2T MR-berendezések Larmor-frekvenciája: 127,71 MHz, 42,57 MHz, 21,285 MHz, 14,8995 MHz és 8,514 MHz. Minden MR-berendezésen van lehetőség ellenőrizni az adott Larmor-frekvenciát, más néven a közép frekvenciát (Central Frequency).

Elemezzük tovább, hogy mi történik az MR-gépben levő emberrel.



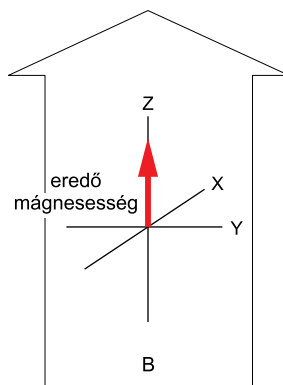
28.12. ábra Hidrogén protonok rendeződése parallel és antiparallel irányba

Tudjuk, hogy amikor a protonok egy nagyon erős mágneses térrel találkoznak, akkor két különböző irányba rendeződnek: párhuzamos és anti-párhuzamos. Egy másik kifejezés erre az ún. alacsony, illetve magas energiájú állapot.

A protonoknak e két különböző rendeződése nem azonos. Több proton rendeződik párhuzamos (alacsony energiájú állapot) mint anti-párhuzamos (magas energiájú állapot) irányba (28.12. ábra). A két irányban való rendeződés közti különbség nem túl nagy. Például 0,5T térerejű mágneses térben a párhuzamos irányba rendeződő többlet proton az anti-párhuzamos irányhoz képest csak 3 per millió proton (3ppm= parts per million), egy 1,0T MR-gépnél 6 per millió proton és egy 1,5T MR-gépnél 9 per millió proton. Tehát a többletprotonok száma arányos a  $B_0$ -val, azaz a mágneses térrel (magnetic field). Ez az egyik ok arra, hogy miért kapunk jobb minőségű képet egy nagy térerejű (1,0T–3,0T) gépen egy alacsony térerejű gépen készült képhez viszonyítva (0,2T–0,7T). A 9 ppm nem tűnik számottevőnek, de a valóságban ez egy nagyon nagy mennyiség, amennyiben végigkövetjük MORIEL NESSAIVER számítását. NESSAIVER kiszámolta, hány többlet proton található egy voxelben (volume element) 1,5T mágneses térerejű esetén.

- tételezzük fel, hogy a voxel méret:  $2 \times 2 \times 5 \text{ mm} = 0,02 \text{ ml}$
- Avogadro-állandó ( $N_A$ ) alapján a molekulák per mól száma:  $6,02 \times 10^{23}$
- 1 mól víz súlya 18 gram ( $O^{16} + 2H^1$ ), 2 mól hidrogén található benne és 18 ml folyadék, így
- 1 voxelnyi vízben  $2 \times 6,02 \times 10^{23} \times 0,02/18 = 1,338 \times 10^{21}$  az összes protonok száma.
- Az összes többletprotonok száma:

$$\frac{1,338 \times 10^{23} \times 9}{2 \times 10^6} = 6,02 \times 10^{15}, \text{ vagyis } 6 \text{ millió milliárd!!!!}$$



28.13. ábra Eredő mágnesesség vektorként való ábrázolása az X, Y, Z síkban

Végezetül látható, hogy létezik egy össz (eredő) mágnesesség (net magnetization), ami az MR-gép mágneses terével azonos irányba jelentkezik.

Ahhoz, hogy látni lehessen, hogy mi történik az eredő mágnesességgel, célszerű vektoriálisan ábrázolni. Egy vektornak (28.13. ábra, piros nyíl) van iránya és nagysága. Ahhoz, hogy lássuk, mi történik ezzel a vektorral (net magnetization), képzeljünk el egy forgó rendszert, ami nem más, mint 3 rotációs tengely, melyeket X, Y és Z-vel jelölünk.

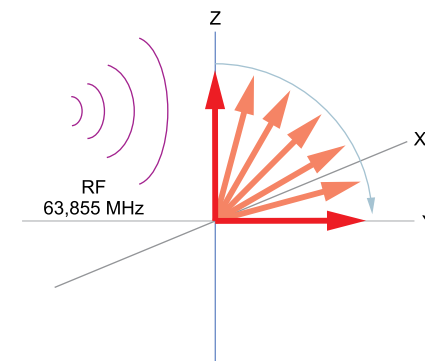
A Z tengely mindig az adott mágneses térrel azonos irányú. Az X és Y tengely mindig merőleges a Z tengely irányára. Az ábrán láthatjuk, hogy az eredő mágnesesség (piros) iránya azonos a Z tengellyel. Az eredő mágnesességet  $M_z$ -nek hívjuk, vagy más néven *longitudinális mágnesességnek*. Így már ábrázolni lehet a mozgásban levő mágneses vektort.

Nézzük meg, hogy mi történik, ha elkezdünk „játszani” a mágneses vektorral. Ahhoz, hogy egy képet tudjunk készíteni valakiről, nem elég csak behelyezni a mágnesbe, hanem a következő lépéseket kell végigvinni: *excitáció, relaxáció, akvizíció, számolás és megjelenítés*.

### Excitáció (Excitation)

Mielőtt az MR-berendezés elkezd az adat- (data) gyűjtést, egy gyors mérést végez (ún. prescan), ami alatt meghatározza többek között a precessáló protonok frekvenciáját (Larmor-frekvencia). Ez a közép frekvencia azért is fontos, mert ezt a frekvenciát használja fel a gép majd a következő lépéshez. Miután a gép meghatározta a közép frekvenciát, megkezdődik az adatgyűjtés.

Tételezzük fel, hogy egy 1,5 T térerejű MR-gépen dolgozunk. Ennek a gépnek a működési, közép frekvenciája 63,855 MHz. Ahhoz, hogy manipulálni tudjuk a mágneses vektort, egy olyan rádiófrekvenciás (Radio Frequency, RF) pulzust kell létrehozni, aminek a frekvenciája azonos az



28.14. ábra Az eredő mágnesesség kibillentése a Z síkból az XY síkba

MR-gép közép frekvenciájával. Erre utal a mágneses rezonancia képalkotás elnevezésben a *rezonancia* szó. Egy másik példa a rezonanciára, amikor egy operaénekesnő olyan magas hangon, frekvencián énekel, hogy darabokra török a kristálypohár. Az MR hasonló elven működik. Csak azok a protonok, amelyek azonos frekvenciával forognak, precesszálnak, mint az RF-pulzus, tudnak majd kapcsolatba kerülni az RF-pulzussal. Ha egy másik frekvenciájú (pl. 58,345 MHz) RF-pulzust küldünk a mágnesbe, akkor semmilyen interakció nem fog fellépni.

Amennyiben az RF-pulzus azonos a közép frekvenciával, adott az ereje (amplitúdó) és meghatározott az ideje, akkor lehetséges a mágneses vektort rotálni, eltéríteni a Z tengelyre merőleges síkra, jelen esetben az X–Y síkba (28.14. ábra). (Vektorok nélkül szinte lehetetlen lenne ábrázolni a történéseket.)

Jelen esetben a mágneses vektort 90° fokkal kibillentettük. Később majd látjuk, hogy van egy fontos paraméter: Tip Angle/Flip Angle (FA), ami jelzi a mágneses vektor eltérítésének szögét. A mágneses vektort tetszőleges szögben lehet megdönteni 0°–180° között. Ez az előbb leírt folyamat az ún. mágneses excitáció (excitation), amikor egy impulzusszerű rádiófrekvenciás hullámmal gerjesztett állapotba kerülnek a H-atommagok.

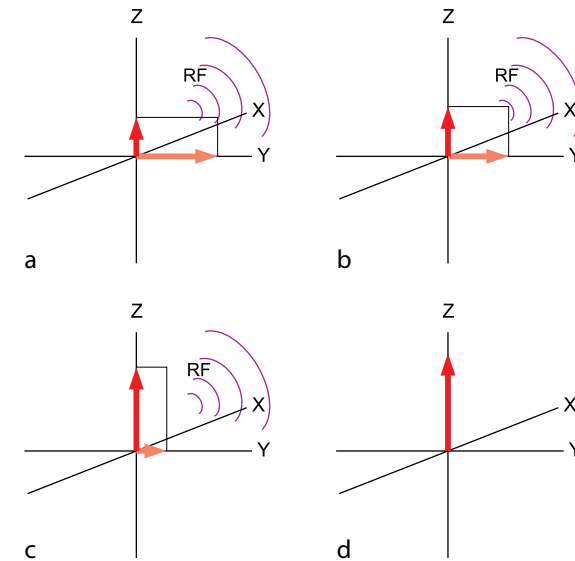
### Relaxáció (Relaxation)

Most kezd érdekessé válni az MR-fizika. A mágneses vektort 90°-ban megdöntöttük az X–Y tengelybe. Ezt úgy is lehetne mondani, hogy a protonokat egy magasabb energiájú állapotba gerjesztettük. Ez a folyamat úgy jött létre, hogy a protonok energiát vettek fel az MR-gépből kibocsájtott RF-pulzusból. Ez egy olyan történés, amit a protonok nem szeretnek; hasonló, mintha kézen járnánk. A kézenjárás lehetséges, de nem szeretjük sokáig csinálni: szívesebben járunk a két lábunkon. Ez hasonló a protonokkal is: szívesebben rendeződnek a fő ( $B_0$ ) mágneses térrel azonos irányba (alacsony energiaszint). Ezután következik az ún. relaxáció (relaxation). A relaxációt két részre bonthatjuk: T1 relaxáció és T2 relaxáció.

#### Longitudinális – T1 relaxáció (T1 Relaxation)

A protonok szeretnének lehetőleg visszatérni a kiindulási (nyugalmi) állapotukba, más szóval egyensúlyi helyzetbe. Ez úgy lehetséges, hogy a felvett energiát leadják egyrészt hőleadással (nagyon kis mennyiség), másrészt RF-hullámok formájában. Elviekben az excitációs folyamat ellenkezője történik. A mágneses vektor visszatér a kiinduló, nyugalmi állapotban levő Z tengely irányába.

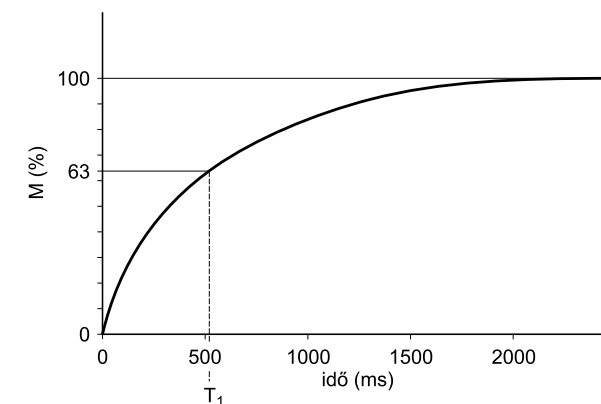
Miután megszűnik az RF excitációs pulzus, a mágneses vektor „újra felépül” a Z - tengely mentén, miközben rádiófrekvenciás hullámokat bocsájt ki magából (28.15. ábra). A T1 relaxációs folya-



28.15. ábra Az eredő mágnesség változása a T1 relaxációs folyamat alatt

mat ábrázolja, hogy mi is történik a Z irányban. Az RF-pulzust követően, egy kis idő múlva, a betegben pontosan visszaáll minden az RF-pulzus előtti állapotba. A T1 relaxáció úgy is nevezhető, hogy spin-rács (Spin-Lattice) relaxáció, mivel a kiadott energia a környező szövetbe (lattice) kerül. A T1 relaxáció során a longitudinális mágnesség újraépül.

**T1 relaxációs görbék.** A T1 relaxáció azon tömeg protonjaiban történik, melyre hatott a 90°-os excitációs RF-pulzus. Viszont a molekulákban levő protonok kötődése nem azonos. Ez változó



28.16. ábra T1 relaxációs görbe

például a különböző szövetekben. Egy H atom kötése erős a zsírszövetben, de sokkal gyengébb, lazább a kötődése a vízben. A szorosan kötődött protonok sokkal gyorsabban tudják leadni az energiájukat a környezetükbe, mint azok a protonok, amelyek kötődése gyengébb. Megállapítható, hogy különbözik az az idő, ami alatt leadják a protonok az energiájukat. A T1 relaxáció idejét a 28.16. ábrán látható görbe szemlélteti.

A görbén láthatjuk, hogy a  $T = 0$  időnél nincsen mágnesség a Z irányban közvetlen az RF-pulzus gerjesztése után. Viszont az  $M_z$  azonnal elkezd felépülni a Z tengely mentén. A T1 relaxáció egy konstans idő. A T1-et úgy is lehet definiálni, mint az az idő, ami alatt a longitudinális mágnesség ( $M_z$ ) eléri az eredeti (nyugalmi) mágnesség 63%-át. Hasonló görbét kapunk a különböző szövetek esetében. Ez az, amit DAMADIAN és LAUTERBUR felfedezett nagyon régen. A különböző szövetek energialeadása (relaxálása) különböző időt vesz igénybe; ennek is köszönhető az MR-képképzés kiváló kontrasztfelbontása (contrast resolution).

### Transzverzális – T2 relaxáció (T2 Relaxation)

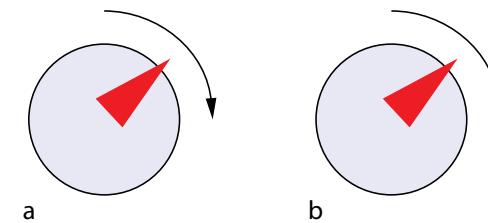
Mint korábban említettük, a relaxációs folyamat két részre osztható. A második rész, a T2 relaxáció, valamivel bonyolultabb a T1 relaxációnál. Először is fontos megjegyezni, hogy a T1 és T2 relaxáció két egymástól független folyamat. Nincs összefüggés a kettő között! Az egyetlen közös bennük az, hogy a két relaxációs folyamat azonos időben történik. A T1 relaxáció leírja, hogy mi történik a Z síkban; a T2 relaxáció pedig leírja, hogy mi történik az X–Y síkban.

### Fázis és fáziskohérenca

A következő módon próbáljuk meg szemléltetni, hogy mi is az a fázis. Képzeld el, hogy láttunk egy katonai osztagot menetelni az úton. Látjuk, amint egységesen minden katona egyszerre rakja előre a bal lábát. A kapitány vezényli őket: *bal, jobb; bal, jobb; bal ... bal ... bal, jobb*. Azt is mondhatnánk, hogy az osztag szinkronban, vagyis azonos fázisban (in-phase) menetel.

Egy másik példát ábrázol a 28.17. ábra. Két kereket láthatunk egy-egy nyíllal. A két kerék azonos sebességgel forog. Ebből kifolyólag a nyílak mindig azonos irányba fognak mutatni az idő bármely pillanatában. Ezt úgy is lehet mondani, hogy a kerekek azonos fázisban vannak (in-phase).

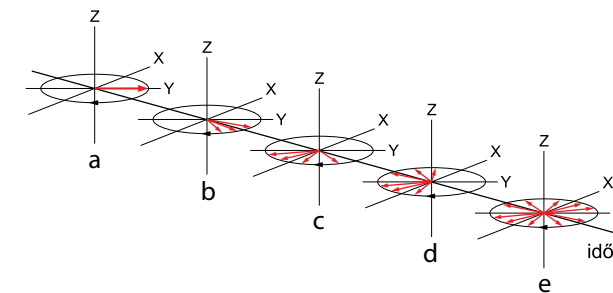
Menjünk vissza egy lépéssel, és nézzük meg az eredő mágneses vektort, mielőtt gerjesztjük a  $90^\circ$ -os RF-pulzussal. Az eredő mágneses vektor azon protonok, kis mágneses terek összege, amelyek a Z tengely mentén rendeződtek.



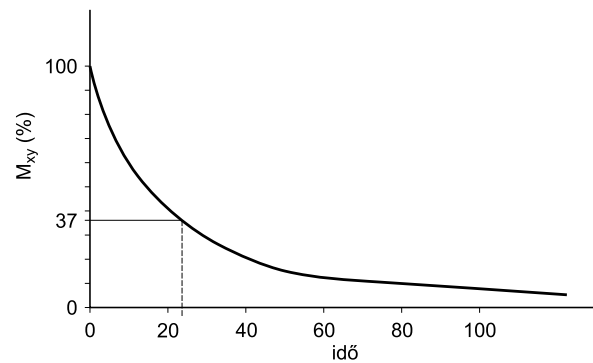
28.17. ábra Fáziskohérenca ábrázolása

Minden egyes individuális proton forog, precessál a saját tengelye körül. Annak ellenére, hogy azonos a precessálási sebességük, nincsenek azonos fázisban (in-phase), más szóval nincsen fáziskohérenca. Az előző példában említett kerekek nyílai különböző irányba mutatnának. Egy nagyon érdekes dolog történik, miután a  $90^\circ$ -os RF-pulzussal gerjesztjük. Azon túl, hogy az eredő mágneses vektor eltérődik az X–Y síkba, a protonok elkezdnek azonos fázisba precessálni (in-phase)!

Pontosan a  $90^\circ$ -os RF-pulzust követően az eredő mágneses vektor (most már úgy hívjuk, hogy transzverzális mágnesség) elkezd forogni az X–Y síkban, mégpedig a Z tengely körül (28.18.a ábra). A vektorok mind azonos irányba mutatnak, mivel azonos fázisban vannak (in-phase). Viszont nem maradnak ebben az állapotban. Egy úgynevezett *fázisvesztés* (dephasing) folyamat kezdődik, melynek eredménye, hogy a mágneses vektorok különböző fázisokba, irányokba kerülnek (out-of-phase). Emlékezzünk vissza, hogy minden egyes proton úgy is tekinthető, mint egy apró mágnes, melynek van egy északi és egy déli pólusa. Arra is emlékszünk, hogy az azonos pólusú mágnesek taszítják egymást. Mivel a vektorok mágneses tere befolyásolják egymást, ezért megeshet, hogy egyes vektorok lelassulnak, miközben más vektorok gyorsabban forognak. Mivel a vektorok különböző sebességgel forognak, nem fognak továbbra is azonos irányba mutatni: elkezdődik a fázisvesztési (dephasing) folyamat. Eleinte a dephasing mennyisége kicsi lesz (28.18.b, c, d ábra), viszont hamarosan felgyorsul a folyamat egészen addig, míg teljesen megszűnik a fáziskohérenca. Nem marad két azonos irányba mutató vektor (28.18.e ábra). Ezzel egyidőben az összes proton továbbra is forog a Z tengely körül az X–Y síkban.



28.18. ábra Fáziskohérenca megszűnése az XY síkban



28.19. ábra T2 relaxációs görbe

Ez a folyamat, mialatt egy teljes in-phase állapotból egy teljes out-of-phase állapot jön létre, az úgynevezett T2 relaxáció.

**T2 relaxáció görbék.** Ugyanúgy, mint a T1 relaxáció, a T2 relaxáció sem azonnal történik. Ez függ a hidrogén proton molekulán belüli kötődésétől, ami szintén szövetre jellemző.

A T2 relaxáció szintén ábrázolható egy görbén (28.19. ábra). A 90°-os RF-pulzust követően az eredő mágnesség az X–Y síkba eltérítődik (döntjük). Az eredő mágnesség neve megváltozik:  $M_z$  helyett most már  $M_{xy}$ -nak nevezzük.  $T = 0$  időben az összes spin azonos fázisban van (in-phase), de utána azonnal elkezdődik a dephasing folyamat. A T2 relaxáció szintén egy konstans idő. A T2 úgy is definiálható, mint az az idő, amely alatt a spinek 63%-a az eredeti, azonos fázisú állapotból kiesik, így már csak 37%-uk marad azonos fázisban. A különböző szöveteknél a fázisvesztési idő más és más. A zsírszövetben sokkal gyorsabb a fázisvesztési idő, mint a vízben.

Még egy fontos megjegyzés a T2 relaxációval kapcsolatban: sokkal gyorsabb ez a folyamat, mint a T1 relaxáció. A T2 relaxáció milli-secundumokban mérhető, míg a T1 relaxáció akár több secundum is lehet. A T2 relaxáció folyamata során, a transversalis mágnesség megszűnik.

A T2 relaxációt nevezhetjük spin - spin relaxációnak, mivel a protonok interakcióit jellemzi a közvetlen környezetükben (molekuláikban).

Megjegyzendő:

- A T1 és T2 relaxáció két egymástól független folyamat.
- A T1 és T2 relaxáció azonos időben történik.
- T1 a Z tengely mentén történik; T2 az X–Y síkban történik.
- A T2 relaxáció ideje sokkal gyorsabb, mint a T1 relaxáció.

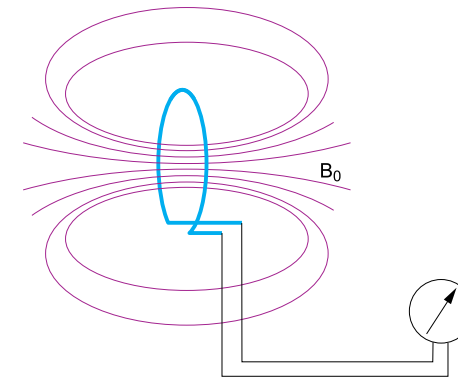
Miután mindkét folyamat lezajlott, az eredő mágneses vektor ismét azonos irányba rendeződik az MR-berendezés állandó mágneses térével ( $B_0$ ) és a protonok spinje, precesszálása ismét out-of-phase-be kerül. Visszaáll a 90°-os RF-pulzus előtti nyugalmi állapot.

### Akvizíció (Acquisition)

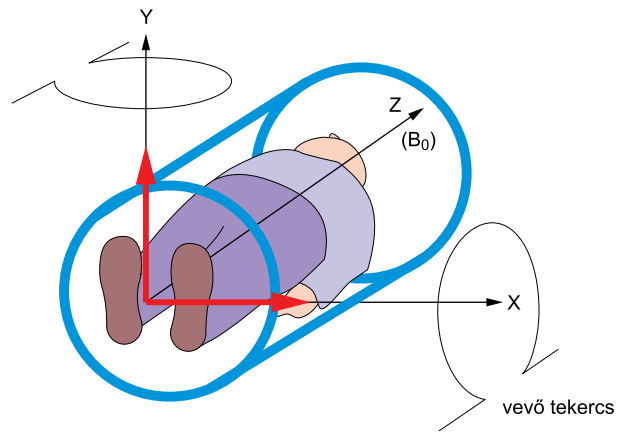
A relaxációs folyamatok alatt a precesszáló spinek leadják a 90°-os RF-pulzus során nyert felesleg energiájukat rádiófrekvenciás hullámok formájában. Ahhoz, hogy képet tudjunk nyerni, ezeket a rádiófrekvenciás hullámokat kell összegyűjteni, mielőtt eltűnnek a levegőbe.

Ez megvalósítható egy vevő tekercssel (receive coil). A vevő tekercs azonos lehet az adó tekercsel (transmit coil), de lehet akár egy másik tekercs is. Egy nagyon érdekes és egyben fontos szempont a vevő tekercs pozíciója.

A vevő tekercs pozíciója párhuzamos kell, hogy legyen az állandó mágneses térrel ( $B_0$ ). Ha ez nem valósul meg, akkor egy olyan képet kaphatunk, amelyben nincsen jel. Hogyan lehetséges ez? Ha szétszednénk egy tekercset, akkor láthatnánk, hogy ez nem más, mint egy réz vezetőkből képződő hurok. Amikor a mágneses mező erőssége a hurokban belül megváltozik, a hurokban áram indukálódik (28.20. ábra). Mint később látni fogjuk, a  $B_0$  térerősség értékét bizonyos határok között változtatjuk, ami a vevő tekercsben áram indukálódását jelentené. A  $B_0$  nagyon erős mágneses tér; sokkal nagyobb és erősebb, mint a RF-jel, amit majd kapni fogunk. Ez azt jelenti, hogy ha a tekercset úgy pozicionáljuk, hogy a  $B_0$  mágneses mező keresztezi a tekercset, akkor nagyon nagy áram keletkezik, amely elnyomja az RF-hullámok által keletkező kicsi áramot (jel). Ennek eredménye, hogy a képen csak szemcsét (zaj) fogunk látni. Ezt úgy is lehet mondani, hogy nem lesz hasznos jel a képen, hanem csak zaj.



28.20. ábra Áram indukálása egy tekercsben



**28.21. ábra** Vizsgálati tekercs helyes pozicionálása a  $B_0$  mágneses mezővel párhuzamosan

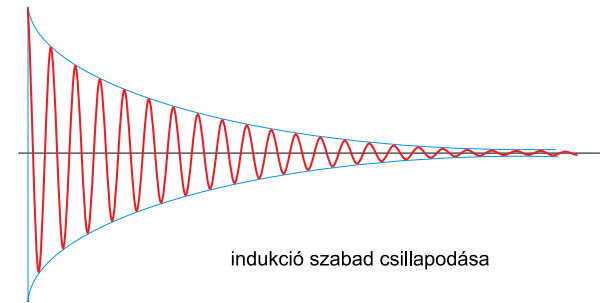
Ezért fontos meggyőződni, hogy a vevő tekercs mindig úgy helyezkedjen, hogy a  $B_0$  mágneses mező ne keresztezze a tekercs meneteit. Ezt akkor tudjuk megvalósítani, ha a tekercset úgy pozicionáljuk, hogy párhuzamos legyen a  $B_0$  mágneses mezővel (28.21. ábra).

Egy egyszerű kísérletsorozattal demonstrálni tudjuk ezt a jelenséget. Ismételjünk meg egy mérést úgy, hogy a tekercs különböző szögekben helyezkedik el. Kezdjük el úgy, hogy először párhuzamos a  $B_0$  mágneses mezővel, majd forgassuk el a tekercset. Látható lesz az MR-képeken a minőségi romlás. Elképzelhető, hogy egy adott szögben már nem is fog tudni ráhangolni az MR-gép a tekercsre, és nem fogjuk tudni elindítani a mérést.

Számos olyan tekercs van, amely célzottan egy adott testrégióra lett tervezve. Ilyen például a koponya tekercs. Miután rögzítettük az MR-vizsgálóasztalon, látszólag úgy tűnik, mintha a  $B_0$  tér keresztül menne a tekercsen. Ez csak egy „optikai illúzió”. A tekercs úgy van tervezve, hogy a réz huzalokból kialakított hurkok (loops) párhuzamosak a  $B_0$ -lal. Nem könnyű feladat a tekercsek tervezése az ún. bore típusú MR-gépekre, ahol a  $B_0$  végighalad az emberi test hosszán. Ha kinyitnánk egy koponya tekercset, akkor minden bizonnyal 2 réz drótot látnánk, amelyek nyereg alakúak és egymásra merőlegesek. Mivel a nyereg alakzat nem elegendő, két réz tekercs található a tekercsben.

MAXWELL megállapítása szerint: a rádiófrekvenciás hullámnak van egy elektromos és egy mágneses komponense, amelyek merőlegesek egymásra, 90°-os fáziseltérés van közöttük, és mind a kettő azonos irányban terjed fénysebességgel (28.22. ábra).

Számunkra a mágneses komponens a fontos, mert ez indukálja az áramot a vevő tekercsben.

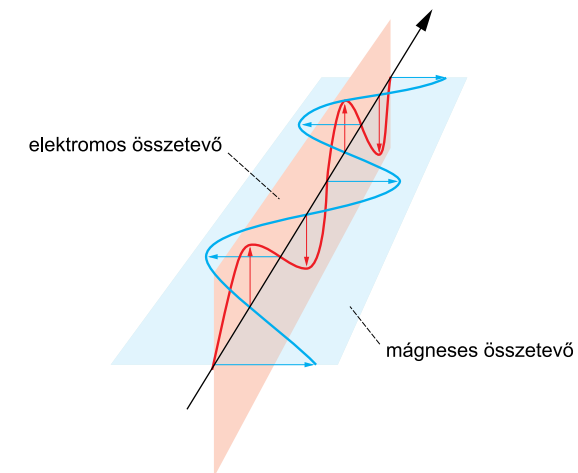


**28.22. ábra** A rádiófrekvenciás hullám elektromos és mágneses összetevője

A tekercs helyes pozicionálásának van egy másik fontos szempontja. Csak olyan jelet tudunk detektálni, ami azon folyamatokból keletkezik, melyek merőlegesek a  $B_0$  mágneses térre. Mint ezt már korábban tárgyaltuk, ez az ún. T2 relaxáció. A T2 relaxáció egy csillapodási folyamat, ami annyit jelent, hogy a fáziskoherencia nagyon erős az elején, majd nagyon gyorsan csökken egészen addig, amíg teljesen megszűnik.

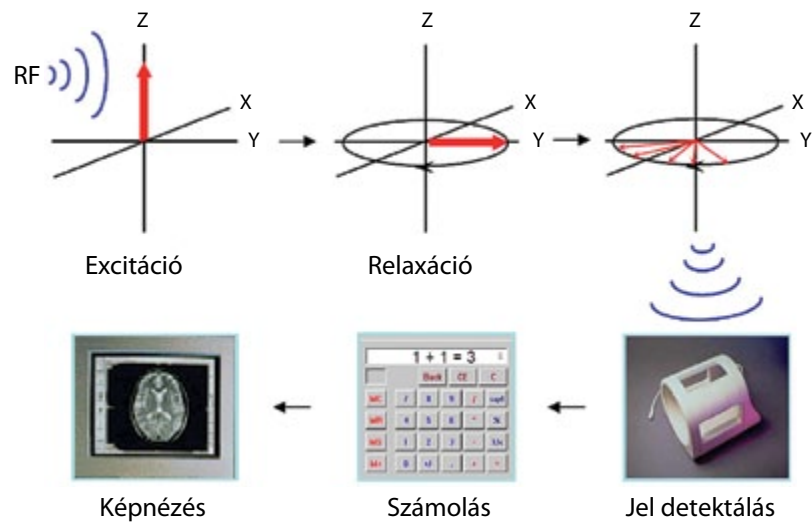
Ebből kifolyólag a jel, amit kapunk a T2 relaxációs folyamat elején nagyon erős, majd hamar gyengül a T2 relaxációnak köszönhetően (28.23. ábra).

A jelet úgy nevezzük, hogy Free Induction Decay (FID). A FID az a jel, amit akkor kapnánk, ha nem lenne mágneses térünk. A mágneses tér jelenlétében a T2 csillapodás sokkal gyorsabb a lokális (mikroszkopikus) mágneses tér inhomogenitásainak és a kémiai eltolódásnak köszönhetően. Ezeket a hatásokat hívjuk együttesen a T2\* effektusoknak (T2\* csillag). A kapott jel



**28.23. ábra** Free Induction Decay (FID)





28.24. ábra Az excitáció és visszakapott jel detektálásának folyamata

jóval rövidebb, mint a T2. A tényleges jel nagyon gyorsan csillapodik: 40 millisekundum alatt gyakorlatilag nullára csökken. Ez egy külön jelenséget fog eredményezni, amit majd később tárgyalunk.

### Számolás és megjelenítés

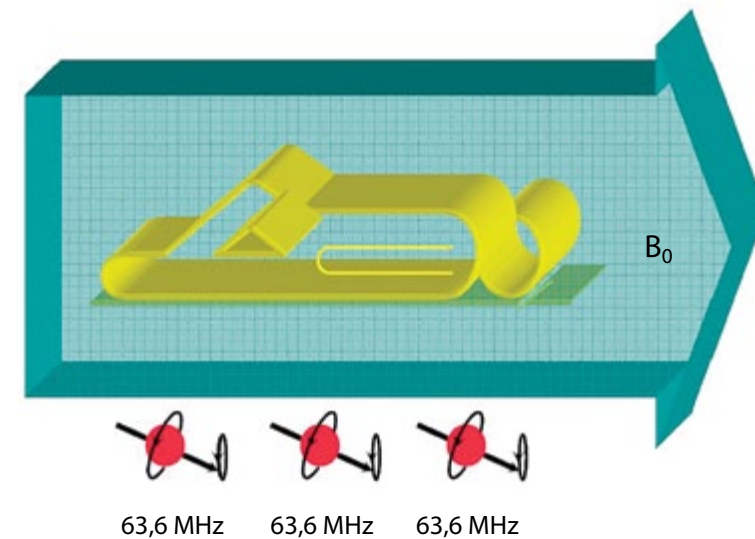
A kapott jel eljut egy számítógépbe, és szinte negyed másodperc alatt megjelenik a kép a monitoron. A 28.24. ábra grafikusán ábrázolja ezt a folyamatot:

### Még több MR-fizika

Az MR-fizika első részében tárgyalt MR működési elv szinte csak felszíni ismeretnek elegendő. Próbáljuk meg egy kicsit felfedezni, hogy mi van a felszín alatt.

Tételezzük fel, hogy van egy 100%-os homogén mágneses mezőnk (a valóságban ilyen nem létezik). Ebben az esetben az emberi szervezetben levő összes proton a Larmor-frekvenciával azonos frekvencián precesszál (28.25. ábra).

Ez azt is jelentené, hogy az összes proton visszaadna valamilyen jelet. Hogyan tudnánk megállapítani, hogy a jel a fejből vagy a lábból jön-e? Ha változatlan maradna minden, akkor nem



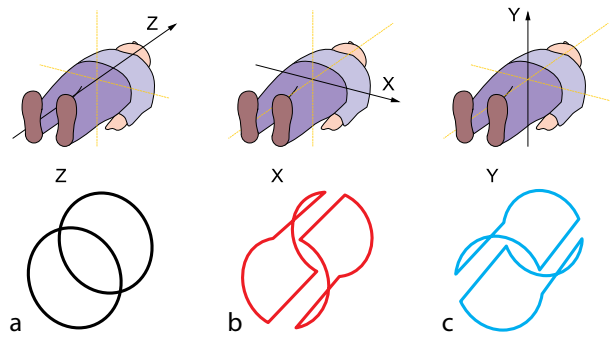
28.25. ábra Larmor-frekvenciával precesszáló protonok egy homogén mágneses tér esetén

kapnánk egy értelmes képet. Tele lenne kivehetetlen és értelmezhetetlen foltokkal. Problémánk megoldására az RF-hullám tulajdonságaiból kapunk segítséget. Ezek a fontos tulajdonságok a fázis, frekvencia és amplitúdó (phase, frequency, amplitude). Először is fel kell osztani a testet voxelekre, azaz térfogatelemekre. Ezután kódolni fogjuk a voxeleket, hogy a voxelben levő protonok egy olyan RF-hullámot bocsássanak ki, amelynek ismert a fázisa és frekvenciája. A jel amplitúdója a voxelben levő protonok mennyiségétől függ. Ezt a precíz feladatot az ún. gradiens tekercsekkel lehet megvalósítani.

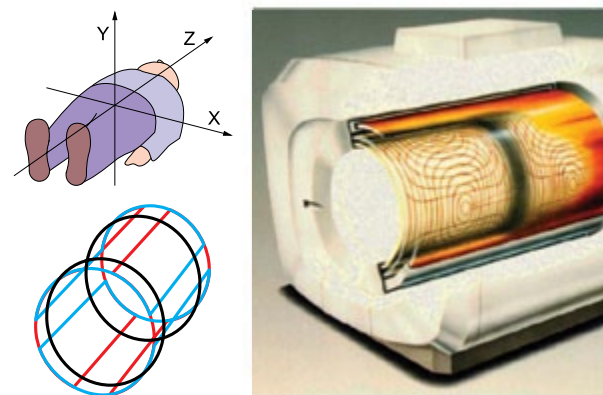
### Gradiens tekercsek

Egész egyszerűen fogalmazva, az MR-gépben található gradiens tekercsek dróthuzalok csoportjai, amelyek segítségével további mágneses tereket tudunk előállítani, amelyek majd szuperponálódnak a B<sub>0</sub> mágneses térre. Ez nagyon bonyolultnak tűnhet, de valójában nem az.

Három különböző „dróthuzal” csoport van. Mindegyik csoport egy adott irányú mágneses tereket tud előállítani a Z, X vagy Y irányban. Amikor a Z gradiens áram alá kerül, akkor egy mágneses tér keletkezik a Z irányba (28.26.a ábra). Hasonlóan történik ez a másik két gradiens esetében is (28.26.b, c ábra).



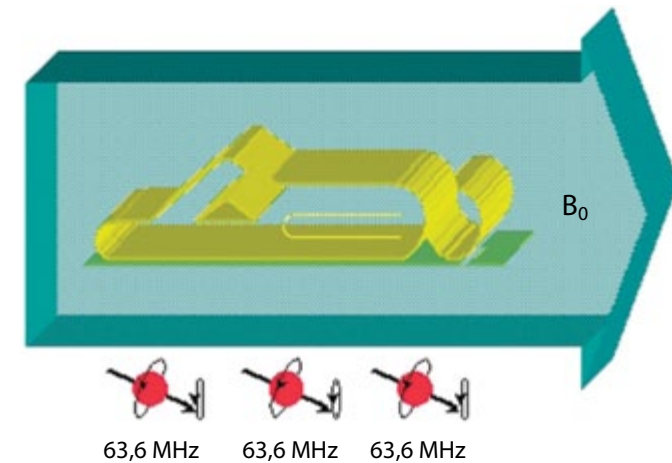
28.26. ábra A gradiens tekercsek 3 csoportja: **a** Z irány **b** X irány **c** Y irány



28.27. ábra **a** Sematikus ábrázolása a 3 pár gradiens tekercsnek. **b** A gradiens tekercsek elhelyezkedése az MR-vizsgálóberendezésben

Ismert tény, hogy az MR-vizsgálat igen zajos szokott lenni. Nagyon erős az a mágneses tér, ami létrejön az akvizíció során. Annak ellenére, hogy a gradiens tekercsek szorosan vannak gyantába rögzítve, a menetei között fellépő erőhatás olyan nagy, hogy vibráltatja a gradiens tekercseket. A vizsgálat alatt hallható zaj ennek a vibrálásnak az eredménye.

A sematikus ábrán látható, hogyan hoz létre egy hengert a három gradiens tekercs (28.27.a ábra). Ez a henger behelyezésre kerül a mágnesbe (28.27b ábra). A következőkben nézzük meg, hogy miként lehet a gradiensekkel kódolni a kapott jelet, azaz a homogén mágneses tér egyenletes elhangolásával jellocalizációt létrehozni.



28.28. ábra Betegben levő hidrogén protonok azonos irányba levő rendeződése a  $B_0$  mágneses tér irányával

### Jelkódolás

Tételezzük fel a következőket:

- Egy axiális képet fogunk készíteni a koponyáról.
- 1,5 Tesla MR-gépen vizsgálunk.
- Egy homogén mágneses térrel dolgozunk, ami lefedi az egész testet (fejtől lábig).

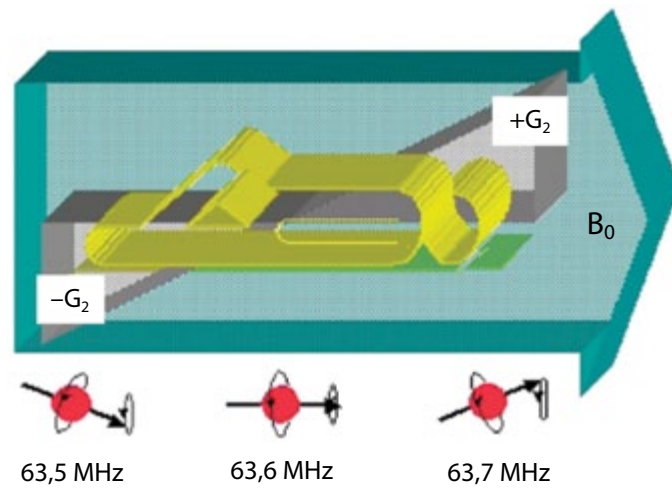
A valóságban a homogén mágneses tér csak kb. 40 cm átmérőjű és csak a mágnes közepén (iso-center) létezik.

Amikor egy beteget befektetünk az MR-gépbe, az összes proton, fejtől lábig, rendeződik a  $B_0$  mágneses térrel azonos irányba. A protonok a Larmor-frekvenciával precesszálnak, amely jelen esetben 63,6 MHz (28.28. ábra).

Ha egy 90°-os excitációs RF pulzust alkalmazva a magnetizációt eldöntenénk az X-Y síkba, akkor az összes proton reagálna és visszaadna egy jelet. Ebben az esetben nem tudnánk megállapítani, hogy a fejtől a lábig pontosan honnét származott a jel.

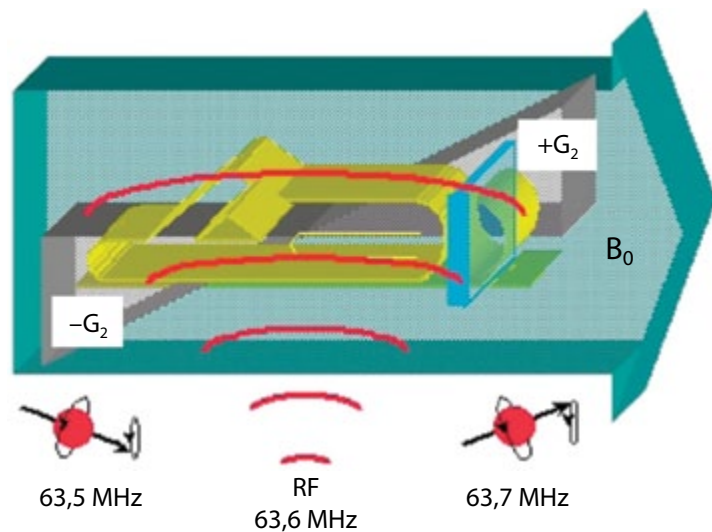
### Szelektív gradiens

A Z gradiens bekapcsolásával egy újabb mágneses tér keletkezik a Z irányban, mely szuperponálódik a  $B_0$ -ra. A + Gz jel azt jelzi, hogy a koponyánál egy kismértékben erősebb  $B_0$  mág-

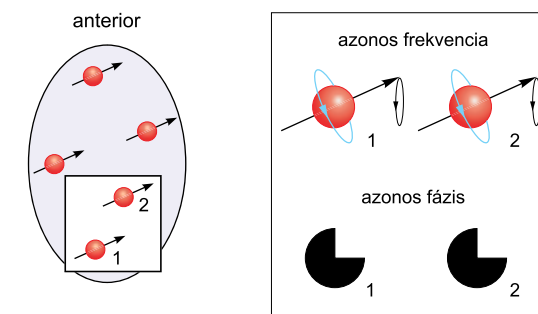


28.29. ábra Szeletkiválasztó mágnes alkalmazása esetén eltérő precessziós frekvenciák keletkezése

neses tér van a mágnes közepéhez, iso-centerhez képest. Az erősebb mágneses tér azt jelenti, hogy magasabb a Larmor frekvencia. A gradiens teljes emelkedője mentén különbözik a  $B_0$  mágneses tér, ebből kifolyólag a protonok eltérő frekvenciával forognak, precesszálnak. A koponyánál levő protonok egy magasabb frekvenciával precesszálnak, mint az iso-centernél levő protonok.



28.30. ábra Meghatározott szeletnyi proton gerjesztése a vizsgálat során



28.31. ábra A gerjesztett szeleten belül levő protonok azonos precesszálsa és azonos fázisa

Ennek az ellenkezője figyelhető meg az iso-centertől haladva a láb felé. Az ábrán láthatjuk, hogy a lábnál precesszáló protonok 63,5 MHz-es frekvenciával precesszálnak, míg az iso-centerben levő protonok 63,6 MHz-el, és a koponyánál levő protonok 63,7 MHz-es frekvenciával (28.29. ábra). (Az ábrán jelölt precessziós frekvenciák csak példák, a valóságban ennél jóval kisebbek a különbségek.)

Ha jelen esetben egy 63,7 MHz-es frekvenciájú pulzussal gerjesztjük a beteget, akkor a koponyában *kizárólag egy*, vékony szeletnyi proton fog rezonálni, kapcsolatba kerülni a gerjesztés hatására. Nevezetesen csak azok a protonok, amelyek azonos frekvenciával precesszálnak (28.30. ábra).

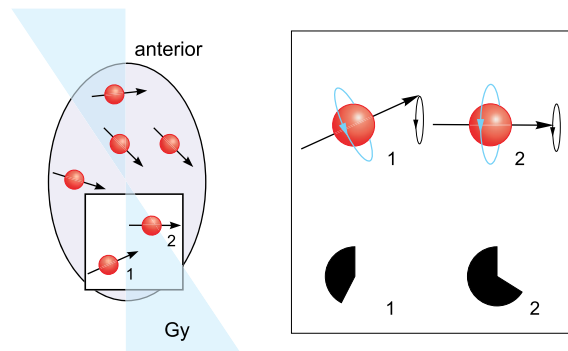
Ez az ún. szeletkiválasztás vagy más nevekkel: slice encoding, slice selection. A példánkban a  $G_z$  a szeletkiválasztó gradiens. Hogy ha most megállnánk, és figyelnénk a visszajövő jelre, akkor biztosan tudnánk, hogy a jel a koponya egyetlen egy szeletéből származik. Így most már biztosan meghatározható egy irány az MR-képkalkotás folyamatában.

Az ábrán láthatjuk az axiális (transzverzális) síkot, amit most hoztunk létre a  $G_z$  gradiens segítségével (28.31. ábra). Ha jobban megfigyeljük (proton 1 és proton 2), akkor láthatjuk, hogy mindkettő proton azonos frekvenciával forog, precesszál, és mindkettő azonos fázisban van.

Az adott szeleten belül továbbra is nagyon sok proton található, és így nem lehetne meghatározni a jel pontos helyét a szeleten belül. Nem lehet eldönteni, hogy előlről, hátulról, alulról vagy felülről jön a jel. Ezért további kódolás (encoding) szükséges a pontos meghatározás érdekében.

### Fáziskódoló gradiens

A további kódolás érdekében a  $G_y$  gradienst egy rövid pillanatra be kell kapcsolni. A  $G_y$  gradiens bekapcsolási ideje alatt egy újabb gradiens mágneses mező keletkezik, mégpedig az anterior-posterior irányban. Ennek hatására az anterior elhelyezkedésű protonok valamivel gyorsabban



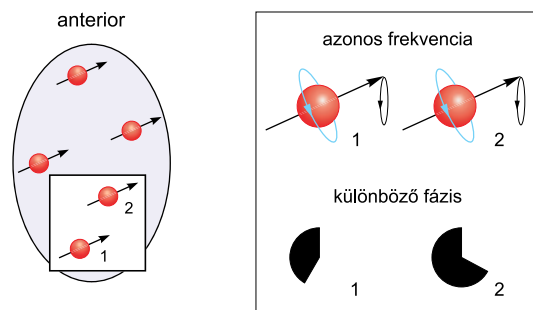
**28.32. ábra** Fáziskódoló gradiens alkalmazása esetén eltérő fázisba kerülnek a szeleten belüli protonok

fognak precesszálni, mint a posterior elhelyezkedésű protonok. Ez a kis eltérés azt eredményezi, hogy a protonok nem lesznek azonos fázisban (in-phase) anterior–posterior irányban. Az ábrán látható a proton 1 és proton 2 közötti különbség: proton 1-nek eltérő a fázisa a proton 2-höz képest (28.32. ábra).

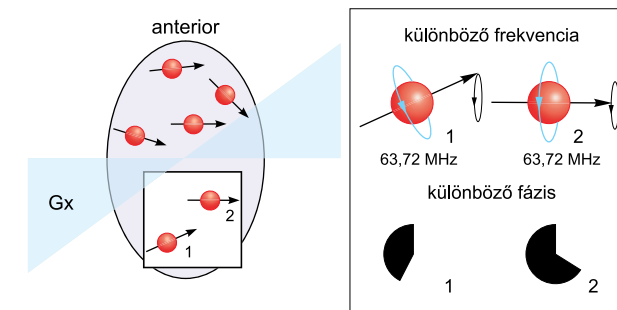
Amikor a Gy gradiens kikapcsolódik, a szeleten belüli összes proton azonos frekvencián precesszálni fog, de mindegyiknek más lesz a fázisa (28.33. ábra). Ezt nevezzük *fáziskódolásnak* (phase encoding).

Eddig már két dolgot megállapíthatunk:

1. A jel a koponyának egy adott szeletéből származik (szeletkiválasztás).
2. A jel számos RF-hullámból tevődik össze, amelyeknek mind azonos a frekvenciájuk, de különbözik a fázisuk. Így meghatározható, hogy a jel eredete anterior vagy posterior lokalizációjú (fáziskódolás).



**28.33. ábra** A fáziskódoló gradiens megszűnését követően az összes proton eltérő fázisba kerül egymáshoz képest



**28.34. ábra** A frekvenciakódoló gradiens alkalmazása esetén a protonok precessziós frekvenciája eltérő lesz

Most már csak egy kódolást kell végrehajtanunk, hogy megállapíthassuk, hogy a jel a koponya bal, jobb vagy középső részéből származik.

### Frekvenciakódoló gradiens

Ahhoz, hogy tudjunk bal–jobb irányba kódolni, szükségünk van még egy harmadik, egyben utolsó gradiens (Gx) időleges bekapcsolására. Ennek hatására egy plusz gradiens mágneses tér fog keletkezni a bal–jobb irányban.

A bal oldali protonok egy alacsonyabb frekvencián precesszálnak a jobb oldalon levő protonokhoz képest (28.34. ábra). Ez a frekvenciakülönbség egy plusz fáziscúszást (shiftet) fog eredményezni, de – és ez nagyon fontos – a már korábban létrehozott fáziskülönbség, melyet a fáziskódolás során létrehoztunk a Gy gradienssel, továbbra is megmarad! Most már meg lehet állapítani a tekercsben detektált jelek pontos eredetét.

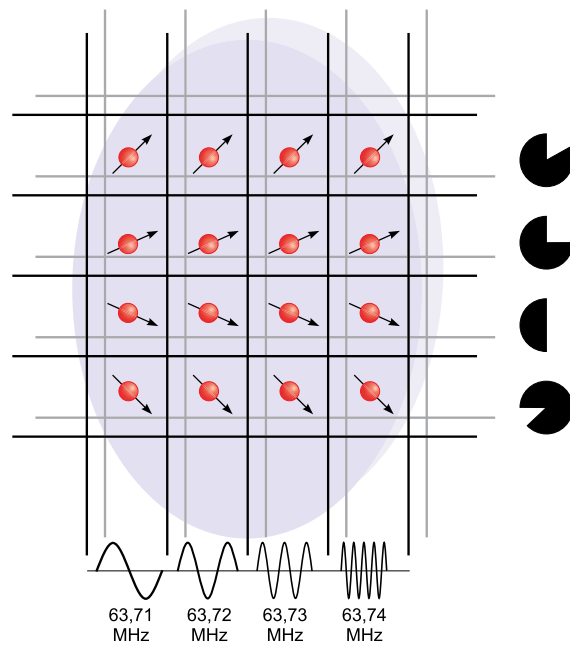
A 28.35. ábrán látható a kódolások végeredménye:

1. A Gz gradiens kiválasztott egy axiális szeletet.
2. A Gy gradiens a szeleten belül létrehozott sorokat, melyeknek különböző a fázisuk.
3. A Gx gradiens a szeleten belül létrehozott oszlopokat, melyeknek különböző a frekvenciájuk.

Láthatjuk, hogy létrehoztunk kis volumeneket, voxeleket. Minden egyes voxel egy saját frekvencia–fázis kombinációval rendelkezik. Az egyes voxeleken belül levő protonok mennyisége meghatározza az RF-hullámok erősségét (amplitúdó).

A tekercsben detektált jel a frekvenciák, fázisok és amplitúdók komplex keveréke, mely a koponyán belül voxelenként eltér egymástól.

A számítógépbe érkezik ez a nagy mennyiségű adathalmaz, és utána megtörténik a „csoda”. Körülbelül 0,25 s alatt a számítógép feldolgozza ezt az adathalmazt, és létrehozza a képet. Ez a

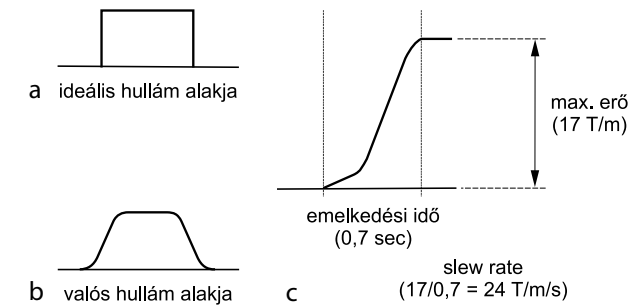


**28.35. ábra** A kódolás végén egy szeleten belül levő protonok elhelyezkedése és precessziós frekvenciája

„csoda” egy matematikai művelet, aminek a pontos megnevezése: 2 dimenziális Fourier-transzformáció (2DFT), (2D Fourier Transformation). Ezzel a művelettel tudja kiszámolni a számítógép a voxelek pontos lokalizációját és az intenzitásukat.

A Fourier-transzformáció részletes magyarázatától eltekintünk, viszont néhány analógiával talán könnyebben megérthető ez a folyamat. A Fourier-transzformáció hasonló a prizmahoz, ami megtöri a „fehér” fényt (MR-jel) a szivárvány különböző színeire (MR-kép). A szervezetünkben is folyamatosan jelen van a Fourier-transzformáció. Füleinkkel egyszerre sok különböző hangot (MR-jel) hallunk. Az agyunk végrehajt egy Fourier-transzformációt, hogy megállapítsa az egyes hangok pontos eredetét és intenzitását (MR-kép).

**Megjegyzés:** a fáziskódolás csak soronként valósítható meg. Ahhoz, hogy a teljes szeletet végig tudjuk mérni, szkennelni (scan), ez az egész folyamat (szeletkiválasztás, fázis- és frekvenciakódolás) egy specifikus paraméter alapján többször megismétlődik: mátrix fáziskódolás (Matrix phase encoding, MX pe). Ez ad magyarázatot egy másik lényeges paraméter fontosságára: repetíciós idő (repetition time, TR). Ezekről a paraméterekről később bővebben lesz szó.



**28.36. ábra** Grádiens jellemzők. **a** Ideális hullám alakja. **b** Valós hullám alakja. **c** Slew rate

### Gradiens specifikációk

Nagyon fontos a gradiensek jellemzőinek ismerete. Amikor bekapcsolódik egy gradiens, akkor ideális esetben azonnal eléri a maximum erejét, teljesítményét, és amikor kikapcsolódik, akkor azonnal visszatér a nullára (28.36.a ábra).

A gyakorlatban viszont nem egészen így működnek a gradiensek. Időre van szükség, hogy elérje a maximumot és a nulla állapotot (28.36.b ábra). A maximum idő elérése emelkedési időnek is nevezhető (rise time) (28.36.c ábra). Ha elosztjuk a maximum erőt a rise time-mal, akkor kapunk egy fontos paramétert: slew rate. Ezek a gradiens sajátos paraméterei.

Ezek az értékek gépenként változnak:

1. *Maximum strength*: minél magasabb, annál jobb (minimum FOV és maximum mátrix).
2. *Rise time*: minél rövidebb, annál jobb.
3. *Slew Rate*: minél nagyobb, annál jobb (min TR, min TE, min ETS).

Egy MR-vizsgáló berendezés teljesítményének és lehetséges felhasználási területeinek meghatározásában nagy szerepe van a gradiens rendszernek.

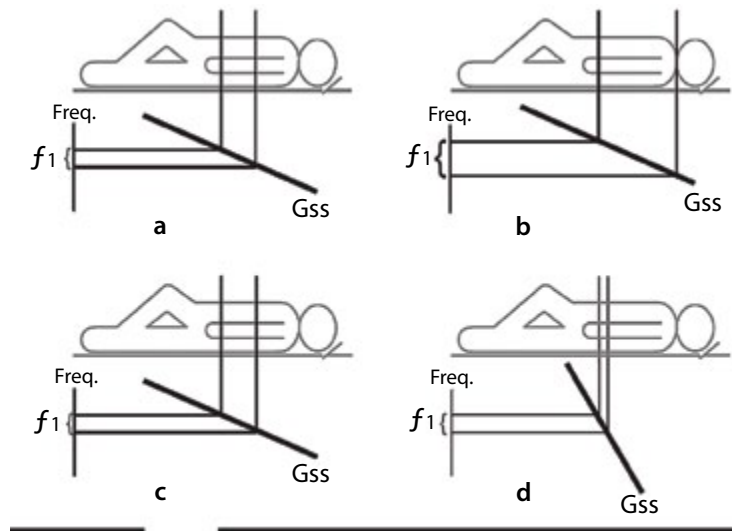
### Szeletvastagság

Az MR-jel kódolásának első lépése a szeletkiválasztás, melyet a szeletkódoló gradiens hoz létre (G<sub>ss</sub>). Példánkban nem volt jelentősége a szelet vastagságának. A klinikai gyakorlatban viszont nagyon fontos a szeletvastagság.

Két faktorról meghatározható a szeletvastagság:

1. A gradiens emelkedő meredeksége.
2. A 90°-os RF-pulzus sávszélessége (bandwidth).





**28.37. ábra** A grádiensek hatása a szeletvastagságra. *a-b* azonos grádiensmeredekség esetén eltérő RF-pulzus sáv szélesség során. *c-d* azonos RF-pulzus sáv szélessége esetén eltérő grádiensmeredekség

Az alábbi ábrán láthatjuk, hogy a gradiens meredeksége azonos, miközben az RF-pulzus sáv szélessége változó (28.37.a, 28.37.b ábra). Ezzel szemben, ha azonos RF-pulzus sáv szélesség mellett változik a gradiens meredeksége, akkor szabályozható a szeletvastagság (28.37.c, 28.37.d ábra). A gyakorlatban a szeletvastagság meghatározásában szerepet kap a két paraméter kombinációja: a gradiens meredeksége és az RF-pulzus sáv szélessége.

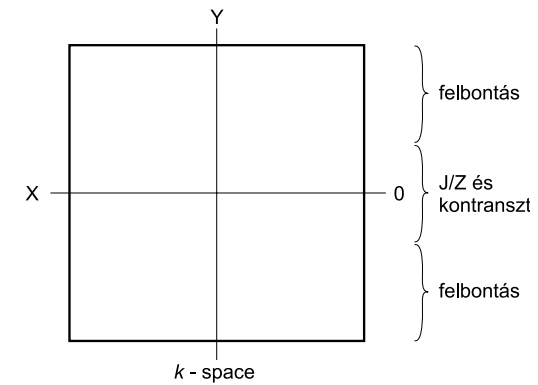
### További MR-fizika

Az MR-fizika egy nagyon komplex rendszer. Számos különböző területre lehetne felosztani, amelyeknek látszólag nincs sok közük egymáshoz, de a valóságban szorosan összefüggnek.

Az előző részekben meghatároztuk az MR-képet és a jelek kódolását. A most következő részben arról lesz szó, hogyan történik a jelakvizíció és tárolása mielőtt kép lesz belőle.

### K-tér (K-Space)

A *k-space* komplexitását jelzi, hogy számos könyv íródott csak erről a témáról. A következőképpen lehetne röviden definiálni a *k-space*-t: „A *k-space* összetevője az MR nyersanyag (raw data), amiből majd összeáll a végleges MR-kép”, MORIEL NESSAIVER.



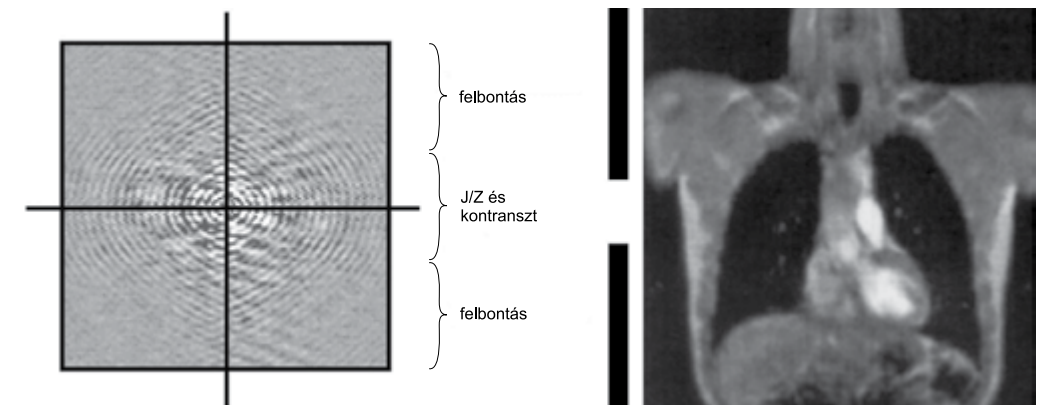
**28.38. ábra** A *k-tér* felosztása

Miért olyan fontos a *k-space*? Mert segít megérteni, hogyan kapunk egy MR-képet, és hogy hogyan működnek a különböző pulzusszekvenciák (pulzus sequence).

A 28.38. ábrán láthatunk egy dobozt. Ezzel jelképezzük a *k-space*-t, mátrixot, időt. Két vonalat, tengelyt láthatunk: X és Y, melyek felosztják a négyzetet 4 szimmetrikus részre. Ebbe a dobozba fogjuk rakni az MR-nyersadatunkat, mielőtt képpé rekonstruálódik.

A nyersadat úgy kerül elhelyezésre a dobozba, hogy az alacsony frekvenciájú jelek a centrumba kerülnek és a magas frekvenciájú jelek a centrum köré.

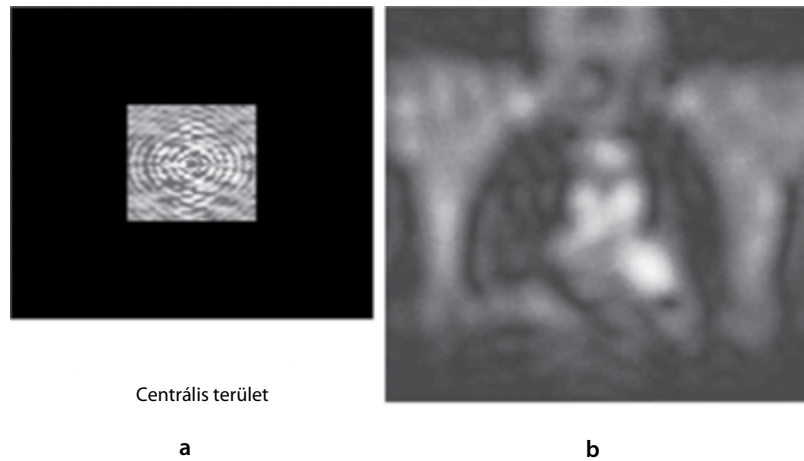
Az alacsony frekvenciájú jelek tartalmazzák a jel- és kontrasztbeli információkat, míg a magas frekvenciájú jelek tartalmazzák a felbontásbeli (spatial resolution) információt (élesség).



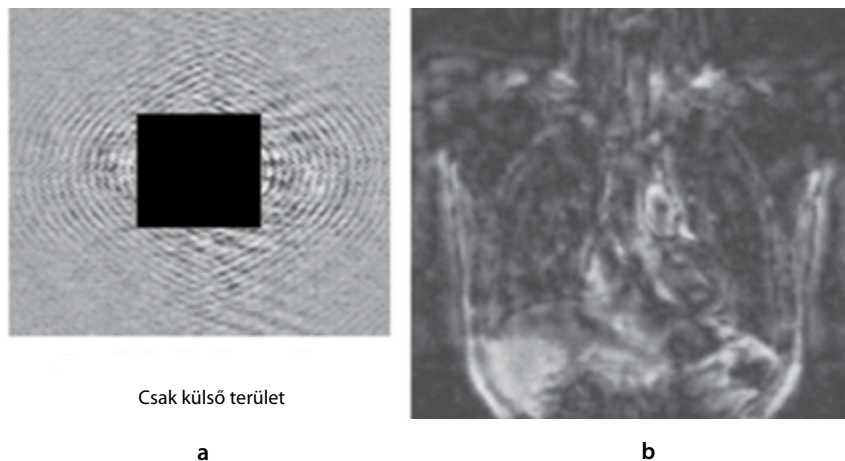
**28.39. ábra** A nyersadatok feldolgozását követő nyersanyag kép

**28.40. ábra** A nyersadatok feldolgozását követő végleges kép





**28.41. ábra** A  $k$ -tér közepén tárolt nyersadatból rekonstruált felvétel, melyben kontrasztbeli különbségek láthatóak



**28.42. ábra** A  $k$ -tér periferiáján tárolt nyersadatból rekonstruált felvétel, melyben minimális kontrasztbeli különbségek láthatóak

Ez talán könnyebben megérthető a 28.39. ábrán. A nyersadatot kétféleképpen lehet rekonstruálni. Itt látható egy olyan rekonstrukció, ami kevésbé ismert egyesek által. Ez az ún. nyersanyag kép (raw data image). Jól megfigyelhető, hogy a nyersanyag mennyire koncentrálnak középre. Azt is lehet látni, hogy a centrum tartalmaz magas és alacsony jeleket, továbbá kontrasztbeli információt. A centrum körül látható számos „gyűrű”; ezek tartalmazzák a kontrasztbeli felbontás információt (spatial resolution). Továbbá láthatjuk, hogy a  $k$ -space szimmetrikus balról–jobbra és felülről–alulra.

A nyersadat rekonstrukciójának másik formája egy olyan képet nyújt, mely rögtön felismerhető (28.40. ábra). Ez a kép ugyanabból a nyersadatból készült, mint az előző  $k$ -space tartalmú kép.

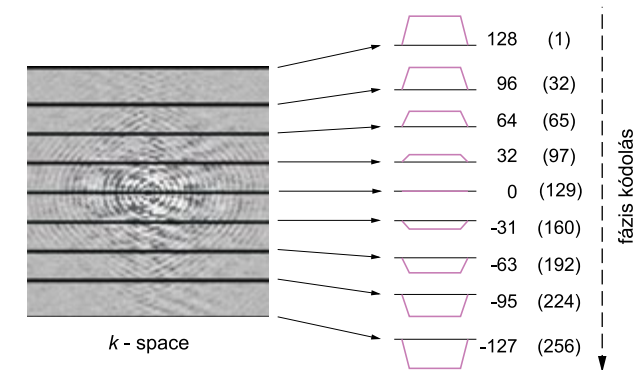
A következő kísérleten keresztül illusztrálhatjuk, hogy a jel/zaj (signal to noise ratio, SNR) és kontrasztbeli információ a  $k$ -space közepén tárolódik. Az első képrekonstrukció során csak a  $k$ -space közepén tárolt nyersadat lett felhasználva (28.41.a ábra). A megjelenő képen látható kontrasztbeli különbség, de életlen (28.41.b ábra). Ez azért van, mert a térbeli felbontás nyers adatát, ami a  $k$ -space periferiáján tárolódik, nem használtuk fel. Ha fordítva rekonstruáljuk a képet, csak a  $k$ -space periferiáján tárolt nyersadatot használva (28.42.a ábra), akkor a létrehozott képen éles kontúrokat látni, viszont minimális a kontrasztbeli információ (28.42.b ábra).

**Adatfeltöltés a  $k$ -space-be.** Korábban már említésre került az a tény, hogy a fáziskódolás kizárólag soronként valósítható meg. Az egész folyamat, (excitáció, fáziskódolás stb.) az  $MX_{pe}$  paraméter által meghatározott alkalommal kerül megismétlésre. Ebből következik, hogy a  $k$ -space adatfeltöltése szintén soronként történik (28.43. ábra).

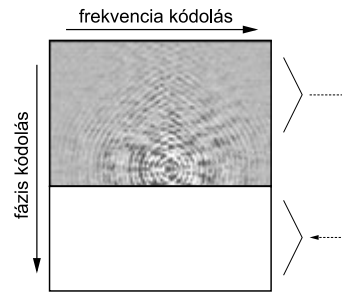
Tételezzük fel, hogy egy  $256 \times 512$ -es mátrixú felvételt készítünk. Az első szám (256) a mátrix „fáziskódolási irányát” ( $MX_{pe}$ ) jelzi. A második szám (512) a mátrix „frekvenciakódolási” irányát, azaz a kiolvasási irányt ( $MX_{ro}$ ) jelzi.

A nyílak által jelzett ábrák a gradiens erejét és a polaritást (+/-) mutatják. A zárójelben levő számok a  $k$ -space-ben levő sorok számára utalnak: az első sor: 1; az utolsó sor: 256. Minden sor 512 pontból tevődik össze, amint azt a  $MX_{ro}$  paraméter meghatározta.

A szekvencia első repetíciója alatt egy + gradiens lesz alkalmazva „128-as erővel”, ennek eredménye lesz a  $k$ -space első sorának nyersadat feltöltődése. A második repetíció alatt egy 127-es erejű, + gradiens kerül alkalmazásra, és a  $k$ -space második sora lesz feltöltve nyersadattal. A 129. repetíció alkalmával nem lesz alkalmazva a gradiens, és kitöltődik a 129.  $k$ -space sor nyersadattal. A 160. repetíció alkalmával egy – gradiens lesz alkalmazva, – 31-es erővel és a 160.  $k$ -space sor lesz



**28.43. ábra**  $K$ -tér feltöltése soronként



28.44. ábra A  $k$ -tér szimmetriája miatt nem minden mérés esetén kerül 100%-ban feltöltve nyersadattal

feltöltve nyersadattal. Így folytatódik egészen addig, míg a teljes  $k$ -space tartomány nyersanyaggal feltöltődik. Mivel az általunk választott fáziskódoló mátrix (MXpe) 256 volt, ezért az egész mérés 256-szor kerül ismétlésre. Ha 192 lenne a MXpe, akkor csak 192-szer kerülne megismétlésre, és a teljes  $k$ -space csak 192 sorból állna.

**Szimmetria a  $k$ -space-ben.** Az előbbi példában a teljes  $k$ -space alulról felfelé haladva lett feltöltve nyersadattal, az első sorral kezdve egészen a 256. sorig. Ez így szokott történni egy rutin vizsgálat során. Korábban már említettük, hogy a  $k$ -space szimmetrikus mindkét irányba haladva. Ezt a szimmetriát ki lehet használni bizonyos esetekben. Ha például a  $k$ -space-nek valamivel több, mint 50%-át sikerül feltölteni, akkor lehetőség van a hiányzó sorokat feltölteni azzal a nyersadattal, amit már összegyűjtöttünk.

A 28.44. ábrán látható, hogy kb. 57%-os  $k$ -space feltöltés megtörtént. A  $k$ -space alsó felét a felső részben levő összegyűjtött adattal pótoljuk. Ennek az a nagy előnye, hogy jelentősen csökken a mérési idő (scan time), mivel kb. csak 146-szor kell megismételni a mérést. Ez nagy időnyerés, hisz így felére lehet például csökkenteni egy 6 perces mérést.

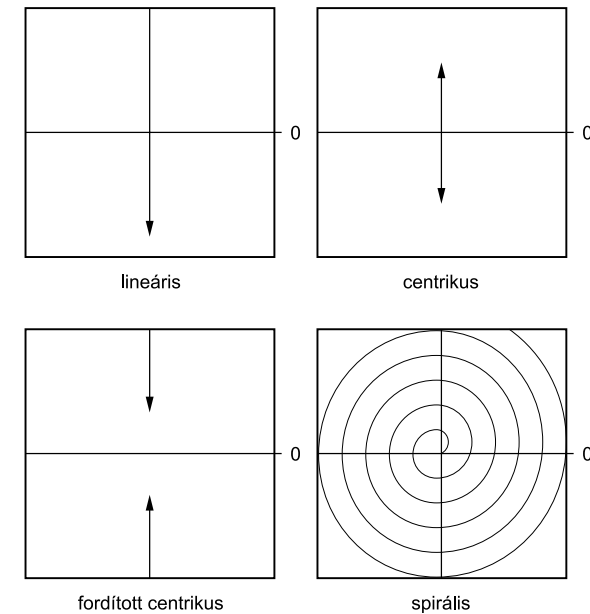
Ennek a technikának többféle elnevezése ismert: Half Fourier Imaging, Half Scan, Advanced Fourier Imaging, Partial Scanning stb.

Mondani szokás, hogy az MR-ben semmit sem kapunk ingyen. Ha valamit nyerünk, például időt, akkor biztos, hogy valamit veszítünk, például csökken a jel-zaj arány (SNR). A Half Fourier Imaging technikának van egy hátránya. A keletkező kép gyakran kissé életlen. Ennek az a magyarázata, hogy a  $k$ -space nem teljesen szimmetrikus. Ezért ezt a technikát elsősorban olyan esetekben, méréseknél szokás alkalmazni, ahol nagyon fontos a rövid mérési idő. Például kontrasztos MR angiók esetén, vagy diffúziós/perfúziós mérések esetén.

**$k$ -space feltöltési technikák.** Egyelőre a  $k$ -space-t felülről alulra haladva töltöttük meg nyersadattal. De van még több egyéb lehetséges variáció. Néhány lehetséges formát szemléltet a 28.45. ábra.

*Lineáris (Linear).* A korábban tárgyalt forma az ún. lineáris  $k$ -space feltöltési technika.

*Centrikus (Centric).* Amint a neve is utal rá, ebben az esetben a  $k$ -space nyersadattal való feltöltése középen, centrikusan kezdődve halad a periféria felé. Ez azt jelenti, hogy az első repetícióból származó nyer-



28.45. ábra  $k$ -tér nyersadat feltöltési technikák

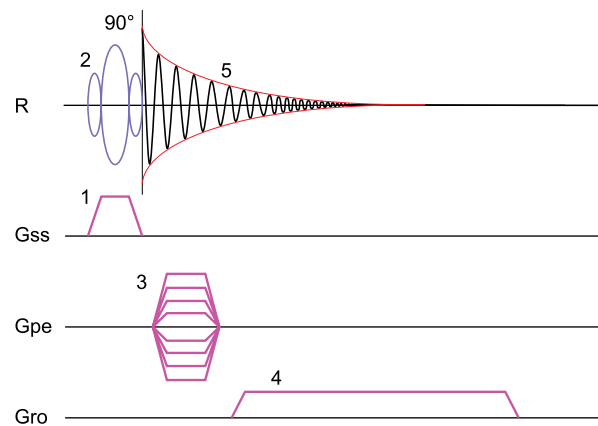
sadat nem a  $k$ -space első sorába kerül, hanem a nulla, zéro vonalra. Ez akkor hasznos, amikor először a kontrasztbeli információt akarjuk eltárolni. Ilyen eset például amikor kontrasztos MR angiókat készítünk.

*Fordított centrikus (Reversed Centric).* Ezt a módszert ritkán használják a klinikai gyakorlatban. Ebben az esetben először a kép élességét meghatározó nyersadat kerül feltöltésre, és csak utána a kontrasztbeli információ.

*Spirális (Spiral).* Ez egy különös módszer. Leggyakrabban a nagyon gyors mérési technikáknál alkalmazzák, mint például a Single Shot Echo Planer Imaging esetén (SS-EPI). Ebben az esetben egy akvizíción belül a teljes  $k$ -space tartomány megtöltődik nyers adattal. Hátránya a gyenge térbeli felbontás (spatial resolution). Általában egy alacsony mátrixszal történik a mérés (pl.  $64 \times 64$ ). Más esetben, ha egy jobb felbontás szükséges, akkor lehet használni egy ún. Multi Shot EPI mérési akvizíciót; ezzel elérhető egy  $256 \times 256$ -os mátrix is. Ennek a módszernek egy másik hátránya, hogy nagyon érzékeny a mágneses tér inhomogenitására.

## Gyakorlati MR-fizika I.

Az MR-fizika alapelveinek megismerése után most az alap MR-pulzusszekvenciákkal és a kép-kontraszttal folytatjuk a fizikai ismeretek áttekintését. Pulzusszekvenciák nélkül nem lehetne MR-vizsgálatot végezni. A kép megjelenése, a látható kontrasztviszonyok és a megjelenítendő



28.46. ábra Egy egyszerű pulzusszekvencia diagram

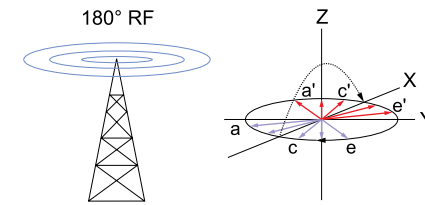
patológiáért csak a megfelelő pulzusszekvencia alkalmazásával lehetségesek. Ezért is nagyon fontos, hogy megértsük az alap pulzusszekvenciákat és hogy ezek hogyan befolyásolják a kép kontrasztját.

### Pulzusszekvenciák

**Pulzusszekvenciák (Pulse Sequences).** A pulzusszekvencia egy eseménysorozatnak a folyamata, amely az MR-képképzésben nélkülözhetetlen. A következő lépésekből tevődik össze: RF-pulzusok, gradiens kapcsolások, jelgyűjtés. A 28.46. ábrán látható egy „szekvencia-diagram” (sequence diagram), amelyben az eseményeket időrendi sorrendben láthatjuk. Hasonló diagramokat láthatunk különféle MR-fizikai szakkönyvekben, így fontos, közelebbről megismerni őket. Az alap kísérletünket úgy kezdtük, hogy (1) bekapcsoltuk a szelektív gradiens (Gss). Ezzel egy időben (2) egy 90°-os RF-pulzus segítségével az eredő mágneszetet kibillentettük az X–Y síkba. Ezt követően (3) a fáziskódoló gradiens (Gpe) bekapcsolásával megtörtént az első fáziskódolás, majd (4) a frekvenciakódoló, azaz a kiolvasási gradiens (Gro) bekapcsolása pillanatában a jel, a Free Induction Decay (5) mintavételezése, akvizíciója megtörtént.

Ez egy nagyon egyszerű, mondhatni alap szekvencia. Azt is láthattuk, hogy a jel nagyon gyorsan megszűnik. Az MR kezdeti időszakában ez gondot okozott. A hardver bekapcsolása nem volt olyan gyors, hogy a teljes jel információját mintavételezni lehessen. Gyakorlatilag csak a végét sikerült a jelnek mintavételezni, miután nagy része már megszűnt. A megjelenő kép ennek hatására jelszegény volt. További fejlesztésekkel sikerült növelni a hasznos jel mennyiségét.

**Spin Echo szekvencia (Spin Echo Sequence).** Mi történik azután, hogy a 90°-os RF-pulzus hatására az eredő mágneszet az X–Y síkba kibillen? Azonnal elkezdi csillapodni a T2 relaxáció hatására



28.47. ábra A jelintenzitás változása a Spin Echo pulzusszekvencia esetén

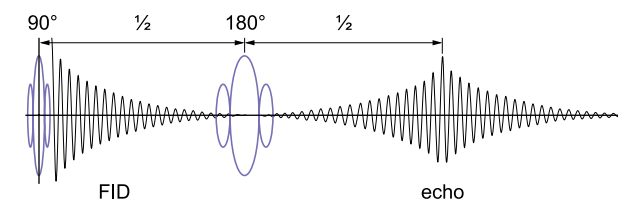
(spin-spin interakció). Ez a fázisvesztés az oka, hogy a hasznos jel lecsökken. Ideális esetben, a fáziskohérensia szinten tartása lenne jó, mivel ez adná a legjobb jelet. A következő megoldással sikerült javítani a hasznos jel mennyiségén. Röviddel az első 90°-os RF-pulzus után egy második, de ekkor már egy 180°-os RF-pulzussal gerjesztjük a protonokat. Ennek a 180°-os RF-pulzusnak a hatására a precesszáló protonok újra azonos fázisba rendeződnek (megszűnik a dephasing). Miután az összes proton újra azonos fázisba rendeződik, ismét nagy lesz a hasznos MR-jel. Ha ekkor történik a jel mintavételezése, akkor egy sokkal jobb képet fogunk kapni. A 28.47. ábrán végigkísérhetjük ezt a folyamatot.

Ennek a mintavételezett jelnek a neve: echo, mivel ez újra „felépült” a Free Induction Decay-ből (FID). Érdeemes megfigyelni, hogy a 180°-os RF (rephasing) pulzus pontosan a 90°-os RF-pulzus és az echo közötti időben történik.

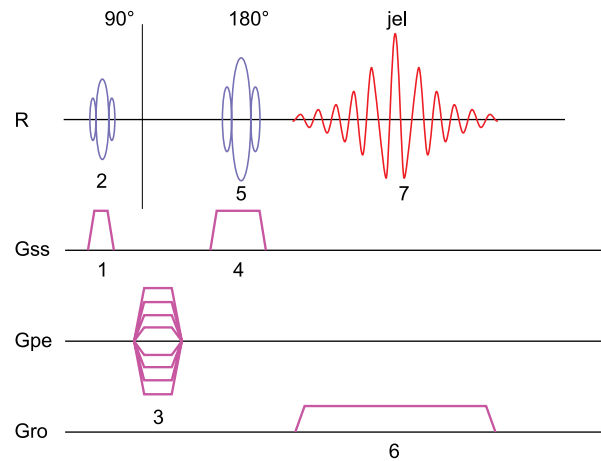
A következő analógiával világosabban lehet látni ezt a folyamatot. Képzeld el, hogy egy futóversenyen vagyunk, ahol számos futó rajtolt. Amikor még a startvonalnál állnak, mind azonos fázisban vannak. Miután elszalutol, a futók elkezdnek futni, ez a dephasing fázis. Természetesen nem azonos sebességgel futnak, így 30 ms múlva a leggyorsabb futó jócskán megelőzi a leglassabb futót.

Ekkor a rajtpisztoly ismét megszólal! Az instrukciók szerint a rajtpisztoly második megszólalásakor a futóknak azonnal meg kell fordulni, futási sebességüket megőrizve (180°-os RF pulzus)! A leggyorsabb futó most jóval a leglassabb futó mögött lesz, de kis idő múlva utoléri a leglassabb futót (rephasing). Kb. 30 ms múlva, egyszerre érnek vissza a startvonalra (echo).

A 180°-os RF-pulzus eredménye a rephasing, melyet a 28.48. ábra szemléltet. A spin rendszer tükrözve van az Y tengely körül. Viszont az X–Y síkban levő forgás továbbra is fennmarad, nem változik meg.



28.48. ábra A 180°-os RF (rephasing) pulzus hatása a precesszáló protonokra



28.49. ábra A 90°-os RF excitációs pulzus és az echo között zajló folyamat

Hogy is zajlik a spin echo (SE) szekvencia? Kövessük végig a következő sorozaton (28.49. ábra).

- A. Egy 90°-os RF excitációs pulzussal kezdődik. A magnetizáció kibillen az X–Y síkba.
- B. Közvetlenül ezután a spinek (protonok) fázisvesztése megkezdődik.
- C. A spinek fázisvesztése tovább tart, majd a 180°-os RF rephasing pulzus következik.
- D. A spinek (protonok) tükröződnek az Y tengely körül.
- E. A spinek (protonok) elkezdnek újra fázisba rendeződni.
- F. A spinek ismét azonos fázisba kerülnek, és létrehozzák az „echo”.

Mint számos dolog az MR-képképzésben, a spin echo pulzus szekvencia is kompromisszumokon alapszik:

Előnyei:

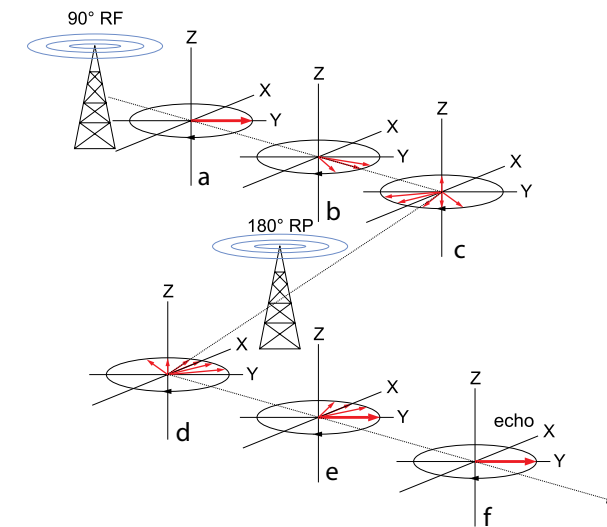
- A kapott jel nagyon erős.
- A lokális tér inhomogenitások kompenzálódnak: kevesebb műtermék (artefactum) jelentkezik.

Hátrányai:

- Idő szükséges a rephasing lépéshez. Ezzel megnő a teljes mérési idő.
- Növeli az össz RF-mennyiséget, amit a beteg szervezete felvesz. (Ez nem feltétlenül veszélyes, de vannak bizonyos korlátok, előírások.)

A megnövekedett mérési idő és RF-mennyiség ellenére, a spin echo pulzus szekvenciát széleskörűen alkalmazzák, és rutin szekvenciának számít az MR-képképzésben.

A 28.50. ábrán láthatjuk a pulzusszekvencia diagramot. Megfigyelhetjük, hogy a 180°-os rephasing RF-pulzuskor a szeletkiválasztó gradiens (slice encoding gradient) bekapcsolódik.

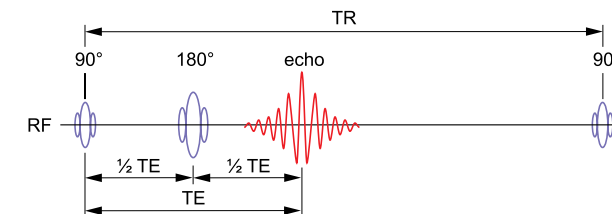


28.50. ábra A Spin Echo pulzusszekvencia diagramja

A szekvencia (1) a szeletkiválasztó gradiens bekapcsolásával (Gss) kezdődik. Ezzel párhuzamosan a 90°-os RF pulzussal (2) kibillen (flip) a mágneses vektor az X–Y síkba. Ezt követően a (3) fáziskódoló gradiens (phase encoding gradient, Gpe) bekapcsol, hogy megtörténjen az első fáziskódolás. A Gss (4) ismét bekapcsol a 180°-os rephasing RF-pulzus alatt (5), így ugyanazokra a protonokra hat, melyekre hatással volt (excitáció) a 90°-os RF-pulzus (2). A folyamat végén bekapcsol a (6) frekvenciakódoló gradiens (frequency encoding, read out gradient) (Gro), amikor a (7) jel mintavételezése történik.

Ismerkedjünk meg néhány fontos pulzusszekvencia paraméterrel (28.51. ábra).

**TR (Repetition Time):** *repetíciós idő*. Ahogy már korábban említettük, az egész folyamat többször megismétlődik; pontosan annyiszor, amilyen értékre állítottuk a mátrix fáziskódoló irányját. TR-nek



28.51. ábra A Spin Echo pulzusszekvencia fontosabb paraméterei

hívjuk azt az időt, ami ezen ismétlések között eltelik, pontosabban a 90°-os RF-pulzusok közötti időt. Egy normál spin echo (SE) szekvenciában a TR idő (paraméter) bármi lehet 100–3000 ms-ig.

**TE (Echo Time):** *echo idő.* Ez a 90°-os RF-pulzus és az echo mintavételezése között eltelt időt jelenti. Egy normál SE szekvenciában a TE idő (paraméter) általában 5 és 250 ms között van.

**FA, TA (Flip Angle, Tip Angle):** *kibillenési szög.* Ez a paraméter azt a szöget jelzi, amennyivel a mágneses vektor kibillenése az X–Y síkba történik. Nincsen semmi összefüggése a 180°-os rephasing RF-pulzussal! Normál SE szekvenciában az FA mindig 90°, viszont a mai SE szekvenciában már ez is variabilis. Többnyire a 70° és 120°-os tartomány között van, de elvileg bármi lehet 0° és 180° között.

**Többszörös szeletakvizíció (Multi Slicing).** Van még egy jelentősége a repetíciós időnek (TR). Tudjuk, hogy két különböző relaxációs idő létezik: T1 és T2 relaxáció. Azt is tudjuk, hogy a T1 relaxációs idő jóval hosszabb, mint a T2 relaxációs idő. Amikor a következő fáziskódolás végett ismétetni szeretnénk a mérést, biztosítanunk kell a megfelelő mágneszettséget a Z tengely mentén. Más szóval, hagyni kell, hogy a T1-es relaxáció megvalósuljon. Ha nem biztosítunk elegendő időt a T1 relaxációnak, akkor nem lesz meg a kellő mágneszettség a következő repetíció számára, és így csökkenne a jelünk. Ezentúl a TR paraméternek fontos szerepe van a kép kontrasztjának meghatározásában.

Egy példa: tételezzük fel, hogy egy koponya-MR-vizsgálatot végzünk.

Szükségünk van 18 szeletre, hogy teljesen lefedjük a koponyát.

Mérésünkben a TE: 30 ms.

A TR: 540 ms, így biztosítjuk a megfelelő mágneszettséget a következő repetíció idejére.

Mátrixunk  $256 \times 512$  (MXpe = 256).

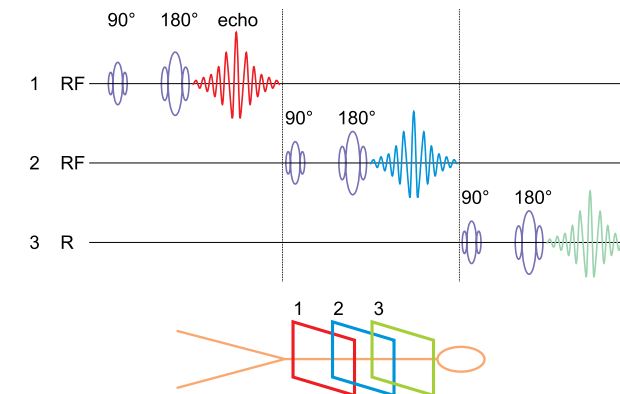
A teljes mérési időt a következőképpen tudjuk kiszámolni:

$(TR \times MXpe \times \text{szelet szám}): 60\,000$  (ms)

$(540 \times 256 \times 18) : 60\,000 = 41,4$  perc

Ez nagyon hosszú mérési idő lenne! Szerencsére van megoldás a mérési idő lerövidítésére. Figyeljük meg közelebbről a TR-t. A nyersadat-gyűjtésre elegendő lenne 30 ms. Mérésünkben a TR 540 ms. Ez annyit jelent, hogy a T1 relaxáció alatt nagyon sok ideig (510 ms) más nem történik. Ezt a várakozási időt nevezhetjük „holt időnek” is.

Ezt a holt időt előnyünkre fordíthatjuk. Ahogy lezajlik az első repetíció, megkezdődik a következő repetíció, de most a Gss (szeletkiválasztó gradiens) térben eltolódva az első szelet melletti szeletet fogja kiválasztani. Miután a második szelet első repetíciója lezajlik, akkor a Gss ismét arrébb tolódik, és egy harmadik szeletet fog kiválasztani; ez a folyamat így megy tovább az utolsó szeletig (28.52.



28.52. ábra A többszörös szelet akvizíció diagramja

ábra). Miután eltelt 540 ms, akkor megtörténhet az első szelet második repetíciója. Ezután tovább haladva, megtörténik a második szelet második repetíciója, és így tovább, a többi szeleté is.

Tehát, 540 ms alatt képesek vagyunk 18 különböző *k-space*-nek összesen 18 sorát feltölteni nyersadattal, aminek a végeredménye összesen 18 kép lesz.

Ha ismét kiszámoljuk a mérési időt, akkor a következőt látjuk:  $540 \times 256 = 2,3$  perc. Ez a mérési idő már jóval optimálisabb, figyelembe véve, hogy a teljes koponyáról készítettünk felvételeket.

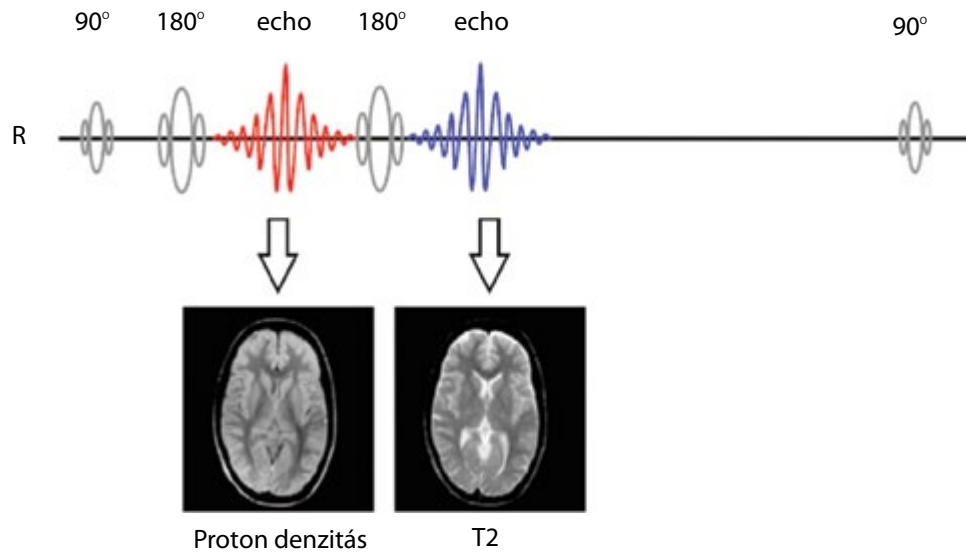
Ez a folyamat az ún. multi-slicing, többszörös szeletakvizíció. A pulzusszekvenciák többségében ezt a technikát alkalmazzák az idő csökkentése céljából.

**Multi-echo szekvencia.** Eddigi példáinkban csak egy echót alkalmaztunk a mérésünkben. A mérés ismétlésével sikerült betölteni egyetlen egy *k-space*-t, amiből egy képet kaptunk. Lehetséges egyszerre akár több echóval is mintavételezni egy mérésen belül.

Amikor egy 180°-os rephasing RF-pulzust alkalmazunk, a spinek, protonok újra fázisba rendeződnek. Ezzel viszont nem ér véget a folyamat. A T2 tulajdonságokból kifolyólag a spinek fázisvesztése ismét elkezdődik. Ezért egy második 180°-os RF-pulzust alkalmazva a spinek ismételt fázisba rendeződését követően egy második echót kapunk. Amikor a második echót mintavételezzük, akkor a nyersadat egy második *k-space*-be kerül tárolásra. Miután feltöltődik mindkét *k-space* összes sora, akkor két képet kapunk. A másodiknak a kontrasztja eltér az első kép kontrasztjától, mivel a TE más értékű volt. Az első az ún. proton denzitású (proton density, PD) kép, és a második az ún. T2 súlyozott kép.

Ha megnézzük a 28.53. ábrán látható képeket, láthatjuk a kontrasztbeli különbségeket. A cerebro-spinális folyadék (CSF) alacsony jelintenzitású a PD súlyozott felvételen, míg a T2 súlyozott felvételen magas jelintenzitású. Ez a mérési szekvencia az ún. dupla-echo, (double-echo-spin echo) pulzusszekvencia, vagy közismerten a „Proton-T2” szekvencia.



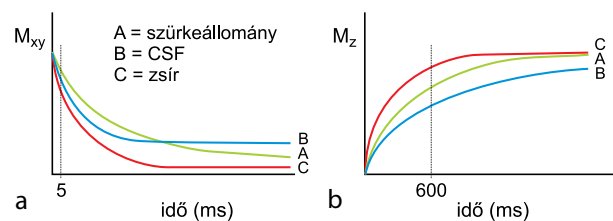


28.53. ábra Egy multi-echo (proton denzitás és T2 súlyozott pulzusszekvencia)

Ezt a technikát kombinálni lehet a multi-slice technikával, mivel a T2 mérésnél nagyon hosszú a TR idő (> 2000 ms). A víz T1 relaxációja időben hosszú, ezért van szükség egy hosszú TR-értékre.

### Az MR-képek kontrasztja

Mielőtt tovább megyünk a többi MR-szekvenciára, érdemes megismerni az MR-képek kontrasztjának lehetőségeit.



28.54. ábra T1 súlyozás. **a:** Rövid echo idő esetén (pl. 5ms) esetén a T1 súlyozott felvételekre nem lesz hatással a T2 relaxációs folyamat. **b:** Rövid T1 relaxációs idő (pl. 600ms) esetén a felvételen a T1 kontrasztbeli különbségek dominálnak

Azt már tudjuk, hogy a T1 és T2 relaxációs folyamatok egymással párhuzamosan történnek. A felvétel kontrasztja nagyban függ ettől a két relaxációs folyamattól. Pontosabban attól függ, hogy mennyi időt hagyunk a két relaxáció lezajlására. Nézzük meg egy példán keresztül:

**T1 kontraszt (T1 Contrast).** Tételezzük fel, hogy a következő mérési paraméterekkel vizsgálunk: TR = 600 ms; TE = 10 ms.

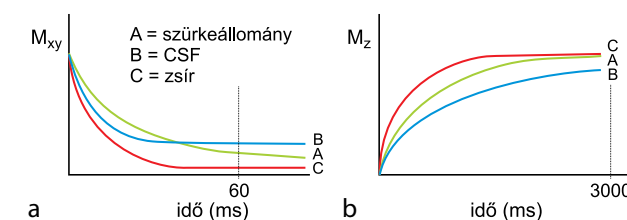
A T1 relaxációnak 600 ms időt hagyunk, de a T2 relaxációnak csak 5 ms-ot (10 : 2).

Ha megnézzük a 28.54.a ábrát, láthatjuk, hogy 5 ms elteltével, szinte alig történt fázisvesztés. Nagyon sok jelet kapunk a szövetekből. Ezért a felvétel kontrasztját szinte alig befolyásolja a T2 relaxáció.

A 28.54.b ábrán láthatjuk, hogy 600 ms múlva még nem valósult meg az összes szövetben a T1 relaxáció. A zsír majdnem elérte, de a CSF-nek még sok van hátra. Ezért a következő excitációban a CSF protonok (spinek) eredő mágneses vektorja, ami kibillenthető az X-Y síkba nagyon kicsi. Ez azt jelenti, hogy a CSF alig befolyásolja az össz jelet. Röviden: a felvétel kontrasztjának meghatározásában csak a T1 relaxációnak van szerepe. A végső felvételen a CSF sötét lesz, a zsír nagyon világít, és a szürkeállomány jelintenzitása a kettő között lesz majd. Ebben az esetben a végső MR-felvételt T1 súlyozottnak hívjuk, mivel a kontrasztja a T1 relaxációtól függ.

**T2 kontraszt (T2 Contrast).** Egy másik példán keresztül illusztráljuk a T2 súlyozást. Használjuk a következő paramétereket: TR = 3000 ms; TE = 120 ms. Ebben az esetben a T2 relaxációs idő 60 ms lesz (120 : 2). Amint látjuk, a szövetek nagy részében a fázisvesztés már megtörtént, így nem adnak nagy jelet (28.55.a ábra). Csak a folyadék (CSF) van még fáziskohérens. Ebben az esetben a TE lesz a felvétel kontrasztjának meghatározó faktora.

A 28.55.b ábrán láthatjuk, hogy szinte az összes szövet T1 relaxációja már megtörtént. A hosszú TR (3000 ms) nem igazán befolyásolja a felvétel kontrasztját. A 3000 ms csak azért szükséges, hogy még a következő excitáció előtt teljesen felépüljön a CSF. Felvételünkön a CSF nagyon magas jelintenzitású lesz, a többi szövet a szürke színskála különböző árnyalataiként



28.55. ábra T2 súlyozás. **a:** Hosszú echo idő esetén (pl. 60ms) a T2 súlyozott felvételekre nem lesz hatással a T1 relaxációs folyamat. **b:** Hosszú T2 relaxációs idő (pl. 3000ms) esetén a felvételen a T2 kontrasztbeli különbségek dominálnak



ábrázolódik. Ebben az esetben ezt a felvételt T2 súlyozottnak hívjuk, mivel hosszan hagytuk a T2 relaxáció lezajlását.

**Proton denzitású kontraszt (Proton Density Contrast).** A proton denzitású, más néven proton súlyozott felvétel az utolsó típus.

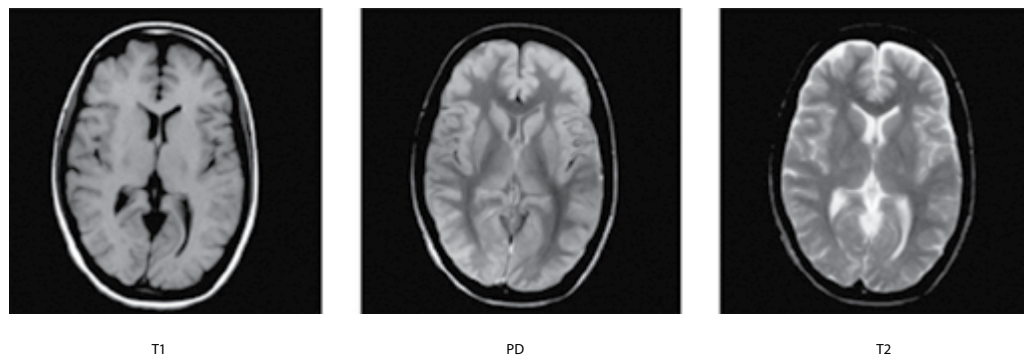
Ebben az esetben használjuk a következő paramétereket: TR = 2000 ms; TE = 10 ms. A T2 relaxáció csak 5 ms-ig tart, így a T2 relaxációnak alig lesz szerepe a felvétel kontrasztjának meghatározásában. Ha a repetíciós idő, TR = 2000 ms, a szövetek többségében a mágneses vektor újra felépül a Z tengely mentén. A PD-felvételek kontrasztja nem függ sem a T2 relaxációtól, sem a T1 relaxációtól. Ebben az esetben a szövetekben levő protonok mennyisége a meghatározó faktor. Kevés protonmennyiség esetén kevés lesz a jel, és sötét lesz a felvétel; nagy protonmennyiség esetén sok lesz a jel, így magas jelintenzitású lesz az MR-felvétel.

Fontos megjegyezni, hogy a felvételek kontrasztja mindig a T1 és T2 kontraszt keveréke. Viszont meghatározó a megengedett T2 relaxáció. SE szekvenciák esetén a TR és TE a két legfontosabb tényező, amelyek befolyásolják a felvétel kontrasztbeli viszonyát.

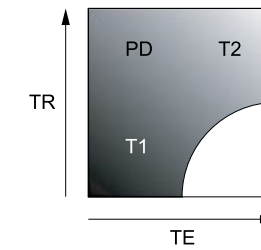
A 28.56. ábrán a három különböző kontrasztról, a T1, PD és a T2-ről láthatunk példákat. Megfigyelhetjük a különböző szövetek jelintenzitásbeli különbségét. T1 esetén a CSF sötét, PD felvételen szürke és T2 esetén világos.

A TR és TE paraméterek változtatása különféle kontrasztú felvételeket eredményez. Az MR komplexitásából kifolyólag van még két másik paraméter, mely szintén befolyásolja a felvételek kontrasztját.

Egy diagramon keresztül láthatjuk, a TR és TE összefüggésének hatását a felvétel kontrasztjára egy SE pulzus szekvencia esetén (28.57. ábra). Rövid TR és rövid TE esetén T1 súlyozott felvétel lesz. Hosszú TR és rövid TE egy PD súlyozott felvételt eredményez. Hosszú TR és hosszú TE egy T2 súlyozott felvételt eredményez.



28.56. ábra A PD, T1 és T2 súlyozott axialis koponyafelvételek



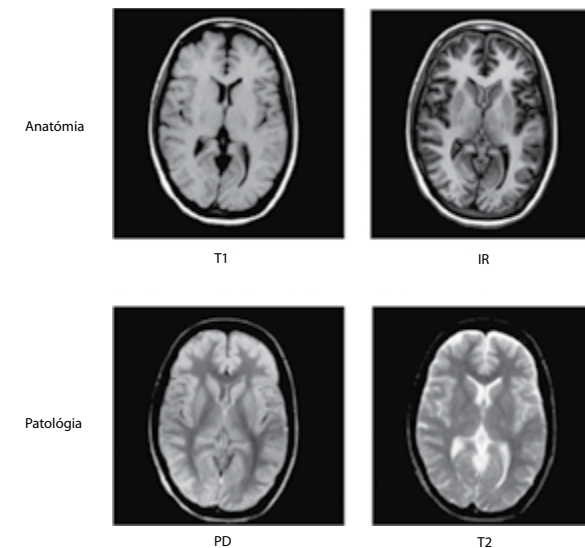
28.57. ábra A TR és TE összefüggésének hatása a felvétel kontrasztjára egy SE pulzusszekvencia esetén

**A különböző kontrasztok alkalmazása.** A különböző kontrasztok, súlyozások alkalmazása változó. Bizonyos elváltozások, például patológiák, jobban látszódnak egy PD súlyozott felvételen, mint egy T2 súlyozott felvételen. Ezzel szemben bizonyos elváltozások egy T1 súlyozott felvételen látszanak jobban.

Általánosságban elmondható a következő: az anatómiai struktúrák legjobban egy T1 súlyozott SE pulzus szekvencián ábrázolódnak, de még jobban egy T1 súlyozott inverziós recovery (IR) súlyozott pulzus szekvenciával ábrázolhatóak.

Patológia esetén a PD súlyozott, de még inkább a T2 súlyozott pulzus szekvencia a legmegfelelőbb. Ennek az a magyarázata, hogy a patológiák többsége folyadékot, oedemát okoz, ami viszont magas jelintenzitású a T2 súlyozott felvételeken (28.58. ábra).

Egy másik lehetőség bizonyos patológiák megjelenítésére az intravénás MR-kontrasztanyag használata (Gadolinium-Diethylenetriaminopentaacetic acid, GD-DTPA). Ebben az esetben egy T1 súlyozott felvétel eredményez.



28.58. ábra A különböző súlyozások megjelenése a koponya axialis felvételen

zott felvételt készítünk, mivelhogy a Gadolinium lerövidíti a szövetek T1 relaxációs idejét, így a kóros elváltozás magas jelintenzitású lesz a felvételen. A Gadolinium nem látható a T2 súlyozott felvételeken.

Egy patológiás kérdés tisztázása esetén általában készítünk egy T1 súlyozott felvételt (kontraszt beadás előtt és után) és egy T2 súlyozott felvételt különböző síkokban, így biztosítva az elváltozás optimális megjelenítését.

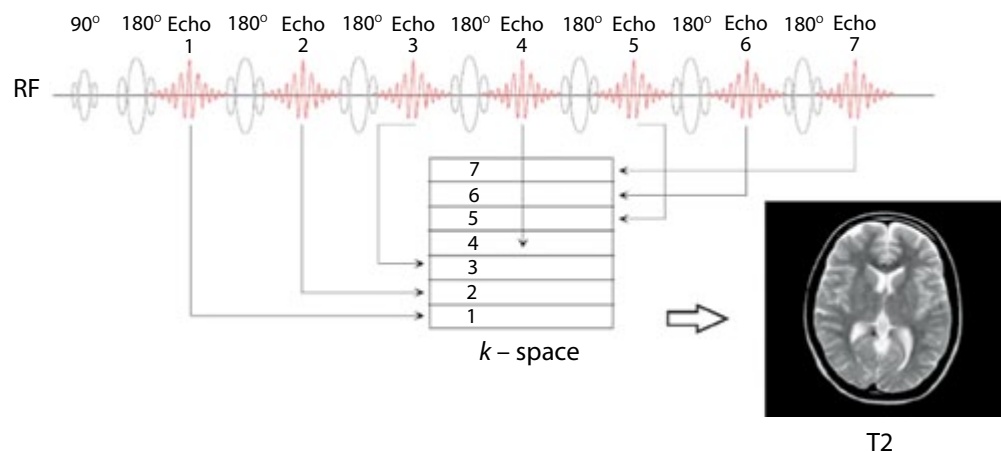
**Turbo spin echo pulzus szekvencia (Turbo Spin Echo).** Annak ellenére, hogy a multi-slicing technikával jelentősen csökkenthető a mérési idő, egy T2 SE mérés akár 12 perc hosszú is lehet. A mérési idő hosszúsága sok kellemetlenséget okozhat. Egyik ilyen probléma a beteg mozgásából eredő műtermékek (artefaktumok). Annak érdekében, hogy tovább csökkenjen a mérési idő, egy módosított SE szekvenciát alkalmazunk: Turbo-Spin-Echo (TSE) vagy más néven Fast-Spin-Echo (FSE).

A TSE pulzus szekvencia szintén a multi-echo elvét alkalmazza (28.59. ábra). A következő példán keresztül lehet szemléltetni. A 90°-os RF pulzust követően összesen hét, 180°-os pulzust alkalmazunk. Minden egyes 180°-os pulzus egy echót eredményez. A *k-space* hét részre, szegmensre oszlik, és minden echo egy külön sort tölt fel szegmensenként. Végezetül egy T2 (az esetek többségében) súlyozott felvételt kapunk. Ennek a technikának a következő az előnye: a teljes mérési idő lecsökken 7 x-es faktorial. Hasonlítsuk össze a mérési időket:

Normál SE: TR = 3000ms, TE = 120ms, MXpe = 256 (3000 × 256 = 12,8 perc).

TSE: TR = 3000ms, TE = 120, MXpe = 256 és 7 echo (3000 × 256) : 7 = 1,8 perc).

Ez a típusú pulzus szekvencia nagyon hasznos a gyakorlatban. Ennek ellenére hosszabb idő telt el, mielőtt bekerült a napi rutin használatba. Mi lehetett ennek az oka? A normál SE-felvételnek jel-



28.59. ábra A *k*-tér feltöltése nyersadattal egy Turbo Spin Echo pulzus szekvencia esetén

legzetes a T2 kontrasztja. A TSE-felvétel viszont a kontrasztok keverékét tartalmazza (28.59. ábra). Tudjuk, hogy a *k-space* közepén tárolódik a jel és kontrasztbeli információ. A példánknál láthatjuk, hogy a 4. echo, és a 3. és 5. echo egy része a *k-space* centrumába kerül. Mivel minden echo külön időben keletkezett, minden echónak más és más lesz a kontrasztbeli információja. Ennek eredménye, hogy a végső kép kontrasztja egy keverék lesz.

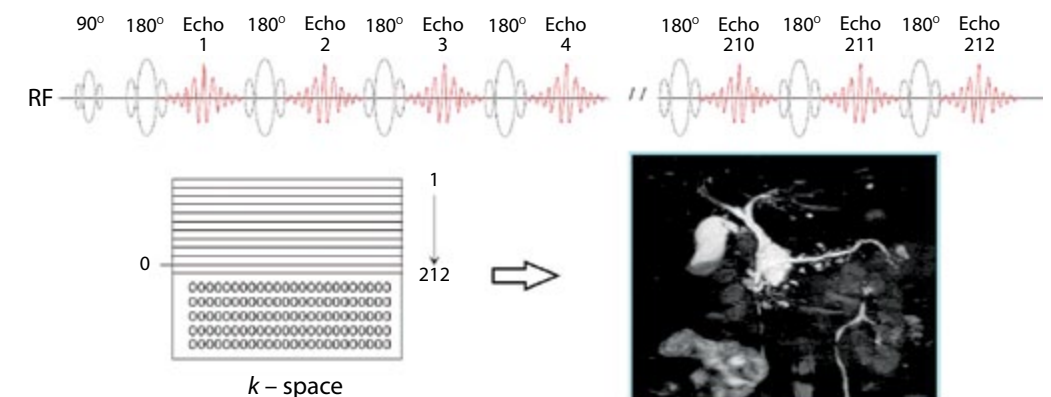
A TSE pulzus szekvencia által készült felvételnek másik negatívuma, hogy bizonyos, a TSE-re specifikus műtermékek rontják a kép minőségét (ld. MR artefaktum részt).

A TSE mérés során alkalmazott echók sorozatát ún. echo train-nek (Echo Train Length, ETL) nevezzük. A használt echók száma egyénileg választható. Példánkban 7 echót használtunk, de a gyakorlatban lehet akár 256-ot is használni.

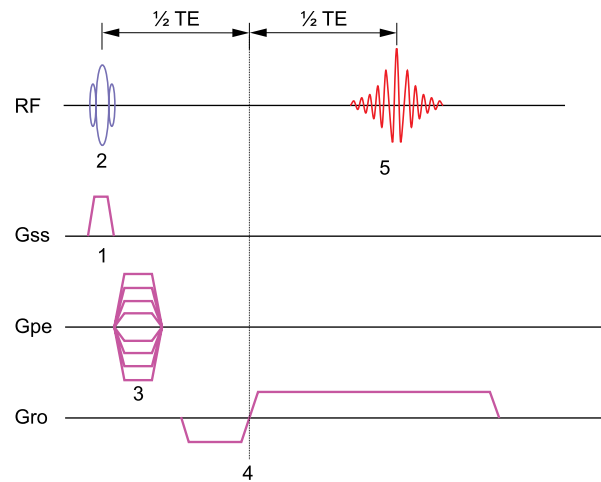
Lehetséges két felvételt nyerni egy echo train esetén. Ez esetben szükségünk van két *k-space*-re. Például, ha az ETL = 14, akkor felhasználható az első 7 echo a PD súlyozott felvételre (első *k-space*), és az utolsó (második) 7 echo a T2 súlyozott felvételre (második *k-space*). E a mérés az ún. dupla-echo TSE vagy „Proton-T2” TSE pulzus szekvencia (Double-Echo TSE, PD/T2 TSE).

**Fast Advanced Spin Echo vagy HASTE szekvencia.** A TSE pulzus szekvenciát tovább lehet módosítani. A HASTE pulzus szekvencia esetén egy magas ETL-t használunk (pl. 256). Ez már önmagában is egy nagyon rövid mérési időt eredményez. Ezentúl a korábban már tárgyalt Half Fourier Imaging (HFI) opciót is alkalmazzuk. A 256 echo és a HFI kombinációjú mérés olyan gyors, hogy töredéke egy normál SE pulzus szekvenciának (28.60. ábra).

Az ábrán láthatjuk, hogy ennek a 256 ETL szekvenciának minden egyes echója betölt egy teljes sort a *k-space*-be. A *k-space*-nek valamivel több mint a fele lesz feltöltve nyersadattal, míg a



28.60. ábra a A *k*-tér feltöltése nyersadattal a Half Fourier Imaging opció alkalmazása esetén b A HASTE pulzus szekvencia alkalmazása az MRCP esetén



28.61. ábra A Gradiens Echo pulzusszekvencia

maradék csak nullákkal (adatmentes). Érdekessége ennek a mérésnek, hogy elég egyetlen egy repetíció a felvétel elkészítéséhez.

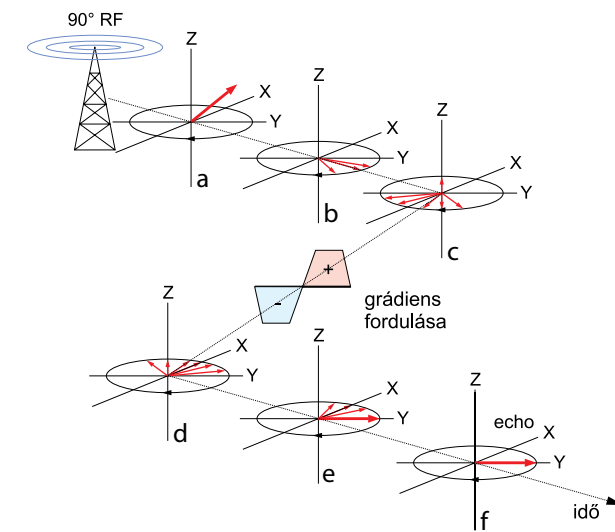
Láthatjuk, hogy csak az utolsó (nagyon késő) echók kerülnek a k-space centrumába. A létrejövő képen szinte kizárólag csak szabad folyadék látható (epe és a belekben levő folyadék) (ld. 28.59. ábra). Ezt a pulzusszekvenciát használjuk többek közt MR-Cholangio-Pancreatography (MRCP) esetén.

**Gradiens echo pulzus szekvencia (Gradient Echo Sequence).** Egy másik nagy csoportja az MR-pulzusszekvenciáknak az ún. gradiens echo (Gradient Echo) szekvenciák. Ezzel a típusú szekvenciával az echo a FID (Free Induction Decay) által keletkezik.

A gradiens echo szekvencia az echo alkotásában különbözik a SE szekvenciától. Amíg a spin echo szekvencia egy 180°-os rephasing pulzussal fázisba rendezi a protonokat, addig a gradiens echo szekvencia egy gradiens polaritás megváltozást alkalmaz (28.61. ábra).

1. Szeletkiválasztás (Gss).
2. Excitációs pulzus.
3. Fáziskódolás.
4. Frekvenciakiolvasás (Gro). Először negatív polaritással, majd váltás pozitív polaritásra.
5. Jelmentavételezés a Gro alatt.

A Gro polaritásának megváltoztatása hasonló hatású lesz, mint a 180°-os RF-pulzus. Közvetlen előnye a 180°-os RF-pulzussal szemben, hogy sokkal gyorsabban megy végbe. Akkor lesz nagyon hasznos ez a pulzusszekvencia, amikor nagyon gyors mérési időre van szükségünk. Hátránya viszont, hogy nagyon érzékeny a helyi mágneses tér inhomogenitásaira. Ebből kifolyólag műtermékesek le-

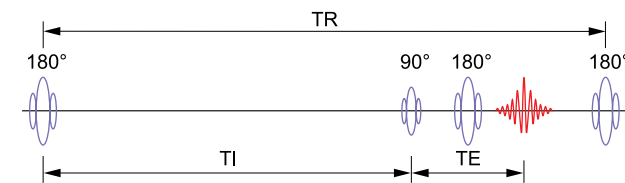


28.62. ábra A Gradiens Echo pulzusszekvencia fázisai

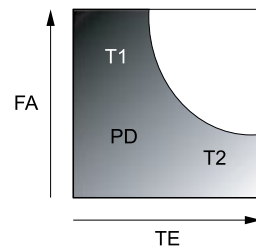
hetnek az elkészült képek. Az excitációs pulzus kibillenési szöge (FA, tip angle) bármilyen érték lehet 0° és 180° között. A gyakorlatban az érték helyes kiválasztása attól is függ, hogy milyen kontrasztbeli viszonyokat szeretnénk kapni. Elmondható, hogy általában 0° és 90° között szokás választani.

A 28.62. ábrán láthatjuk a gradiens echo szekvenciát.

- A. Egy adott FA-val kezdődik. Ettől függően több vagy kevesebb mágnesség fog kibillenni az X-Y síkba.
- B. A precessáló spinnek (protonok) fázisvesztése.
- C. Tovább tart a fázisvesztés addig, míg a Gro polaritása megváltozik.
- D. Ezután elkezdődik a spinnek fázisba rendeződése.
- E. Tovább folytatódik a fázisba rendeződés.
- F. A spinnek újra azonos fázisba (in-phase) kerülnek.



28.63. ábra Ajelintenzitás változása a Gradiens Echo pulzusszekvencia esetén



28.64. ábra Az Inverziós Recovery pulzusszekvencia

A 28.63. ábrán láthatjuk, hogy a GRE szekvencia kontrasztját elsősorban a FA és a TE befolyásolja. Egy magas FA és rövid TE egy T1 súlyozott felvételt eredményez. Egy közepes FA és rövid TE viszont egy PD súlyozott felvételt eredményez. Egy alacsony FA és hosszú TE egy T2 súlyozott felvételt eredményez.

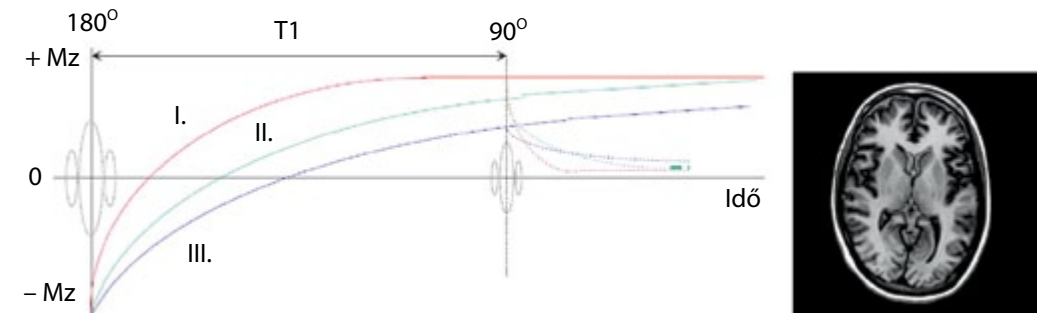
A gradiens echo felvételek megjelenése eltér a spin echo felvételektől. Számtalan sok GRE szekvenciavariáció létezik. Ettől olyan rugalmas a technikai és széles az alkalmazási területe a gyakorlatban.

**Inverziós recovery szekvencia (Inversion Recovery Sequence).** Az IR pulzusszekvencia nagyon hasonlít a SE szekvenciára, de ha jól megfigyeljük a 28.64. ábrát, akkor láthatunk egy különbséget. Az IR pulzusszekvencia valójában egy SE szekvencia annyi különbséggel, hogy egy  $180^\circ$ -os RF pulzussal kezdődik. A szekvencia dinamikája abban tér el a SE-től, hogy az első  $180^\circ$ -os excitációs pulzus kibillenti a mágneses vektort a  $-M_z$  tengelyre. Továbbra sincs még mágnesség az X–Y síkban! A  $180^\circ$ -os excitációs RF-pulzust követően kizárólag T1 jellegű relaxáció történik, mivel nincsen semmilyen komponens az X–Y síkban, tehát még nem lehetséges T2 relaxáció. A T1 relaxációs folyamat kétszer olyan hosszú idő alatt zajlik, mint mikor a mágneses vektor az X–Y síkba van kibillentve. Ennél a pulzusszekvenciánál a T1 relaxációs idő intervallumát az ún. inverziós idő (TI) fogja meghatározni. Az inverziós idő elteltével egy normál SE szekvencia folyamata következik. Általában az IR pulzusszekvencia esetén a TR viszonylag hosszú (>1500ms), és a TE rövid (10 ~ 30 ms). Emiatt a felvétel kontrasztját elsősorban az inverziós idő (TI) fogja meghatározni. Ennek a technikának előnye, hogy a különböző szövetek T1 relaxációs görbéjük jól elkülönülnek egymástól, így növekszik a T1 kontrasztbeli különbség.

Az IR szekvenciák főleg T1 súlyozott mérések; a T1 kontrasztbeli különbségek nagyon határozottak. Például a basális agymagvak különböző struktúráinak T1 kontrasztbeli különbsége viszonylag gyenge minőségű egy SE szekvencián. Viszont egy IR szekvencia esetén ezek a struktúrák sokkal markánsabban látszódnak (28.65. ábra).

Az IR hosszú mérési ideje miatt nincsen rutinszerűen használva ez a technika. T1 súlyozott felvételek esetén az átlag TR érték 1500–2000ms. Ez egy 256 MXpe esetén 8,5 perc hosszú mérési időt eredményezne, szemben egy T1 SE súlyozott méréssel, ami kb. 2-3 perc hosszú.

Viszont az IR szekvenciát lehet kombinálni a TSE szekvenciával. Így már jelentősen csökkenthető az IR szekvencia mérési ideje. A 28.66. ábrán látható felvételek különböző TI idővel készültek. Láthatjuk a TI változtatásának kontrasztra való hatását.

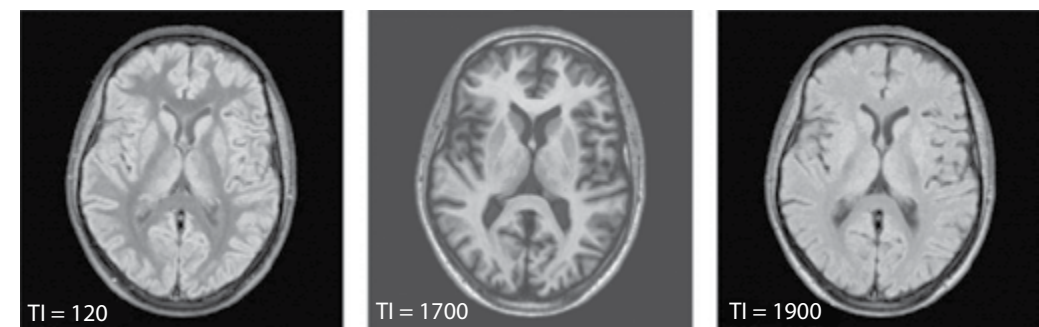


28.65. ábra Az Inverziós Recovery pulzusszekvencia során lezajló relaxációs folyamatok

A TI paraméternek nagy jelentősége van a felvétel kontrasztjára. Amikor a T1 értéke 400–700 ms között van, akkor T1 súlyozott méréseket kapunk; ilyenkor az anatómiai struktúrák megjelenítése kifejezett. Van viszont két másik nagyon fontos gyakorlati alkalmazása az IR pulzusszekvenciáknak:

**FLAIR szekvencia (Fluid Attenuated Inversion Recovery).** Ebben az esetben az IR jóval hosszabb (1800–2200 ms), és a TE is hosszú. Ezt a mérést lehet alkalmazni például demyelinizációs betegségek kimutatására (pl. sclerosis multiplex). Ilyen IR érték esetén az SM góc magas jelintenzitású lesz a felvételen. A FLAIR pulzusszekvencia érzékenyebb a fehérállományi elváltozásokra, mint a T2 súlyozott szekvenciák.

**STIR szekvencia (Short TI Inversion Recovery).** Egy 1,5T MR gépen, ha a TI alacsony (150-160 ms), akkor egy jellegzetes kontrasztú felvételt kapunk. 160 ms-nál a zsírszövet mágneses vektorra keresztezi a nulla vonalat. Ez annyit jelent, hogy a vektor nem mutat sem a  $+M_z$ , sem a  $-M_z$  tengely irányába. Ha ilyenkor indítjuk el a SE komponensét a mérésnek, akkor a zsír mágneses vektora nem lesz kibillenthető az X–Y síkba. Ebben az esetben nem kapunk jelet a zsírszövetből.



28.66. ábra Az IR idő változtatásának hatása egy axialis koponyafelvétel kontrasztjára

Ez egy nagyon hatékony módszer, hogy olyan felvételt kapjunk, ahol nincsen a zsírból jövő jel. Ez számtalan esetben lehet hasznos, például olyankor, amikor a zsírból jövő magas jelintenzitás bizonyos patológiákat (pl. metastasis) elnyomna.

### A megfelelő pulzusszekvencia kiválasztása

**A szekvenciák előnyei – hátrányai.** Első ránézésre ebből a számtalan sok szekvenciából és keverékből (SE, IR, GRE, stb.) szinte nem könnyű egy adott situációban mindig a legoptimálisabbat kiválasztani. Szerencsére a patológiás elváltozások nagy részét jól láthatjuk a hagyományos SE, TSE méréseken (T1 és T2 súlyozott). De vannak esetek, amikor egy másik fajta pulzusszekvenciát lehet vagy kell használni. A 28.5. táblázatban adott szekvenciák előnyei – hátrányai vannak felsorolva.

28.5. táblázat Különböző pulzusszekvenciák előnyei és hátrányai

Szekvencia	Előnyök	Hátrányok
Turbo Spin Echo	magas jel kompenzálódnak a T2* hatások valós T1 és T2 képek	magas RF energia hosszú mérési idő mozgási műtermékek
Gradiens Echo	alacsony RF energia rövid mérési idő dinamikus mérési lehetőség	alacsony jel szuszeptibilitási artefaktumok mozgási műtermékek
Inversion Recovery	magas jel valós T1 képek kiváló T1 kontraszt zsírelnyomás	magas RF energia hosszú mérési idő mozgási műtermékek korlátozott szeletszám

*Megjegyzés:* a különböző méréseket zavarhatják a légzési műtermékek. Szükség esetén, lehet olyan ultragyors szekvenciákat alkalmazni, amelyek légzés-visszatartással készülnek így minimalizálhatóak a légzés eredetű műtermékek.

Elmondható, hogy nem csak ezek a tényezők határozzák meg az alkalmazásukat. Vannak egyéb tényezők, mint például a flow kompenzáció (flow compensation), gradiens és RF spoiling, In Phase – Out Phase mérések, zsír elnyomási technikák, szív-, perifériás, légzésvezérelt mérések stb.

Ahhoz, hogy egy adott situáció esetén a legoptimálisabb mérési szekvenciát válasszuk, szükség van tapasztalatra meg rutinra; ez a tapasztalat viszont nagyon sok gyakorlat eredménye lesz majd.

**T1, T2 és PD paraméterek.** A 28.6. táblázatban láthatóak a különböző paraméterek kombinációi, amelyek befolyásolják a felvétel kontrasztbeli súlyozottságát.

28.6. táblázat A T1, T2 és PD súlyozást befolyásoló paraméterek értékei különböző pulzusszekvenciák esetén

Szekvencia	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	FA°
Spin Echo				
T1	600	10–30		90
PD	1000	10–30		90
T2	2000	80–250		90
Gradiens Echo				
T1		2–14		60–90
PD		2–14		30–60
T2		20–34		5–30
Inversion Recovery				
T1	2000	10–30	400–700	90
STIR	2000	10–30	80–150	90
FLAIR	5000	10–30	1800–2200	90

*Megjegyzések:*

1. A GRE szekvencia esetén a TR változtatása kevésbé befolyásolja a felvétel kontrasztját.
2. Az inverziós idő (TI) értéke függ az MR-gép mágneses térerejétől ( $B_0$ ).

## Gyakorlati MR-fizika II.

### Szekvenciaparaméterek

A szekvenciaparaméterek ismeretének fontosságát jelzi, hogy a gyakorlati MR-képalkotásban a radiográfusnak bizonyos fokú szabadsága van ezek meghatározásában. Fontos megérteni és ismerni, hogy adott paraméter változtatása milyen hatással lesz a végleges képre. A paraméterek fontosságát a munkánk során fogjuk igazán értékelni.

A következő táblázat ismerteti azokat a paramétereket, amelyek részei egy alap MR-pulzusszekvenciának (28.7. táblázat).

**TR – repetíciós idő.** A TR az az idő, ami eltelik két excitációs pulzus között (28.67.a ábra). SE szekvenciáknál ez a két 90°-os RF-pulzus közötti idő. GRE szekvenciáknál a két a pulzus közötti idő, IR szekvenciáknál pedig a két 180°-os RF pulzus közötti idő.

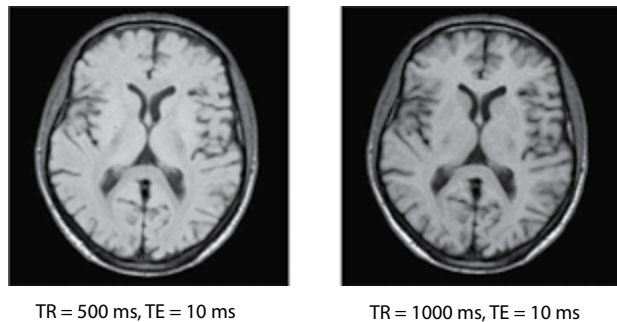
Ha növeljük a TR időt, jobbra eltolva a pontozott vonalat (28.67.b ábra), akkor a következő változások keletkeznek a képen:

- kevésbé kontrasztos kép. Több idő van a T1 relaxáció kialakulására; a mágneses vektorok amplitúdói közötti különbségek csökkennek. Ezért:
- több lesz a PD kontraszt;



28.7. táblázat Egy alap MR-pulzusszekvencia legfontosabb paramétereit

<b>TR</b>	Repetition Time	Repetíciós idő
<b>TE</b>	Time to Echo (Echo Time)	echo idő
<b>FA</b>	Flip Angle, Tip Angle	kibillenési szög
<b>TI</b>	Inversion Time	inverziós idő
<b>NA</b>	Number of Acquisitions	akvizíciók száma
<b>MX</b>	Matrix	mátrix
<b>FOV</b>	Field of View	mérési mező
<b>ST</b>	Slice Thickness	szeletvastagság
<b>SG</b>	Slice Gap	szeletek közötti távolság
<b>PE</b>	Phase Encoding	fáziskódolás
<b>BW</b>	Bandwidth	sávszélesség

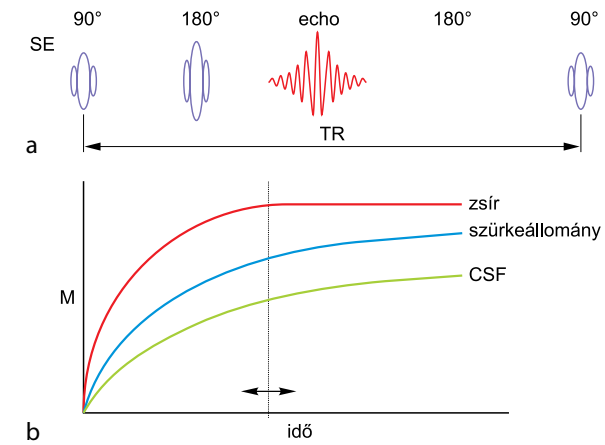


28.67. ábra a A repetíciós idő (TR) a két 90°-os RF excitációs pulzus közötti idő. b A TR változtatása a T1 relaxációs folyamat esetén

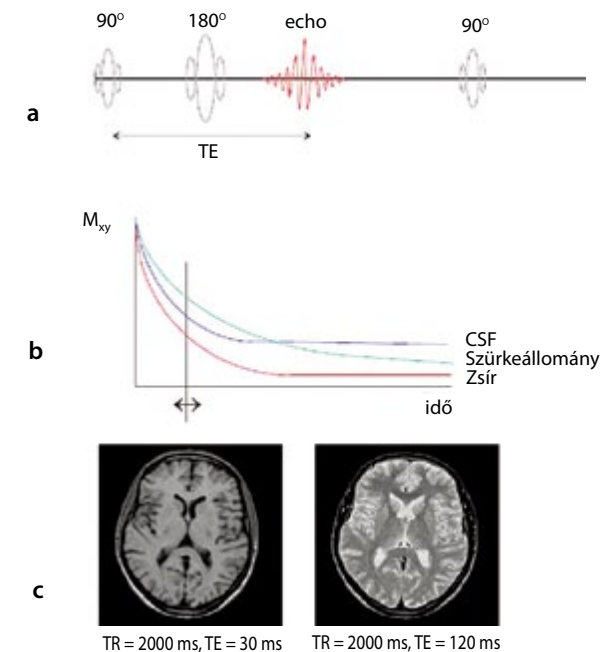
- több lesz a jel. A következő excitáció számára több magnetizáció lesz;
- megnövekszik a mérési idő.

A 28.68. ábrán két képek láthatunk. Mindkettőnél azonos volt a TE, de eltérő volt a TR. A bal oldali felvétel T1 súlyozott, a jobb oldali PD súlyozott.

**TE – echo idő.** Az excitációs pulzus és az echo közötti idő az ún. TE (28.69.a ábra). Ez egy lényeges paraméter, mivel ennek az értéke nagyban meghatározza a kép kontrasztját a különböző pulzusszekvenciáknál.



28.68. ábra Különböző TR alkalmazása egy axialis koponyafelvétel esetén különböző súlyozású felvételeket eredményez



28.69. ábra a Az echo idő az excitációs pulzus és az echo közötti idő. b A TE változtatása a T2 relaxációs folyamat esetén. c Különböző TE alkalmazása állandó TR mellett különböző súlyozású felvételeket eredményez



SE szekvencia esetén a TE növelésével jobbra eltolva a pontozott vonalat (28.69.b ábra) a következő változások jelentkeznek a képen:

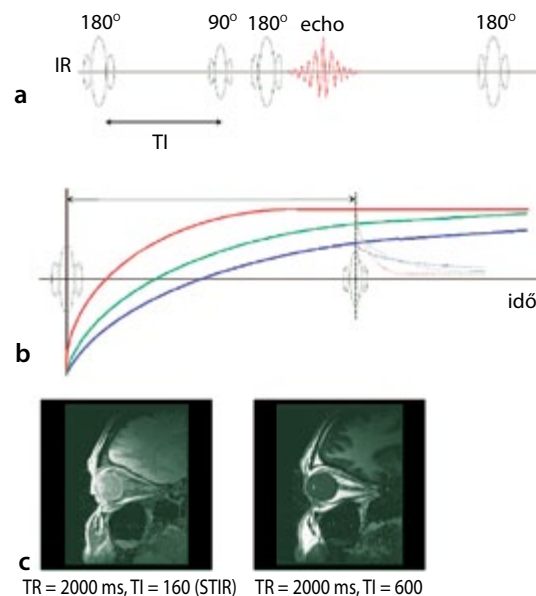
- növekszik a T2 súlyozottság. A megnövekedett TE idő nagyobb fázisvesztést enged;
- kevesebb lesz a jel;
- a kontrasztviszonyok megváltozhatnak.

Figyeljük meg, hogy a CSF relaxációs görbéje keresztezi a szürke állomány görbét (28.69.b ábra). Ez azt jelenti, hogy egy korai echo esetén a szürke állomány magasabb jelintenzitású, mint a CSF; egy késői echo idő esetén ennek az ellentéte történik.

*Példa:*

A 28.69.c. ábrán látható két felvételen a TR azonos, viszont a TE paraméterek különbözőek. 30 ms TE esetén a CSF alacsony jelintenzitású (PD súlyozottság), 120 ms esetén viszont magas jelintenzitású a CSF (T2 súlyozottság).

**FA – kibillenési szög (Flip Angle).** A FA meghatározza a mágneses vektor elfordulásának szögét az X–Y síkban (28.70.a ábra). SE és IR szekvenciák esetén az FA többnyire 90°. GRE szekvenciáknál az FA 0°–90° között változhat. A GRE szekvenciák esetén az FA paraméter is meghatározza a kép kontrasztviszonyait.



**28.70. ábra a:** A kibillenési szög (FA) meghatározza a mágneses vektor elmozdulását a Z síkból az XY síkba. **b:** A FA változtatásának hatása az axialis koponyafelvétel kontrasztjára

Az FA növelésével (GRE szekvencia esetén) a következő változások jelentkeznek a képen: nagyobb lesz a T1 kontraszt

- több lesz a jel;
- megváltozhatnak a kontrasztviszonyok.

*Példa:*

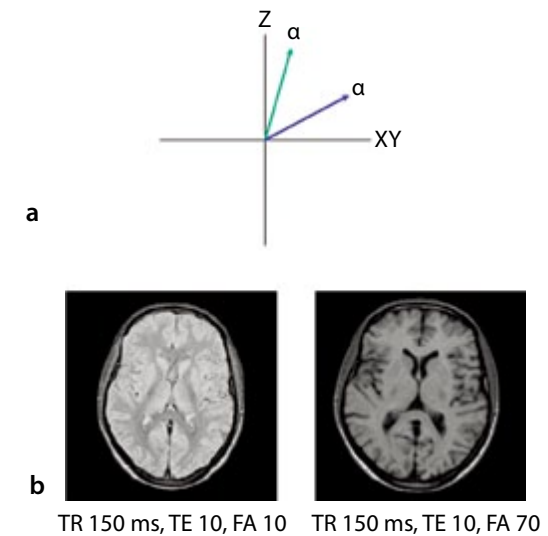
A 28.70.b ábrán látható képeken a TR és TE értékek azonosak, az FA érték különbözik. A bal oldali képen az alacsony FA eredménye, hogy a kép T2 súlyozottságú (CSF magas jelintenzitású). A jobb oldali képen a magas FA értéknek köszönhetően T1 súlyozott a kép (CSF alacsony jelintenzitású).

**IR – Inverziós idő.** Az inverziós idő a 180°-os excitációs RF pulzus és a 90°-os excitációs RF-pulzus közötti idő (28.71.a, b ábra).

TI paraméter csak az IR-pulzusszekvenciáknál és néhány GRE szekvenciánál (pl. TurboGRE) van. Az IR szekvenciáknál a kép kontrasztviszonyaiban a TI paraméter meghatározó.

A TI érték növelése a következő hatással van:

- növekszik a T1 súlyozottság;
- több lesz a jel.



**28.71. ábra a:** Az inverziós idő (TI) a 180°-os excitációs RF-pulzus és a 90°-os excitációs RF-pulzus közötti idő. **b:** Az Inverziós Recovery pulzusszekvencia során lejároló relaxációs folyamatok. **c:** Különböző TI alkalmazása állandó TR esetén eltérő súlyozott felvételt eredményez

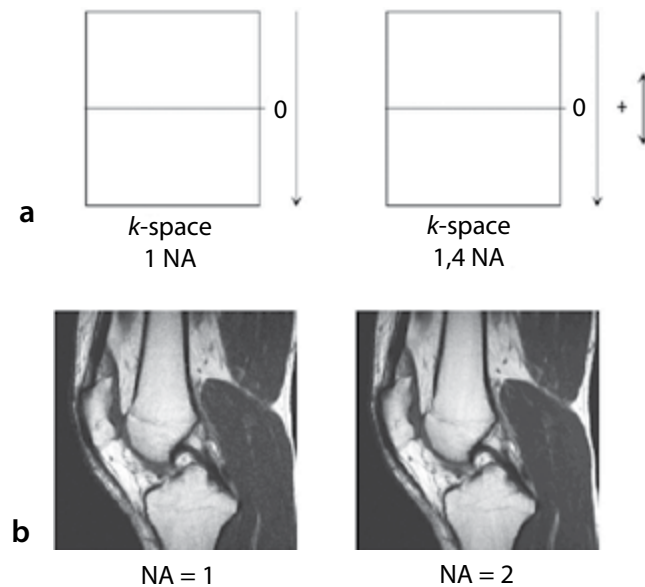
*Példa:*

A 28.71c ábrán a TR érték azonos, a TI érték különbözik. A bal oldali képen a TI érték 160 ms, aminek hatására a zsírból nem kapunk jelet. Ez az ún. STIR-mérés. A jobb oldali képen a magas TI egy T1 súlyozott képet eredményez.

**NA vagy NEX.** Korábban már részleteztük, hogy az MR-kép a *k-space*-ben tárolt nyersadatból rekonstruálódik. Egy jó minőségű kép esetén a teljes *k-space*-t (fentről lefelé) kell feltölteni képi információval. „Egy akvizíció” (NA) esetén a *k-space* teljesen feltöltődött nyersadattal. Számtalan esetben az egy akvizíció gyenge képminőséget nyújt a jel/zaj értelmében (SNR). Az MR-vizsgálat során lehetőség van a teljes mérést többször megismételni. A megszerzett több jel átlagolása után növekszik a jel/zaj arány, és javul a képminőség. Az NA érték meghatározza, hogy hányszor ismétlődik a teljes mérés.

Viszont van egy hátránya az NA érték növelésének. Ha például  $NA = 2$ , akkor a teljes mérési időnk megduplázódik, de a jel/zaj arányunk csak  $\sqrt{2}$ -vel javul, ez 1,4-szeres növekedést jelent! Ahhoz, hogy megduplázódjon a jel/zaj arány, az  $NA = 4$  kell legyen, ez viszont megnégyszerezzi a mérési időt.

Bizonyos MR-gépeken lehetőség van frakcionális NA értéket választani, például  $NA = 1,4$  (28.72.a ábra). Ennek a háttere a következő: a jel és a kontrasztbeli információ tárolása a *k-space* közepén valószínűleg meg. Ahhoz, hogy növeljük az SNR-t, elegendő csak a *k-space* centrumában levő adatsorokat



28.72. ábra a: Az akvizíciók száma (NA) és a *k*-tér összefüggése. b: Az NA növelésének hatása a felvétel SNR-re

ismételten feltölteni. Nem feltétlen szükséges a *k-space* periférián levő soroknak ismételt feltöltése, mivel úgysem lesz élesebb a kép.  $NA = 1,4$  esetén, a 40% többlet-információ a *k-space* közepére kerül. Így nem kell megduplázni a mérési időt, ahhoz, hogy jelentősen javuljon az SNR.

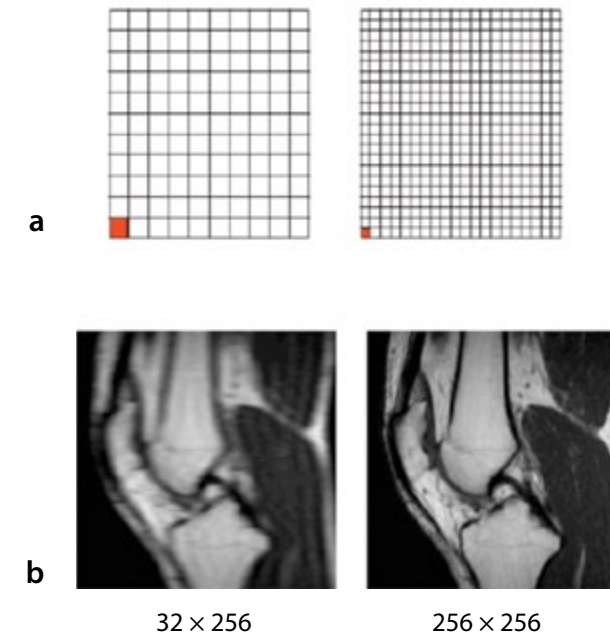
Az NA paraméter növelésével:

- növekszik a jel ( $\sqrt{NA}$ );
- „kevesebb” lesz a zaj;
- a jel átlagolása miatt bizonyos műtermékek csökkennek. Minél nagyobb az NA érték, annál jobb a kép;
- megnövekszik a mérési idő.

*Példa:*

A 28.72.b ábrán látható képek különböző NA értékkel készültek. A jobb oldali képen több a jel és kevesebb műtermék látható; a mérési idő viszont megduplázódott az eredetihez képest.

**Mátrix.** Az akvizíciós mátrix meghatározza az MR-kép térbeli felbontását (spatial resolution). A mátrixnak két oldala van, MXpe és MXro. Ezt úgy is lehet hívni, hogy fázis és frekvencia. A legtöbb MR-vizsgálóberendezés esetén a mátrix méretét általában 32-es lépésekkel lehet változtatni.



28.73. ábra a: Az akvizíciós mátrix megváltoztatásának hatása a voxel méretére. b: Alacsony és magas mátrix hatása a képminőségre

Így az akvizíciós mátrix értékét 32–1024-ig lehet változtatni, 32-es lépésenként. Bizonyos esetekben egy gyengébb akvizíciós mátrixot magasabb mátrixként is lehet rekonstruálni, így növelve a megjelenő kép minőségét. Például egy  $192 \times 384$  akvizíciós mátrixot a számítógép  $512 \times 512$  display mátrixként jeleníthet meg.

A mátrix változtatásával csökken a voxel mérete, és a következő hatások jelentkeznek (28.73.a ábra):

Ha növekszik a mátrix:

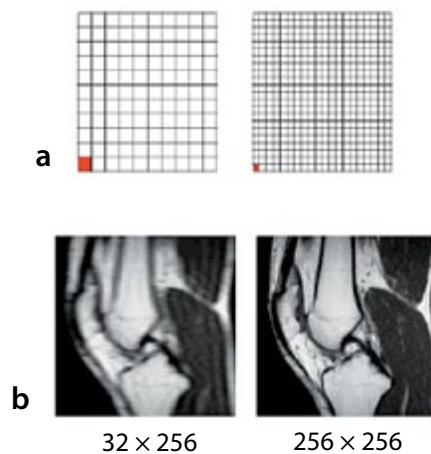
- csökken a jel; egy kisebb voxel kevesebb protont tartalmaz, így csökken a protonokból jövő jel;
- magasabb térbeli felbontás;
- megnövekszik a mérési idő amennyiben az MXpe értéke növekszik, mivel ilyenkor a  $k$ -space több adatsorból áll; az MXro növelése közvetlenül nem befolyásolja a mérési időt.

Ha csökken a mátrix, akkor fordított hatások jelentkeznek.

Példa:

A 28.73.b ábrán különböző mátrixszal készült két képet láthatunk. A jobb oldali képen magasabb a mátrix, sokkal élesebb a kép, viszont a mérési idő hosszabb volt a bal oldalihoz képest, amelyiknél viszont alacsony volt a mátrix.

**FOV mérési mezők.** A FOV meghatározza a mérési mező nagyságát. Ennek változtatásával lehet meghatározni, hogy a beteg mekkora területéről készüljön a felvétel. Egy kis FOV értelemszerűen kisebb területet fog befedni, mint egy nagy FOV. Ha növeljük a FOV értékét, akkor a voxelek értéke arányosan megnő (28.74.a ábra).



28.74. ábra a: A FOV megváltoztatásának hatása a voxel méretére. b: A FOV érték növelésének hatása a felvételre

A FOV érték növelése a következőket eredményezi:

- megnövekszik a jel. A voxelméret növelése miatt több lesz a voxelben levő protonok száma. Ez meghatározza a jel/voxel értéket. (SNR  $2 \times$ -re növekszik);
- alacsonyabb térbeli felbontás;
- nagyobb mérési terület.

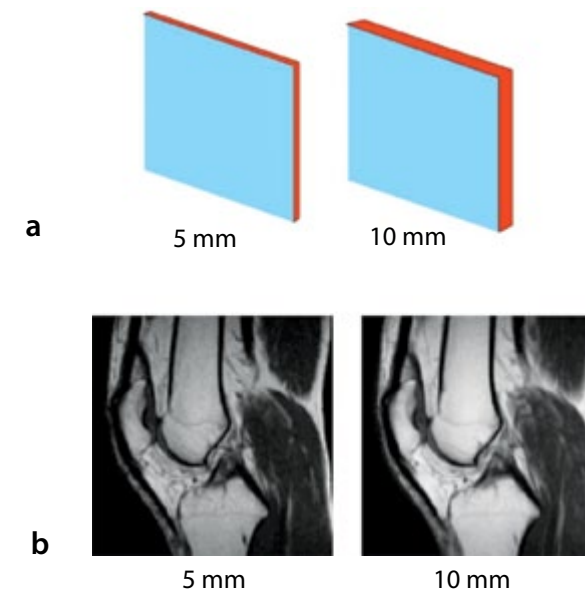
Példa:

A 28.74.b ábrán látható képek FOV értéke nem azonos. A bal oldali kép 10 cm FOV-al készült, a kép élesebb, kisebb a megvizsgált terület, de ezzel együtt alacsonyabb a SNR a jobb oldali képhez képest.

**ST – szeletvastagság.** A szeletvastagság befolyásolja a jel mennyiségét, és hozzájárul a kép élességhez is. Ha csökkentjük a szeletvastagságot 10 mm-ről 5 mm-re, akkor 50%-kal kevesebb lesz a jelünk (28.75. ábra).

A szeletvastagság növelése a következő hatásokat eredményezi:

- megnövekszik a jel. Ilyenkor a voxel mérete arányosan növekszik, így több proton fog hozzájárulni az SNR-hez;
- csökken a felbontás;
- nagyméretű tárgy mérése: 20 darab 5 mm-es szelet 10 cm területet fed le, míg 20 darab 10 cm-es szelet 20 cm területet fed le;
- megnövekszik a parciális volumeneffektus (partial volume).



28.75. ábra a: Szeletvastagság megduplázása. b: Megnövelt szeletvastagság hatása a felvétel SNR-re

A parciális volumeneffektus akkor szembetűnő, amikor kicsi szerveket, elváltozásokat vizsgálunk. Ilyen például, ha a mellékvesét „félbevágjuk” egy szelettel. Ha magas lenne a jel, akkor ez látható lenne a képen, de nem biztos, hogy pontos lenne a mérete. Általában célszerű egy alacsony szeletvastagságot alkalmazni.

*Példa:*

A 28.75.b. ábrán látható két kép különböző szeletvastagsággal készült. A jobb oldali képen több a jel, de kevésbé éles a bal oldalhoz képest.

A FOV, mátrix és szeletvastagság egymásra hatva meghatározzák a voxelek méretét (térbeli felbontás). Arra kell törekedni, hogy a különböző kiválasztott értékek összességében egy jó minőségű képét (jó SNR) eredményezzenek.

*Példa:*

Egy SE mérést a következő paraméterekkel mérünk:

TR = 500ms, mátrix = 256 × 256, FOV = 30 × 30, ST = 6mm, NA = 1,

A voxel mérete:  $30 / 256 = 1,17\text{mm} \times 6\text{mm}$ .

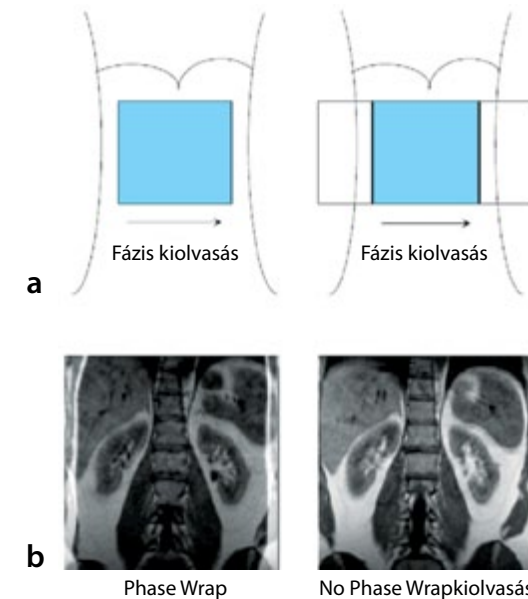
A mérési idő:  $(500 \times 256 \times 1) / 60000 = 02:08$  perc.

Ebben az esetben a kapott SNR-t tekintjük 1-nek.

Összehasonlításként ismétljük meg a mérést azonos TR-rel (500 ms) és szeletvastagsággal (6 mm). Duplázzuk meg a mátrixot: 512 × 512; felezzük a FOV értékét: 15 × 15. A voxelmérete most:  $15 / 512 = 0,29\text{mm} \times 0,29\text{mm} \times 6\text{mm}$ . Ez négyszer lett kisebb az eredetinel. Ahhoz, hogy megtartsuk az eredeti jelmennyiséget, az akvizíciók számát (NA) meg kellene növelni 64-re, ez viszont megemelné a mérési időt: 273:04 percre!

Természetesen ez nem lenne célszerű. Ezért a mátrix, FOV és ST értékeit úgy kell meghatározni, hogy elegendő jelet kapva, egy jó minőségű képet kapjunk elfogadható mérési időn belül. Amikor paramétereket változtatunk, közvetve az SNR és kontraszt viszonyokról hozunk döntést. Egy alacsony SNR-kép hasznos lehet bizonyos esetekben, amennyiben látható rajta az adott elváltozás.

**SG szeletek közti távolság.** Az SG paraméter meghatározza a szeletek közötti távolságot. Géptől függ, hogy %-ban vagy mm-ben határozza meg. Ideális esetben az RF-pulzusnak, ami a szeletet létrehozza, egy tökéletes szeletprofilja lenne (28.76.a ábra). Egy tökéletes szeletprofil garantálna valódi összefüggő (szeletek közti távolságmentes) szeleteket. De a valóságban a szeletprofilok a 28.76.b ábrához hasonlítanak; nagy a távolság a szeletek között. A szeletek közti távolság csökkentése céljából a szeletprofilokat közelíteni kellene; ez megvalósítható, viszont akkor átfedő területek keletkeznek (28.76.c ábra). Amikor a szeletek között átfedés keletkezik, akkor az ún. „cross talk”, (kereszt excitáció) hatás jelentkezik. Az átfedő részben mindkét szeletből jön jel, ez a jel a



**28.76. ábra a:** Az RF pulzus szeletprofilja ideális körülmények esetén. **b:** Valós RF-pulzus szeletprofilja. **c:** A kereszt excitáció jelentkezése átfedő szeletprofilok esetén. **d:** A kereszt excitáció hatása sagittalis térdfelvétel esetén

rekonstruált képeken látható lesz. A „cross talk” hatás csökkentése érdekében a szeletek között egy bizonyos távolságot kell biztosítani. Ez a távolság általában a mérési szeletvastagság 10%–20%-a, ezzel minimális lesz a „cross talk” hatás.

Az SG növelése a következő hatásokat eredményezi:

- kevesebb „cross talk”;
- nagyobb mérési terület.

*Példa:*

A két kép (28.76.d ábra) különböző SG értékkel készült. A bal oldali képen jelentkezett a „cross talk” hatás.

Vannak egyéb módszerek, hogy nulla SG-vel tudjunk mérni. Egyik ilyen módszer az „Interleave Mode”, amikor először a páratlan szeletek mérése történik (1, 3, 5, 7), és csak ezután a páros szeletek (2, 4, 6, 8). Az interleave mode-ban automatikusan 100% az SG, ez kizárja a „cross talk” effektust. Az interleave mode-nak egyik hátránya, hogy különbözhet a jelintenzitás a két sorozat között vagy hogy elmozdulási artefaktumok jelentkezhetnek.

**PE fáziskódolás I.** A fáziskódolással jól meghatározható a spinekből (protonokból) jövő jel pontos helye. Viszont számos problémát is eredményezhet a fáziskódolás, amire érdemes odafigyelni.

Egyik lényeges jelenség az ún. „Phase Wrap” vagy aliasing, behajtogatási artefaktum. „Phase wrap” akkor jelentkezik, amikor a FOV kisebb, mint a mérendő beteg.

Ha a 28.76.a ábrán látható FOV méretet használjuk, akkor a 28.76.b ábrán látható artefaktummal szembesülünk.

Ennek az artefaktumnak a következő az oka:

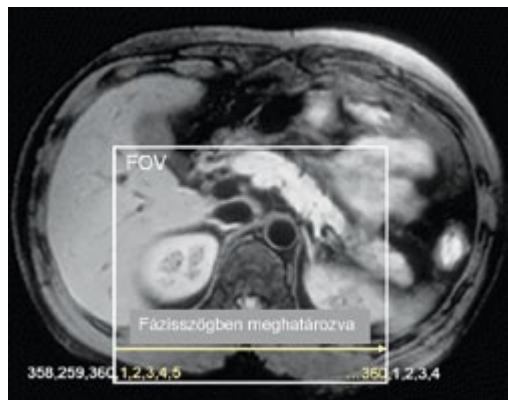
Amikor a fáziskódolás történik, a FOV fázis lépésekre van bontva. A 28.77. ábrán láthatjuk, hogy a „Phase 1” a FOV-on belül bal oldalon, „Phase 360°” viszont a jobb oldalon van a FOV-on belül.

A fáziskódoló gradiens nem szűnik meg a FOV határain. A kódolást folytatja a FOV-on kívül eső területen. A „Phase 0° -tól 360°-ig” választható. Amint körbement, ismét kezdődik az 1-es számozással; ez látható a FOV jobb alsó sarkában (28.77. ábra).

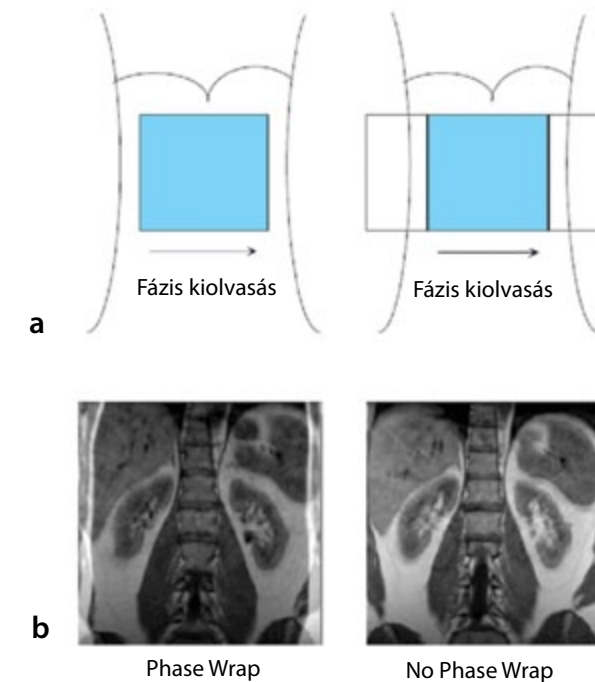
A gép nem csak a FOV-on belülről érkező jelet fogja detektálni, hanem a FOV-on kívüli terület-ről érkező jelet is. A FOV jobb oldalát követően detektált jel ismét „Phase 1°” lesz.

Mivel a számítógép úgy gondolja, hogy bal oldalon van a „Phase 1°”, ezért ezt a képi információt a FOV-on belül, bal oldalra fogja helyezni.

Ugyanez a jelenség jelentkezik a FOV másik oldalán, aminek eredménye a műtermékes kép (28.78.a ábra). A jobb oldali, FOV-on belüli fehér csík a beteg bal oldalának FOV-on kívül eső területéből származik.



28.77. ábra A mérés során a fáziskódolások balról jobbra történnek



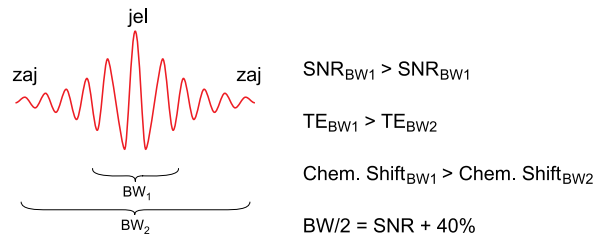
28.78. ábra a: Kis mérési mező alkalmazása a fázis irányba b: Felvételek a No-Phase-Wrap opció nélkül és használata esetén

Ezt a műterméket egy külön opcióval lehet megelőzni (No Phase Wrap, Phase Oversampling). Ez esetben a gép megduplázza a FOV-ot a PE (fázis) irányba. Így a FOV-nál kétszer nagyobb területről készül az akvizíció, viszont csak a meghatározott FOV-on belüli terület lesz rekonstruálva. A kívül eső területek nem jelennek meg a végleges képen (28.78.b ábra). A „No Phase Wrap” opciónak egy nagy hátránya van: megkétszerezi a mérési időt.

**PE fáziskódolás II.** Egy másik fontos jelentősége a fáziskódolásnak bizonyos mozgási műtermékek megjelenítési irányának meghatározása. A mozgási műtermékek kapcsolódnak a fázishoz. Egy mozgási műtermék akkor keletkezik, amikor egy spin az excitáció és jel mintavételezési idő alatt elmozdul (ld. artefaktumokat is). A mozgási műtermék nem más, mint ennek a jelnek a téves regisztrálása.

Amikor megtervezünk egy mérést, a fáziskódolási irányt is meghatározzuk. Egy axiális (28.79.a ábra) szelet készül az abdominális régióban. Meghatározhatjuk, hogy a fáziskódolási irány az anterior-posterior vagy bal-jobb irányban történjen. A keletkező képeken (28.79.b ábra) látható a légzési műtermék.

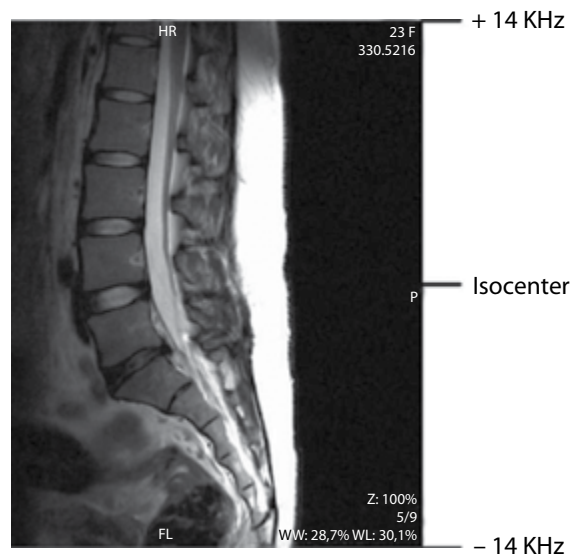




**28.79. ábra a:** Egy hasi axialis mérésnél alkalmazható eltérő fáziskódolási irányok. **b:** Az eltérő fáziskódolási irányok befolyásolják a mozgási műtermék megjelenésének irányát

A mérés előtt nagyon fontos a helyes fáziskódolási irány meghatározása. Figyelembe kell venni, hogy milyen jellegű mozgás, flow (folyás), légzés vagy pulzációs mozgás várható és hogy ez várhatóan zavarni fogja-e a vizsgálni kívánt területet (Region of Interest, ROI). Ha rosszul van meghatározva a fáziskódolási irány, akkor valószínűleg ismételni kell a mérést miután korrigáltuk a hibát. A fáziskódolási irány választását befolyásolja az előzőekben tárgyalt „phase-wrap” jelenség is.

**BW – sávszélesség.** A betegből érkező jel folytonos (analóg), a számítógépek viszont digitális adattal dolgoznak. Ezért a folytonos, analóg jelet át kell alakítani digitális jellé. Ez a digitalizálás egy analóg-digitális átalakítóval történik, ami az érkező jel amplitúdóját egy meghatározott sebesség-



**28.80. ábra a:** Jel mintavételezése 8000Hz-es mintavételezési sebességgel. **b:** Jel mintavételezése 2000Hz-es mintavételezési sebességgel

gel/frekvenciával mintavételezi. A **Nyquist**-elmélet szerint ahhoz, hogy egy jel adott frekvenciáját helyesen tudjuk regisztrálni, kétszeres mintavételező sebességgel/frekvenciával kell mérni.

Például, ha egy 4000 Hz-es frekvenciát szeretnénk digitalizálni, akkor ahhoz egy 8000 Hz-es mintavételezési sebesség szükséges (28.80.a ábra).

**Receiver Bandwidth = Sample Rate = 1 / Sample Time**

Vételezési sávszélesség = mintavételezési frekvencia = 1/mintavételezési idő

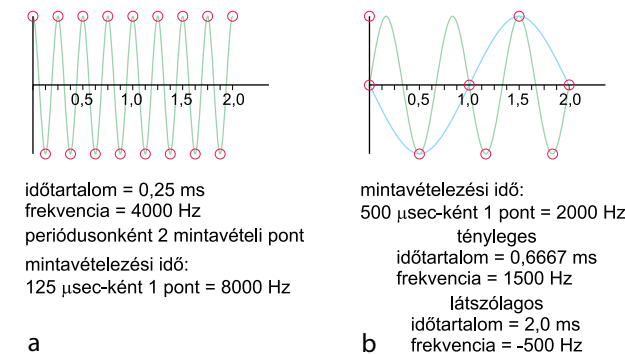
A 28.80.b ábrán láthatunk egy 1500 Hz-es frekvenciájú sinus hullámot. Amikor egy 2000 Hz-es mintavételezési frekvenciát használunk, a sinus hullám alul lesz mintavételezve. A keletkező rekonstrukció (pontozott vonal) egy 500 Hz-es sinus hullámot mutat. Ahhoz, hogy megfelelően legyen reprezentálva az 1500 Hz-es sinus hullám, egy 3000 Hz-es mintavételezési értéket kell használnunk.

Most próbáljuk összefoglalni a tanultakat. A mintavételezési sávszélesség (sampling bandwidth) Hz. A gradiens-t Hz/cm-ben definiáljuk. A FOV meghatározható a sávszélesség elosztva a gradiens teljesítménnyel. A mintavételező sávszélesség meghatározza a FOV, frekvencia határait.

$$FOV = \frac{\text{SampleBandwidth}}{\text{Gradiens}_{RO} \times \text{Teljesítmény}}$$

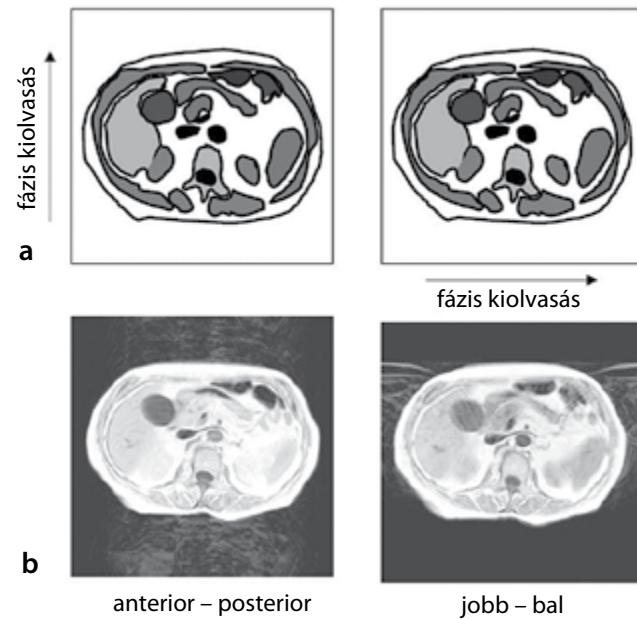
A 28.81. ábrán láthatjuk, hogy a 28cm-es FOV felvételnél egy 28 KHz mintavételező sávszélesség volt alkalmazva egy 1,0 KHz/cm teljesítményű kiolvasási gradiens esetén.

Egy kisebb sávszélesség egy lassúbb mintavételezési időt eredményezne; több időre van szükség összegyűjteni ugyanazon mennyiségű adat pontjait. Ezért, ha kisebb FOV-ot szeretnénk, akkor csökkenteni lehetne a sávszélességet vagy növelni a Gro teljesítményét (vagy a kettőnek a kombinációját alkalmazhatjuk).



**28.81. ábra** 28 KHz mintavételező sávszélesség alkalmazása egy 28 cm-es FOV régió esetén





28.82. ábra Az SNR, TE és chemical shift eltérései alacsony, ill. magas sávszélesség esetén

*Megjegyzendő:* egy alacsonyabb sávszélesség növeli a TE időt, így megnövekszik a T2 csillapodás, megerősödik a T2 súlyozás.

A 28.82. ábrán láthatjuk az SNR, TE és chemical shift különbségeit alacsony, ill. magas sávszélesség esetén.

## Gyakorlati MR-fizika III.

### Képi műtermékek

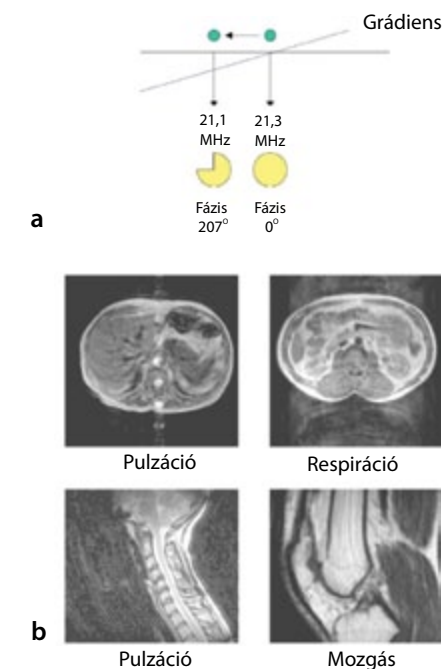
Az MR-képkalkotás során számos műtermékkal találkozhatunk. Fontos, hogy ezeket a jelentkező műtermékeket ismerjük, és megértsük keletkezésüknek az okát.

A következő műtermékekről lesz szó:

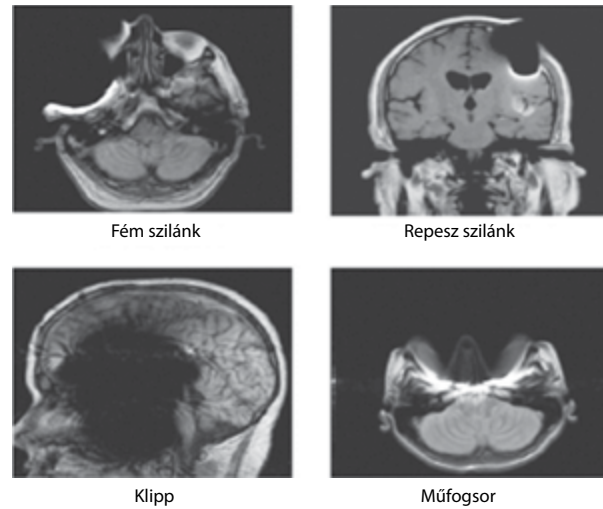
- mozgással összefüggő műtermékek,
- para-mágneses műtermékek,
- phase wrap műtermékek,
- frekvencia műtermékek,
- szuszceptibilitási műtermékek,

- klipping műtermékek,
- kémiai eltolódási műtermékek,
- spike műtermékek,
- „zebra” műtermékek.

**Mozgási műtermékek.** A mozgási műtermékeket a protonok fázisirányú helytelen regisztrálása (mis-mapping) okozza. Mivel a protonok excitációja és a jel mintavételezése közötti idő alatt a protonok elmozdulhatnak a gradiens mágneses mezéjében, így egy plusz fáziseltolódás érheti a protonokat. Ilyen jellegű mozgást eredményezhet a légzés, pulzáció, flow vagy a beteg elmozdulása. A 28.83.a ábrán láthatunk egy spin, aminek a frekvenciája 21,3 MHz és  $0^\circ$  a fázisa; a fáziskódolás alatt ez a spin elmozdul jobbról balra. Az elmozdulás alatt a spin frekvenciája és ennek következtében a fázisa is megváltozik az eredeti pozíciójához képest. Miután a képi rekonstrukció megtörténik, a jel pozíciója rossz helyre kerül a képben. Vannak technikák, mint pl. a „flow kompenzáció” (Flow Compensation, Gradient Moment Nulling) és a „Szív vezérlés” (Cardiac Gating), amivel minimalizálni vagy akár megszüntetni lehet a mozgási műtermékeket. A mozgási műtermékek a fáziskódolási irányban jelentkeznek. A 28.83.b ábrán láthatunk néhány példát a mozgási műtermékekre.



28.83. ábra a: A mozgási műterméket okozza egy spin megváltozott frekvenciája és fázisa. b: Példák mozgási műterméket tartalmazó felvételekről



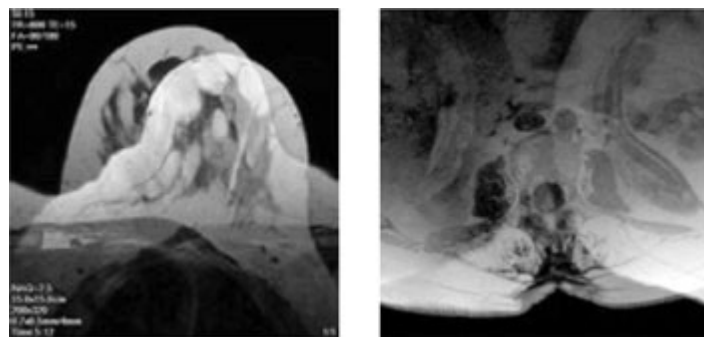
28.84. ábra Para-mágneses műterméket tartalmazó felvételek

**Para-mágneses műtermékek (Para-Magnetic Artifacts).** A para-mágneses műtermékeket fémek okozhatják (pl. vas).

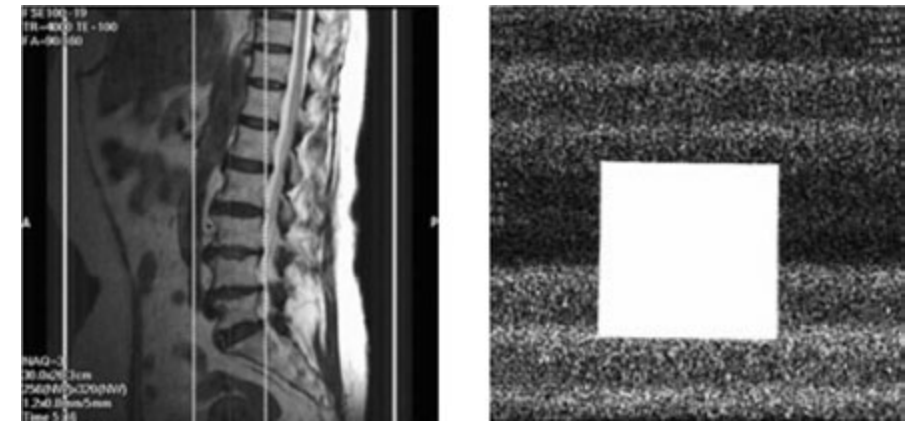
A fém torzítja a mágneses teret, megváltoztatva az MR-gép rezonanciafrekvenciáját. Ez esetben a protonok nem reagálnak az excitációs RF-pulzusra, így nem adnak jelet és nem jelennek meg a képen. Néhány példát láthatunk a 28.84. ábrán.

Nem minden fém okoz erős műterméket. Viszont nagyon kis fémdarabok, pl. fémszilánk, érkli, is teljesen megzavarhatják a képet.

Az alumínium és titán fémek által okozott artefaktumok jóval kisebbek, mint a para-mágneses fémek által okozott műtermékek.



28.85. ábra Phase-wrap (behajtogatási) műterméket tartalmazó felvételek



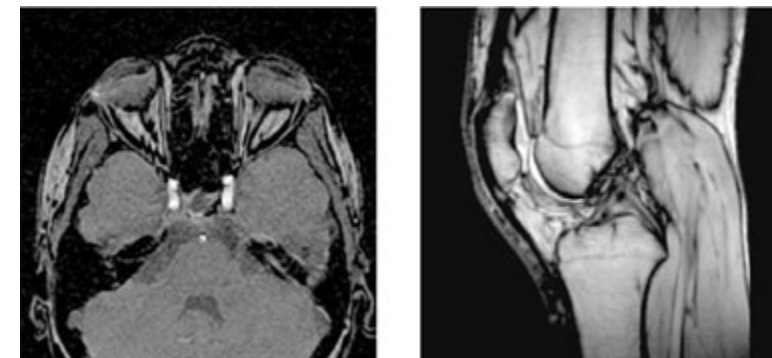
28.86. ábra RF műterméket tartalmazó felvételek

**Phase Wrap műtermékek.** A phase wrap műterméket a spinek fázisának helytelen regisztrálása (mis-mapping) okozza. Ez a műtermék akkor jelentkezik, amikor a FOV kisebb, mint a vizsgált beteg. A FOV-on kívül eső beteg testéből jövő jelet behajtogatja a képbe.

A „No Phase Wrap” opcióval ez a műtermék megelőzhető a mérési idő hátrányára.

A bal oldalon levő képen (28.85. ábra) láthatjuk a bal emlőt behajtogatva a képbe. Az eredeti cél az volt, hogy kis FOV-val, kizárólag a jobb emlő legyen vizsgálva. A jobb oldali képen egy axiális képet láthatunk a lumbális gerincnél. Egyik esetben sem volt alkalmazva a „No Phase Wrap opció”.

**Radiofrekvencia műtermékek.** Az RF műtermékeket az ún. rossz, zavaros, „piszkos” frekvenciák okozzák (28.86. ábra).



28.87. ábra Szuszeptibilitási műterméket tartalmazó felvételek

Hibás elektronikák, külső transzmitterek, Faraday-kalitka szivárgások, árnyékolás nélküli berendezések a vizsgálóhelyiségben, betegben levő fém, vizsgálat alatti nyitott ajtó, néhány példa az RF műtermékekre. Sokszor csak a mérnök tudja megszüntetni a hibaforrást, de van, mikor mi is meg tudjuk szüntetni/előzni a problémát, például a vizsgálójátó zárva tartásával a vizsgálat alatt. Az RF műtermékek a frekvenciakódoló irányban jelennek meg a képen.

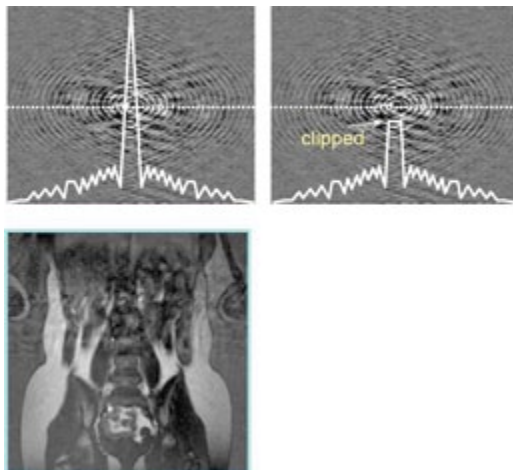
**Szuszeptibilitási műtermékek (Susceptibility artefacts).** Szuszeptibilitásnak nevezzük egy anyagnak, tárgynak a mágnesezettség hajlamát. Ilyen lehet például a vérben levő vas. A szuszeptibilitási műtermékeket a helyi (lokális) mágneses tér inhomogenitásai okozzák.

A zsírban és izomban levő hidrogén protonoknak változóak a kötési tulajdonságaik; emiatt helyi mágneses tér inhomogenitások jelentkeznek a szövetek határai mentén. Ezeknél a határfelületeknél a rezonanciafrekvencia megváltozik, aminek következtében az ott levő protonok nem ábrázolódnak. A képeken ez egy markáns fekete kontúrként ábrázolódik a szövetek körül; olyan, mintha egy fekete vonallal lenne körbe rajzolva (28.87. ábra).

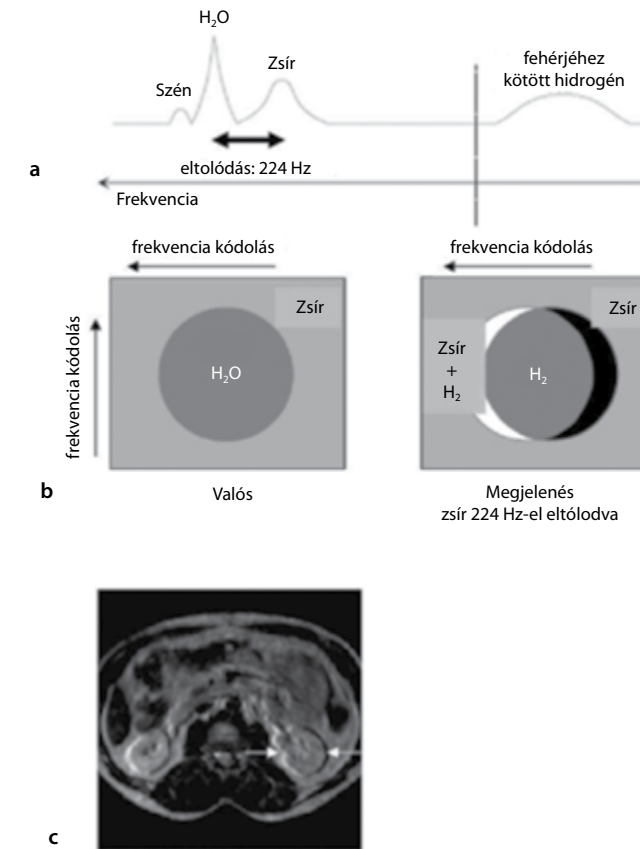
**Klipping műtermék (Clipping artefact).** Jel klipping vagy túlzott flow (overflow) akkor jelentkezik, amikor a pre-scan alatt a „receiver gain” túl magasra lesz állítva.

A mintavételezett jel maximuma magasabb, mint a receiver gain értéke (28.88.a jobb ábra).

A felesleg jel csonkolódik (28.88.a bal ábra), majd invertálódik. A képen a szürke szín másik árnyalatával ábrázolódik (28.88.b ábra).



**28.88. ábra** Klipping műtermék. **a:** A mintavételezett jel maximuma magasabb, mint a receiver gain értéke. **b:** A felesleg jel csonkolódik. **c:** A felvételen a szürke szín másik árnyalatával ábrázolódik



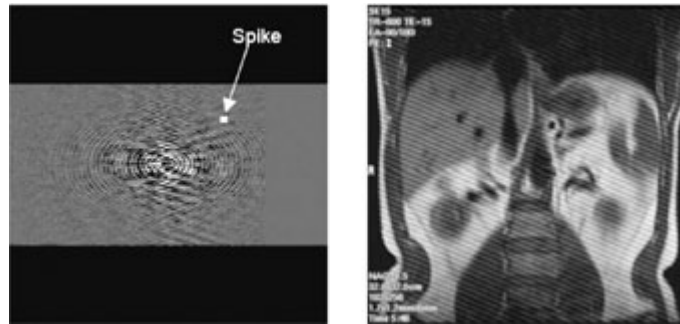
**28.89. ábra** Kémiai eltolódási műtermék. **a:** Egy szövetminta frekvenciaspektruma 1,5T esetén. **b:** A Fourier-transzformáció néhány pixelnyivel eltolja a zsír jelét, mivel úgy ítéli, hogy az adott jelnek ott lenne a helye. **c:** Példa a kémiai eltolódásról egy axialis vesefelvételen

**Kémiai eltolódási műtermékek (Chemical Shift artefacts).** A kémiai eltolódási műtermékeket a zsírban és vízben levő hidrogén protonok különböző rezonanciafrekvenciája okozza.

A 28.89.a ábrán láthatjuk egy szövetminta frekvenciaspektrumát. 1,5 Tesla télerőnél a zsír és víz közötti rezonanciafrekvencia-különbség: 224 Hz ( $0,35T = 52\text{Hz}$ ,  $0,5T = 74\text{Hz}$ ).

A 28.89.b ábrán látható voxelben zsír és víz egyaránt megtalálható, ilyen pl. a vese és vesetok határfelülete. A Fourier-transzformáció néhány pixelnyivel eltolja a zsír jelét a képen, mivel úgy ítéli, hogy az adott jelnek ott lenne a helye.

A kémiai eltolódás a frekvenciakódolás irányában jelentkezik.



**28.90. ábra** Spike műtermék. **a:** Rossz nyersadat pont a  $k$ -térben. **b:** Spike műtermék ábrázolása egy coronalis hasi felvételen

A 28.89.c ábrán a kémiai eltolódásról láthatunk egy példát. A képen jól látható a fekete-fehér háttár a vesék körül. A zsír jobbra tolódik, ez annyit jelent, hogy a frekvenciakódoló gradiens jobb-bal irányba volt, míg a fáziskódoló gradiens anterior-posterior irányba volt alkalmazva.

A kémiai eltolódás összefügg a sávszélességgel és a FOV-al. A sávszélesség meghatározása:  $1/\text{egy pont mintavételezésének ideje}$ . Ez a FOV egyik végétől a másik végéig tartó teljes frekvenciasávot jelenti. Az ábrán látható felvétel esetén (28.89. ábra) a BW 28 KHz ( $\pm 14\text{KHz}$ ) és az  $\text{MXro} = 256$ . Ezért a pixelenkénti frekvencia terjedelem:  $28\,000 / 256 = 109,375\text{ Hz}$ . A kémiai eltolódás 1,5T esetén 224 Hz. A zsír eltolódása  $224 / 109,375 = 2\text{ pixel}$ .

**Spike műtermék.** A spike műterméket a  $k$ -space-en belül levő „hibás” információs adatpont okozza.



**28.91. ábra** A Zebra műtermék ábrázolása

A bal oldali ábrán láthatunk egy rossz adatpontot a  $k$ -space-ben (28.90.a ábra). A keletkező képen (28.90.b ábra) átlós csíkokat, vonalakat láthatunk. Nem sokat lehet tenni ennek megelőzése céljából. Ilyenkor megismételendő az adott mérés.

**„Zebra” műtermék.** A „Zebra” műtermék olyankor keletkezhet, amikor a beteg megérinti a tekercset vagy esetenként a „phase wrap” is okozhatja. Megelőzésként célszerű a tekercs és beteg közötti kapcsolatot megszüntetni, ill. használni a „No Phase Wrap” opciót (28.91. ábra).

Még nagyon sok műterméssel találkozhatunk az MR-képalkotás folyamán. Az itt felsoroltak csak néhány a legfontosabb, ill. leggyakoribb műtermékekből.

### Felhasznált irodalom

- Balogh E. (1999) Mágneses Rezonancia képalkotási ismeretek. Szentágothai János Eü.-i Szakiskola, Budapest.
- Bágyi P., Berényi E. L., Béres M., Jakab A., Láncki L. I., Nagy M., Vandulek C. (2011) MR Képalkotás. DE-AOK OLKD Tanszék, Debrecen.
- Blink E. J. (2004) MRI: Physics. Toshiba Medical Systems, Zoetermeer, The Netherlands.
- Carlton R. R., Adler A. M. (2001) Principles of Radiographic Imaging, An Art and a Science (3rd edition). DELMAR Thomson Learning, Stamford, CT.
- Hashemi R. H., Bradley W. G., Lisanti C. J. (2004) MRI The Basics (2nd edition). Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Karlinger K. (1999) Mágneses Rezonancia. Haynal Imre Egészségtudományi Egyetem, Budapest.
- McRobbie D. W., Moore E. A., Graves M. J., Prince M. R. (2003) MRI From Picture to Proton, Cambridge University Press, Cambridge.
- Schild H. H. (2012) MR Buzzology. Bayer Pharma Ag, Berlin.
- Walter N. (2012) Mag-mágneses rezonancia – NMR – fizikai alapok.
- Westbrook C., Roth C. R., Talbot J. (1998) MRI in Practice (3rd edition). Blackwell Science Ltd. Oxford.
- Zaskodny P. (2006) Survey of Principles of Theoretical Physics (with application to radiology). ALGORITMUS, Ceske Budejovice, Czech Republic.



## 29. fejezet

# SPECT

Bogner Péter

### Bevezetés

A nukleáris medicinában – izotópdiagnosztikában – a projekciós képek a betegben kialakult 3 dimenziós aktivitás eloszlást egy 2 dimenziós kép formájában ábrázolják. Hasonlóan a hagyományos radiográfiához ez szummációs hatásokat tartalmaz, azaz egymásra vetülő struktúrák zavarhatják bizonyos részletek, elérések megkülönböztetését. A tomográfias képalkotás alapvetően különbözik az előzőtől, hiszen az aktivitás eloszlását egy keresztmetszeti szeletben ábrázolja.

Alapvetően kétféle tomográfia létezik: *hagyományos* vagy *geometriai* és *computer tomográfia*. A hagyományos tomográfiaiban a fókuszsíkon kívül eső struktúrák a szummációs képre vetülnek, igaz elmosódva a fókuszsíktól való távolsággal arányosan (ezt az eljárást nem tárgyaljuk, mert ez ma már csak tudománytörténeti érdekesség). Ezzel ellentétben a computer tomográfia matematikai eszközöket használ az egymásra vetülő struktúrák megkülönböztetésére. A computer tomográfiaiban a vizsgált objektumról számos vetületi kép szükséges legalább 180°-ban, melyekből a keresztmetszeti képet matematikailag rekonstruáljuk. A transzmissziós képalkotáshoz hasonlóan a nukleáris képalkotásban is lehetséges hagyományos vagy computer tomográfiát – úgy mint, SPECT és PET – alkalmazni.

### Alapelvek

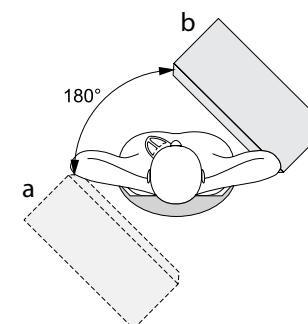
A SPECT a szervezetbe kerülő és ott megoszló gamma foton emittáló izotópokból származó fotonokat képezi le keresztmetszeti képek formájában. A standard síkbeli leképezéshez általában 180° (szívvizsgálatok) vagy 360°-os projekció szolgáltat információt. A SPECT-berendezésekben általában egy vagy több (2-3) kollimált szcintillációs kamera helyezkedik el, mely a páciens vizsgálendő testrésze körül körbefordul. A detektált adatokból a keresztmetszeti képek a CT-hez hasonló filterezett visszavetítés algoritmus segítségével vagy a későbbiekben részletezendő ún. iteratív rekonstrukció módszerével készülnek.

### Adatgyűjtés

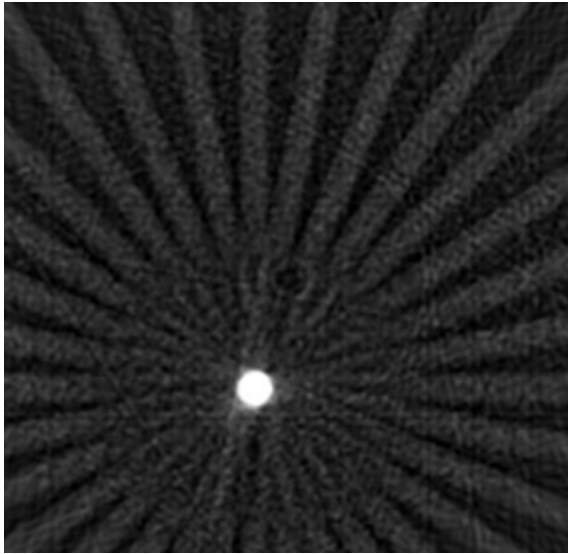
A SPECT-rendszerben elhelyezkedő kamerafej(ek) a páciens körül elfordul(nak), és eközben egyenlő lépésekből (valahány fokonként) álló képvetületeket rögzít(enek). A kamerafej adatgyűjtése lehet folytonos, azaz a kamerafej elmozdulása közben zajlik, vagy előre meghatározott szögekben a kamerafej megáll és így gyűjti az adatokat. Hogyha a kamerafejek ideális vetületi képeket gyűjtenének (azaz nem lenne sugárzásgyengülés [attenuáció] és felbontásvesztés a kamerától való távolság függvényében), akkor a vetületi képek 180°-onként azonosak lennének, és ezért akár 180°-os adatgyűjtés elegendő lenne a keresztmetszeti kép rekonstrukciójához. Ugyanakkor a SPECT-képalkotásban az attenuáció nagymértékben csökkenti a kamerával ellentétes oldalon elhelyezkedő struktúrákból származó fotonok számát, és így ez az információ a kamerában nagymértékben elmosódott a távolság függvényében. Ebből kifolyólag a legtöbb nem kardiális vizsgálatban, mint pl. az agyi SPECT-vizsgálatoknál, az adatgyűjtés 360°-os rotációval történik. Ugyanakkor a kardiális SPECT-vizsgálatoknál, úgy mint pl. miokardiális perfúzió mérésnél, gyakran csak egy 180°-os adatgyűjtést végeznek a 45°-os jobb anterior ferde vetülettől a 45°-os bal posterior ferde vetületig (29.1. ábra).

A 180°-os akvizíció ellenére a rekonstruált képek térbeli és kontrasztfelbontása megfelelő információt nyújt, és az ellentétes 180°-os adatgyűjtés – anatómiai okok miatt – gyenge információt adna a távolság és az attenuáció miatt. Ugyan a 180°-os adatgyűjtés magában hordozza műtermékek keletkezésének lehetőségét, mégis sokkal gyakrabban használják, mint a 360°-os adatgyűjtést szívvizsgálatok esetén, természetesen az időbeli felbontás javítása céljából.

A SPECT vetületi képeket általában 64 × 64-es vagy 128 × 128-as formátumban (mátrix) rögzítik. Ha a vetületi képeknél a pixelméretet túl alacsonyra állítják, akkor a rekonstruált keresztmetszeti képek térbeli felbontása is rosszabb lesz. A 64 × 64-es beállításnál rendszerint 60 vagy 64 vetületi



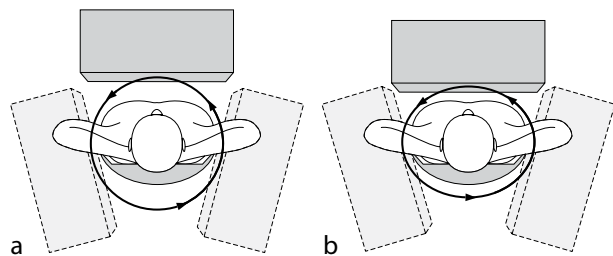
29.1. ábra 180°-os kardiális adatgyűjtési pálya (a: bal posterior ferde vetület b: jobb anterior ferde vetület)



29.2. ábra Fantomméréssel demonstrált radiális csík műtermék

képet rögzít a készülék, a  $128 \times 128$ -as beállításnál 120-128-at. Ha a beállított pixelformátumhoz kevés vetületi képet rögzítünk, akkor a rekonstruált képeken jellegzetes radiális csík jelenik meg (rekonstrukciós) műtermék gyanánt (29.2. ábra).

Korábban a kamerafejek az adatgyűjtés közben csak kör alakú pályán tudtak elmozdulni. A kör alakú adatgyűjtési pálya optimális lehet pl. a koponya vizsgálatánál, de ilyen beállítás mellett a mellkasi és hasi vizsgálatoknál a kamerafej akár cm-es távolságban lehet a testfelszíntől anterior és posterior helyzetekben (29.3. ábra). Ezért az újabb készülékekben nem csak kör alakú, hanem úgynevezett „testkontúr” adatgyűjtési pályákat is be lehet állítani, mely biztosítja, hogy a kamerafej a testfelszínhez minél közelebb legyen az adatgyűjtés során. Bizonyos készülékekben a felhasználó



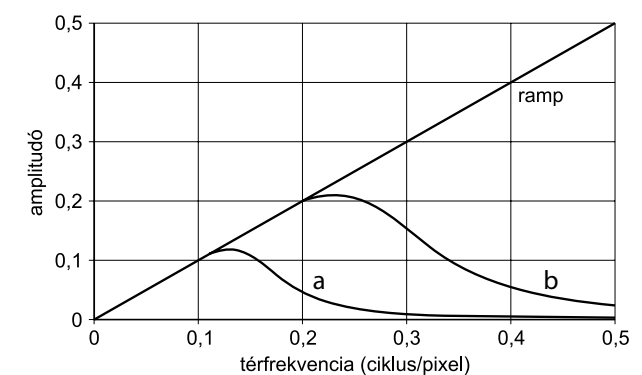
29.3. ábra Kör alakú (a) és „testkontúr” (b) adatgyűjtési pályák

maga határozhatja meg a nem kör alakú adatgyűjtési pályát, melynek során a kamerafejet több vetületben a testhez közel állítva a számítógép megtervezi a nem kör alakú egyedi adatgyűjtési pályát. Más készülékekben a testfelszín érzékelő szenzorokkal lehet a kamerafejeket irányítani.

A koponya SPECT-vizsgálatánál a legtöbb készülékben általában lehetőség van arra, hogy a scintillációs kamera egy sokkal kisebb sugarú körpályán mozogjon, mint a törzs SPECT-vizsgálatánál, ezáltal jóval nagyobb térbeli felbontás érhető el. A régebbi készülékekben a kamera fizikai méretéből kifolyólag nem volt alkalmas a koponya körüli kisebb sugarú pálya megtételére, illetve adatgyűjtésére, ezért ezek a készülékek még nem tudtak nagyfelbontású SPECT-képeket készíteni.

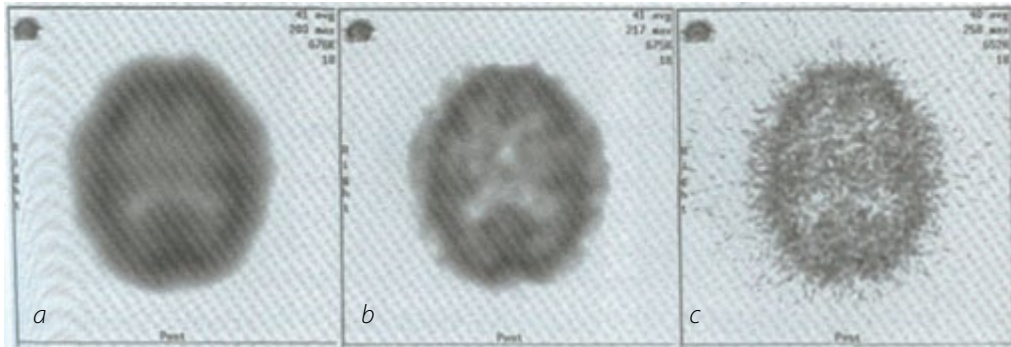
## Keresztmetszeti képrekonstrukció

Az adatgyűjtés után az első lépés általában a forgástengelyhez viszonyított pozícióból és egyenletlenségekből származó pontatlanságok számítógépes korrekciója. E korrekciók után a transzverzális síkú rekonstrukció filterezett visszavetítéssel (filtered back projection) vagy iteratív módszerekkel készül. A filterezett visszavetítés részletes leírása a CT-képképzés fejezetben található, röviden a következő lépésekből áll: először a projekciós képeket matematikailag szűrjük. Ezután egy adott keresztmetszeti kép rekonstrukciójához a vetületi képek megfelelő sorait visszavetítjük, pl. az 5. keresztmetszeti szelethez, a projekciós képek 5. sorait. A SPECT-vizsgálat a kamerafej(ek) forgása által kijelölt látómezőről készít keresztmetszeti képeket. A matematikai teória szerint az ideális kernel/szűrő a térfrekvencia-jelamplitúdó összefüggésben lineáris viszonyt eredményez (29.4. ábra). Sajnos a projekciós képek tartalmaznak statisztikai zajt, mely a matematikailag ideális szűrést alkalmazva és visszavetítve elfogadhatatlanul zajos rekonstrukciós képet eredményez (29.4. és 29.5. ábra).



29.4. ábra A különböző szűrők hatása a térfrekvencia-információra, ill. térbeli felbontásra. Kemény (a) és lágy (b) kernel hatása a jel nagyságára és a térbeli felbontásra (térfrekvencia)





**29.5. ábra** Különböző kernelekkel készült filterezett visszavetítéses képrekonstrukciók (**a**: Túl sok simítás csökkenti a térbeli felbontást; **b**: közepes simítás; **c**: filterezés nélkül jó a térbeli felbontás, de zajos a kép)

A térfrekvencia tartományban a magas frekvenciájú részben jelentős a statisztikai zaj jelenléte. Ezért a képrekonstrukció előtt a magas frekvenciájú tartományt megfelelő szűrővel („kell kezelni”). Sajnos ez a szűrés csökkenti a rekonstruált képek térbeli felbontását, ezért a térbeli felbontás, valamint a statisztikai zaj között fontos a megfelelő kompromisszum kialakítása.

Jellemzően különböző szűrőt alkalmaznak az egyes SPECT-vizsgálatokhoz, mint például az agyi HMPAO SPECT-vizsgálatnál vagy a  $^{201}\text{Tl}$  miokardiális perfúziós SPECT-vizsgálatra. Az adott vizsgálatnál a szűrő típusának kiválasztását befolyásolja az adatgyűjtés során jelenlévő statisztikai zaj mennyisége (a zaj mennyisége függ a radiofarmakon aktivitásától, a kollimátorbeállítástól és a képenkénti adatgyűjtési időtől), valamint a térbeli felbontástól (mely a kamera–tárgy távolságtól és a kollimátor típusától függ). Emellett még figyelembe kell venni azt, hogy a leletező orvos milyen képmegjelenítést preferál. Jó térbeli felbontású és alacsony zajú projekciós képeknél magas térfrekvenciás határt kell megszabni azért, hogy a rekonstruált képek térbeli felbontása minél jobb legyen. Ezzel szemben alacsony térbeli felbontású és nagyobb zajjal terhelt projekciós képek esetén alacsony térfrekvenciájú filterbeállítás szükséges, hogy a nagy mennyiségű zajt a rekonstruált képeken kiküszöböljük. Bár a SPECT-kamerákat előállító cégek beállítanak bizonyos szűrőket egy adott vizsgálati metodikához, a szűrők felhasználása gyakran empirikusan kerül optimalizálásra az egyes SPECT-laboratóriumokban. A 29.5. ábra egy SPECT-képet ábrázol 3 különböző szűrő alkalmazásával, túl sok simítással, közepes simítással és simítás nélkül.

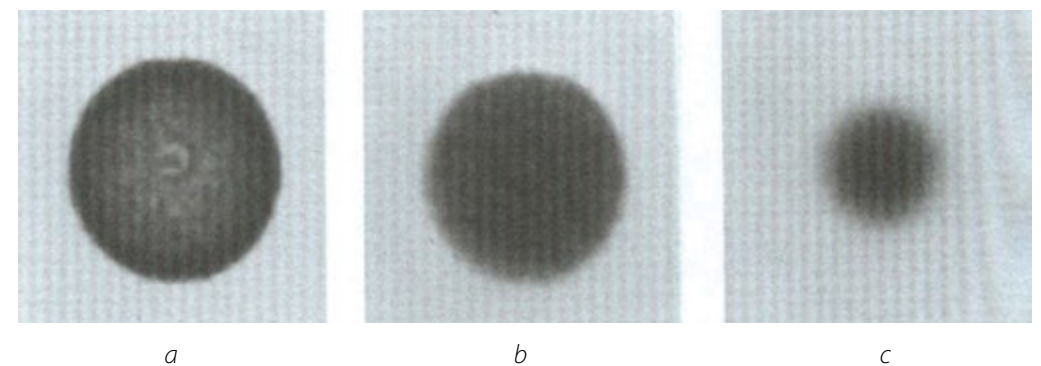
A filterezett visszavetítés matematikailag igen hatékony módszer. Ugyanakkor nem kerülhető el az a feltételezés, hogy a projekciós kép a 3 dimenziós tárgy tökéletes vetülete. Ez a feltételezés azonban a SPECT-képképzésben közel sem felel meg a valóságnak, elsősorban a páciensben történő fotonattenuáció, Compton-szóródás és az objektum–kollimátor távolság miatt létrejövő térbeli felbontás csökkenés miatt. A SPECT-képképzésben tehát az iteratív rekonstrukciós eljárásokat egyre gyakrabban alkalmazzák a filterezett visszavetítés helyett. Az iteratív módszereknél egy

kezdeti aktivitásmegoszlást feltételeznek, majd a projekciós képeket a feltételezett aktivitásmegoszlás alapján számolják ki, figyelembe véve a szcintillációs kamera paramétereit is. A kalkulált projekciós képeket ezután összehasonlítják az aktuális projekciós képekkel, majd ezen összehasonlítás alapján a feltételezett aktivitásmegoszlást beállítják, illetve módosítják. A fenti folyamatot jó néhányszor megismétlik mindaddig, amíg a számított vetületi kép és az aktuális vetületi kép nagyjából hasonló nem lesz.

Ahogy fent említettük, minden egyes iterációnál a projekciós képet a feltételezett aktivitásmegoszlás alapján számítják. A projekciós képek számolása az ún. point spread funkció segítségével történik, mely a kamerától való távolság függvényében a térbeli felbontás csökkenését feltételezi. Ezt a funkciót meg lehet változtatni úgy, hogy a betegben történő fotonaszóródást is figyelembe vegye. Amennyiben az attenuációs jellemzőket fel tudjuk térképezni, a számított projekciós képeknél az attenuációs hatásokat is figyelembe lehet venni. Így az iteratív módszerek részlegesen kompenzálják a távolság függvényében történő térbeli felbontásromlást csakúgy, mint a fotonaszóródást és az attenuációt. Az iteratív módszerek számítási folyamata a számítási időt tekintve kevésbé hatékony, mint a filterezett visszavetítéses módszeré, de jobb jel–zaj viszonyt eredményez. A növekvő komputersebesség és a nukleáris képképzésben alkalmazott kis mátrixméret az iteratív módszereket felhasználóbaráttá tette a SPECT-rekonstrukcióban.

## Attenuáció korrekció a SPECT-képképzésben

Az attenuáció miatt az a gammasugárzás, mely a beteg testében hosszú utat tesz meg, nagyobb valószínűséggel gyengítődik, és ez által kevesebb beütésszámot produkál, mint a testfelszín közeléből származó gammasugárzás. Ennek következtében egy egyenletes aktivitású



**29.6. ábra** Attenuációkorrekció – fantomról készült transzverzális kép (**a**: Attenuáció korrekció nélkül; **b**: optimális attenuációkorrekció; **c**: túlzott attenuációkorrekció)

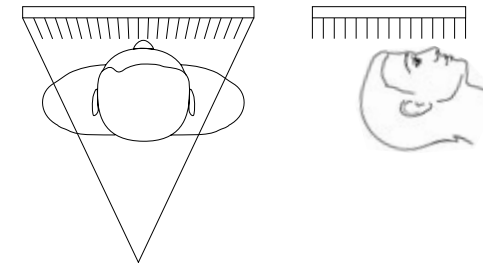
fantomról készült keresztmetszeti kép – például egy homogén eloszlású radioaktív oldattal telt henger – a közepe felé csökkenő aktivitást fog mutatni (29.6. ábra). Ez az attenuációs hatás a vizsgált objektum méretével fokozódik, tehát a test SPECT-vizsgálatánál fokozottabban jelen van, mint egy agyi SPECT-vizsgálatnál. Többféle attenuáció korrekciós módszert dolgoztak ki az évek során. Leggyakrabban a Chang-módszert használják, mely állandó attenuációs együtthatót feltételez a vizsgált objektumban. Egy ilyen megközelítő attenuációkorrigálás természetesen túl- vagy alulkompenzálhat az emberi test vizsgálata során, ezért a módszer működését megfelelő fantomokon kell ellenőrizni a klinikai vizsgálatok bevezetése és alkalmazása előtt.

Az attenuáció nem egyenletes a vizsgált páciensben, különösen a mellkasban a sajátos anatómiai viszonyok miatt egyenetlen az attenuáció. A gyártó cégek a SPECT-kamerához radioaktív forrásokat biztosítanak, melynek segítségével az attenuáció mértékét meg lehet határozni a fotontranszmisszióból származó projekciós adatok révén. Az így nyert projekciós adatokból képrekonstrukció készül, mely gyakorlatilag a szöveti attenuációt feltérképezi (ez a kép elvileg megfelel egy CT-képnek). Végeredményben ezek az attenuációs térképek segítenek a SPECT-képek attenuációmentes rekonstrukciójában. A transzmissziós adatokat általában az emissziós projekciós adatokkal szimultán gyűjtik, mivel ha a két adatsort külön gyűjtenénk, az jelentősen megnehezítené a két adatsor térbeli illesztését. A transzmissziós mérésre alkalmazott radioizotópot úgy választják meg, hogy a betegvizsgálatnál alkalmazott radioizotóp energiája az előzőtől jelentősen eltér. Így különböző spektrális ablakokat használva a transzmissziós és emissziós adatok egymástól pontosan elkülöníthetők. Ugyanakkor a magas energiájú fotonok a betegben és a detektorban szóródhatnak, így az alacsony energiájú spektrális ablakban némi zaj ebből fakadóan megjelenhet. A SPECT-képalkotásban a transzmissziós forrást alkalmazó attenuációkorrekcióra leggyakrabban a miokardiális perfúzió vizsgálatánál van szükség, mivel itt az attenuációs műtermékek akár perfúziós kieséseket is utánozhatnak.

A fenti elméleti megfontolások ellenére a transzmissziós források attenuációkorrekcióban való felhasználása széles körben mégsem elterjedt, számos klinikai tanulmányban vizsgálják az ezzel kapcsolatos újabb technikai fejlesztéseket.

## Coronalis, saggitalis és ferde képek előállítása

A transzverzális képek pixelei, illetve voxelei képrekonstrukció segítségével coronalis vagy saggitalis képekké rendezhetők. A coronalis SPECT-képalkotásban kívánatos és klinikailag hasznos a ferde képek rekonstrukciója, melyek a bal kamra hosszú tengelyével párhuzamosan vagy arra merőlegesen készülnek. A nagymértékű anatómiai variabilitás miatt ezeket a ferde képeket az adott beteg szívének anatómiája alapján kell kijelölni.



29.7. ábra Legyező kollimátor

## SPECT-kollimátorok

A leggyakrabban használt SPECT-kollimátor a nagyfelbontású parallel cellafalú kollimátor, ugyanakkor a SPECT-készülékekre speciális kollimátorokat is kifejlesztettek. A „legyező” kollimátor gyakorlatilag a konvergáló cellafalú és a parallel cellafalú kollimátorok hibridje. Ez azt jelenti, hogy a kollimátor parallel cellafalakkal rendelkezik az  $y$  irányban, tehát a projekciós kép minden sora a vizsgált test egy-egy transzverzális szeletének felel meg. Az  $x$  irányban a kollimátor konvergáló falú és ennek következtében a térbeli felbontó képessége jobb, mint ha parallel cellafalú kollimátor lenne (29.7. ábra). Mivel a legyező kollimátor az egyik irányban konvergáló cellafalakkal bír, a leképezhető látótér (FOV) a kollimátortól való távolság függvényében csökken. Ezért a legyező kollimátort főleg agyi SPECT-vizsgálatoknál használják; ha a test (mellkas, has) SPECT-vizsgálatánál ilyen kollimátort használunk, bizonyos anatómiai részek kiszorulnak a látótérből, mely a rekonstruált képeken műtermékeket fog eredményezni.

**Többfejes SPECT-kamerák.** A kollimáció, valamint az időbeli felbontás okozta hátrányok kiküszöbölése céljából a készülégyártók ma már két- vagy háromfejes szcintillációs SPECT-kamerákat készítenek, melyek a beteg körül el tudnak fordulni. A többfejes kamerák segítségével nagyobb térbeli felbontás érhető el azonos gamma foton emisszió esetén, mint ha egyfejes kamerával dolgoznánk, ugyanakkor a gyártóknak számos technikai nehézséggel kellett megküzdeni a többfejes kamerák fejlesztése során (elektronikai és mechanikai stabilitás). Fontos szempont természetesen, hogy az egyes kamerafejek leképezési paraméterei azonosak legyenek.

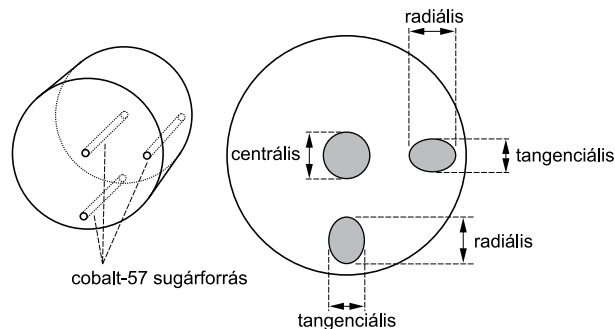
A többfejes SPECT-kamerák többféle elrendezésben léteznek; a kétféjes rögzített kamerák egymáshoz  $180^\circ$ -ra helyezkednek el és egyaránt alkalmazhatók a koponya vagy a test és egész test SPECT-vizsgálatokra. A háromfejes rögzített kamerák szintén jók koponya és test SPECT-vizsgálatokra, de egész test planáris leképezésére már kevésbé. A kétféjes változtatható szögű kamerák rendkívül rugalmasan alkalmazhatók akár a  $180^\circ$ -os beállításban koponya és test SPECT-vizsgálata, a  $90^\circ$ -os beállításban pedig a szív vizsgálatára. (Érdekességképpen említhető, hogy a  $90^\circ$ -os

beállításnál nem tud mindkét kamerafej a testfelszínhez egyforma közelségben lenni, illetve bizonyos régiók a látótérből kimaradnak, ezért a gyártók 76°-os beállítást is lehetővé tesznek.)

## Térbeli felbontás

Úgy, mint egyéb képképző módszereknél, a SPECT térbeli felbontását fantom segítségével vizsgáljuk, ez esetben radioizotóppal töltött kapilláris csövek segítségével, melyeket a kamera forgástengelyével párhuzamosan helyezünk el (29.8.a ábra). A kapilláris csövekről rekonstruált transzverzális képeken a félérték szélesség mérések elvégezhetők. A filterezett visszavetítést alkalmazó rekonstrukciónál egy speciális **ramp** szűrőt alkalmaznak, hogy ez a szűrőfunkció ne csökkentse a felbontóképességet. A térbeli felbontóképességet a SPECT-képképzésben is elsősorban az alkalmazott kollimátor határozza meg. A perifériásan elhelyezkedő sugárforrások tangenciális felbontása lényegesen jobb (7-8 mm félérték szélesség), mint a centrálisan elhelyezkedő azonos méretű sugárforrások felbontása (10-12 mm félérték szélesség), ugyanakkor a geometriai leképezésük nem olyan tökéletes (29.8.b ábra).

A térbeli felbontó képességet ellenőrző minőségi biztosítási protokoll a készülék állapotát ugyan jól tükrözi, de nem feltétlenül reprezentatív a készülék klinikai teljesítőképességére, mivel a fantomméréseknél hosszú mérési idő és a kamerafejek pontosabb geometriai beállítása lehetséges. A betegvizsgálatoknál gyakran a nagyobb hatékonyság miatt alacsonyabb térbeli felbontást alkalmaznak (kollimátor!), és a képrekonstrukciónál használt rekonstrukciós filter is rontja a térbeli felbontóképesség szempontjából az eredményt. Ugyanakkor a többfejes kamerarendszerek kompenzálják az egyfejes SPECT-készülék hátrányait, és klinikailag jobb térbeli felbontás érhető el azokkal.



29.8. ábra A térbeli felbontás ellenőrzése a SPECT-képképzésben (a: A fantom vázlatos képe; b: a fantom keresztmetszeti képének sémája)

A térbeli felbontás a forgástengely hosszának növekedésével romlik. Ezért a koponyáról készült SPECT-képek jobb térbeli felbontással bírnak, mint a testről készült SPECT-képek. Fontos megjegyezni, hogy a kamerafejek a vizsgált testrészhöz optimálisan minél közelebb mozognak, ez is bizonyítja, hogy miért kedvező „testkontúr” adatgyűjtési pályákat használni.

## A SPECT és a hagyományos gammakamera képképzésének összehasonlítása

Elméletileg a SPECT a gammakamerával történő képképzéshez hasonló térbeli felbontást nyújt. Ugyanakkor a klinikai rutin képképzésben ez a feltételezés nem állja meg a helyét. Egyrészt a hagyományos gammakamerával történő leképezésnél a vizsgált testrészhöz közelebb van a kamerafejhez, másrészt a SPECT-nél alkalmazott rövid adatgyűjtési idő alacsonyabb felbontású kollimátor használatát teszi szükségessé a megfelelő fotonszám eléréséhez. A hagyományos gammakamerás képképzésben a vizsgált szerv előtt és mögött elhelyezkedő szövetekből is származhatnak gamma fotonok, melyek egyértelműen kontrasztcsökkentő hatásúak. Mi több, ha az átfedő struktúrák aktivitása egyenetlen, ez az aktivitás rávetülhet (szummálódhat) a vizsgált szervre, és mint ilyen jelentős zajt „teszt” a vizsgált szerv képére, mely annak megítélését nagymértékben nehezítheti. A SPECT-képképzés legnagyobb előnye, hogy a fent említett szuperpozíciók nem jönnek létre, és ezáltal a szummációból eredő zajokat eliminálni lehet. A SPECT másik előnye, hogy az attenuációból és a szóródásból eredő hatásokat részben korrigálni lehet.

## 30. fejezet

## PET

Emri Miklós, Mikecz Pál, Trón Lajos, Balkay László

## Bevezetés

A nukleáris medicina képalkotó diagnosztikai módszerei segítségével információt lehet szerezni az élő szervezetben lejátszódó biokémiai folyamatokról. Az eljárások közé tartozó SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) és a pozitronemissziós tomográfia (PET) módszerek alkalmazása során, általában intravénás módon, radioaktív izotópokkal jelölt vegyületeket (radiofarmakonokat, nyomjelző molekulákat, radiotracer-eket) juttatnak a vizsgálatban résztvevő személy szervezetébe. A beadott, jelzett molekulák kialakítanak egy olyan egyensúlyi eloszlást, amelynek jellemzői bizonyos mértékben tükrözik a szervezeten belüli történéseket. Ezek a folyamatok függenek a vizsgált szervek, szövetek aktuális állapotától, ezért ezekkel az ún. funkcionális vizsgálómódszerekkel nyert eredményekből következtetni lehet azok állapotára, ami vonatkozhat egészséges egyének fiziológiás állapotára, betegekben kialakuló kóros állapotra vagy speciálisan megtervezett mentális tevékenységet kísérő, agyi anyagcsere-változásokkal járó állapotokra [1,2].

A PET- és a SPECT-berendezések, és egyúttal a PET- és SPECT-vizsgálati módszerek közötti különbségeket a radiofarmakon-jelölésre használt izotópok különbözősége határozza meg. A SPECT-készülékekkel olyan izotópok használhatók, amelyek bomlásuk során egy alacsony energiájú gammafotont bocsátanak ki, míg a PET-vizsgálatok során csak pozitront emittáló izotópok (PET-izotópok) használhatók. Léteznek ugyan olyan speciális SPECT-berendezések, amelyek alkalmasak a PET-izotópokkal jelölt molekulák térbeli eloszlásának leképezésére (SPET), de ezt a készüléktípust a PET-készülékekhez viszonyított alacsonyabb érzékenységük, valamint a PET-módszer dinamikus fejlődése háttérbe szorította.

A SPECT- és PET-vizsgálati módszereket egyaránt a nukleáris medicina területéhez soroljuk, azonban a használt izotópok fizikai és kémiai különbözősége meghatározó szerepet játszik egy PET-labor és egy hagyományos nukleáris medicinai laboratórium üzemeltetése során felmerülő, a radiokémiát, leképezéstechnikát valamint a vizsgálati és képfeldolgozási módszereket érintő kérdésekben.

## PET-izotópok és -radiofarmakonok

Egy komplex PET-laboratórium működésének alapját képezi a radiogyógyszer-gyártás, amely a felhasznált izotópok rövid felezési ideje miatt a legtöbbször helyben történik. A radiogyógyszerek előállítását az izotóptermelet, a kémiai szintézis, a formulázás és a minőség-ellenőrzés szakaszaira bontható. A PET-vizsgálatokban felhasznált radiogyógyszerek sokáig kísérleti anyagoknak minősültek, így nem vonatkoztak rájuk a gyógyszergyártás szigorú szabályai. Az utóbbi évtizedben a helyzet sokat változott, néhány készítmény már bekerült a gyógyszerkönyvekbe, és a radiogyógyszereknél is megkövetelik a szabályos gyógyszergyártás (Good Manufacturing Practice, GMP) körülményeit [3].

**PET-izotópok.** A PET-vizsgálatoknál neutronhiányos – pozitron emittáló – izotópokat alkalmaznak, amelyeket általában ciklotron segítségével állítanak elő. Több olyan elem is létezik, amelynek van ilyen izotópjá, azonban diagnosztikai és orvosi biológiai kutatási célokra leggyakrabban azt a négy könnyű izotópot használják, amelyek felezési ideje perces nagyságrendű (30.1. táblázat):  $^{11}\text{C}$  (~20 perc),  $^{13}\text{N}$  (~10 perc),  $^{15}\text{O}$  (~2 perc) és  $^{18}\text{F}$  (~110 perc).

## 30.1. táblázat A leggyakrabban használt PET-izotópok és fontosabb jellemzőik

Izotóp	Felezési idő (perc)	Előállítás	Átlagos úthossz vizes közegben (mm)	Radiofarmakon/felhasználás
$^{11}\text{C}$	20,3	ciklotron	1,2	Metionine, flumazenil, ...
$^{13}\text{N}$	9,97	ciklotron	1,3	ammónia
$^{15}\text{O}$	2,3	ciklotron	1,6	víz, butanol
$^{18}\text{F}$	109,8	ciklotron	1,2	FDG, dopa
$^{68}\text{Ge}$	271 nap	gyorsító	1,7	technikai mérések

A  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  „biológiai” izotópok, azaz az élő szövetekben igen nagy mennyiségben előforduló elemek izotópjai, ezért viszonylag könnyen beépíthetők több olyan molekulába, amelynek élet-tani jelentősége van. A  $^{18}\text{F}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{13}\text{N}$  és  $^{11}\text{C}$  izotópok mindegyikét jó hozammal lehet előállítani alacsony energiájú ciklotronokkal is. Az ilyen berendezések üzemeltetése viszonylag egyszerű, ezért egészségügyi intézménybe való telepítésük megoldható. Az izotóp előállítását szolgáló magreakció kiválasztásánál fontos szempont a magreakció hozama, a keletkezett izotópok kémiai formája, valamint az elérhető specifikus aktivitás (a jelölt és a nem jelölt molekulák arányára utaló paraméter). Ez utóbbinak azért van különös jelentősége, mert az inaktív/aktív formák kedvezőtlen aránya közvetlenül befolyásolja a szöveti aktivitásfelhalmozódás mértékét.

Egy PET-laboratóriumban a négy diagnosztikai izotóp mellett még alkalmaznak olyan „technikai” izotópokat is (pl.  $^{68}\text{Ge}$ ), amelyek a PET-kamera kalibrálásához és a leképezési módszerek minőségbiztosításához használnak.

A PET-izotópok rövid felezési ideje rendkívüli jelentőséggel bír a humán alkalmazás szempontjából, mivel a gyors bomlás csökkenti a szükségszerűen fellépő sugárterhelést. Azonban ez a kedvező

tulajdonság nagymértékben le is lassította a PET-módszer fejlődését és terjedését, hiszen a rövid felezési idő kizárja vagy legalábbis kis távolságra korlátozza az izotóp- és radiofarmakon-szállítás lehetőségét. A gyakorlatban ez azt jelenti, hogy egy PET-diagnosztikát végző laboratóriumot egy PET-farmakonokat gyártó laboratóriumtól csak két-három órás „szállítási távolságra” lehet telepíteni, de azt is csak úgy, hogy csak az  $^{18}\text{F}$  izotóppal jelölt farmakonok használhatók. A többi izotóp esetében a szállítás kizárható, így a szénnel, oxigénnel vagy nitrogénnel jelölt radiofarmakonok használata csak ott lehetséges, ahol a radiokémiai laboratórium a PET-kamera közvetlen közelében üzemel. Ennek megfelelően a PET-laboratóriumok két csoportba sorolhatók. Az elsőbe tartoznak a csak diagnosztikai feladatokat ellátó, és csak  $^{18}\text{F}$  izotóppal jelölt radiofarmakonokat használó laboratóriumok, míg a második csoportba sorolhatók a komplex radiokémiai laboratóriummal felszerelt PET-központok, ahol az elérhető PET-vizsgálatok palettája rendkívül széles lehet, hiszen a rövid felezési idejű izotópokkal jelölt molekulákkal is végezhető vizsgálat. Mivel a  $^{11}\text{C}$  izotóppal jelölt molekulák száma folyamatosan bővül, a PET-kamera közelében előállított radiogyógyszerek alkalmazásának jelentősége növekszik, így ezekben a laboratóriumokban a rutindiagnosztikai munka mellett olyan vizsgálatok is végezhetőek, amelyek a *klinikai vagy alapkutatóshoz*, valamint a *gyógyszerfejlesztéshez* kapcsolódnak.

### Ciklotron és izotóptermelés

A PET-technikában felhasznált gyorsítók ún. kompakt ciklotronok. Az alacsony energiák, valamint az egyfelhasználós üzemmód miatt ezeknek a berendezéseknek igen egyszerű a konstrukciója. A  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  és  $^{18}\text{F}$  izotópok előállítására használt „dedikált” gyorsítók kivétel nélkül negatív ionokat gyorsítanak.

Az izotóp előállítása az ún. target-kamrában történik. A target-kamra egy olyan berendezés, amibe a target-anyag úgy helyezhető el, hogy azt a ciklotron ionnyalábja egy vékony fólián keresztül bombázhassa (besugárzás). A besugárzás ideje a használt target-anyagtól, a nyalábénergiaától, valamint a termelendő izotópmennyiségtől függ. A besugárzás végén az izotópot a target-kamrából egy speciális berendezés segítségével kivonják és a radiokémiai szintézist végző berendezéshez (*szintézis panel*) továbbítják.

Egy ciklotron beszerzése, telepítése és üzemeltetése rendkívül költséges feladat. A PET-kamerák mellett üzemeltetett, orvosi célra kifejlesztett kisméretű ciklotronok sugárvédelme és gépészeti kiszolgálása speciális épületet vagy épületrészt igényel.

### Radiokémiai szintézis, radiogyógyszer-előállítás

A radiogyógyszerek kémiai szintézise során a *jelölő ágens* előállítása általában megelőzi magát a szintézist. A legfontosabb jelölő ágensek közé tartozik a  $^{11}\text{C}$  izotóppal jelzett vegyületek szintéziséhez használt  $^{11}\text{C}$ -metiljodid, illetve a  $^{18}\text{F}$  jelölések során alkalmazott vízmentes  $^{18}\text{F}$ -fluoridion és a  $^{18}\text{F}$ - $\text{F}_2$  molekula.

A sikeres szintézis alapfeltétele az alkalmas *prekurzor-molekula* megtervezése és előállítása. Ha rendelkezésre áll a jelölő ágens és a prekursor-molekula, ki lehet dolgozni a szintézis feltételeit. A szintézis megvalósításánál nehézséget jelent, hogy *rendkívül kis mennyiségű radioliganddal kell dolgozni* (pikomólok), és figyelembe kell venni a *sugárzás miatti kémiai effektusokat* is. Az alkalmazott izotópok rövid felezési ideje miatt a *reakcióidő* is fontos paraméter. Ezek a szempontok indokolják a sugárzás ellen védő, *ólomárnyékolású elszívőfülkék és teljesen automatizált szintézis panelek* alkalmazását.

A radioaktív, jelzett vegyületet steril, pirogénmentes injekció formájában kell előkészíteni. A tisztítás után nyert oldat ionerősségét nátrium-kloriddal izotóniásra állítják be, majd sterilizálják. A sterilizálást a rövid felezési idő miatt mikrobiológiai tisztaságot biztosító szűrővel lehet megoldani, de megfelelő biztonságot csak a szintézis során felhasznált alapanyagok és eszközök pirogénmentessége és steril használata adhat.

A PET-radiofarmakonok minőség-ellenőrzését a felhasznált izotópok felezési ideje miatt gyakran nem lehet elvégezni a gyógyszer beadása előtt, ellentétben a hagyományos gyógyszerekkel, ezért a gyártási folyamat során nagy hangsúlyt kell fektetni a minőségbiztosításra. Csak különös gonddal ellenőrzött alapanyagokból szabad kiindulni, validálni kell a berendezések megfelelő működését és minden olyan tényezőt, ami befolyással lehet a végtermék minőségére. Az utólagosan elvégzett minőség-ellenőrzésnek meg kell erősítenie a minőségbiztosított rendszer hibátlan működését.

### Fontosabb radiofarmakonok

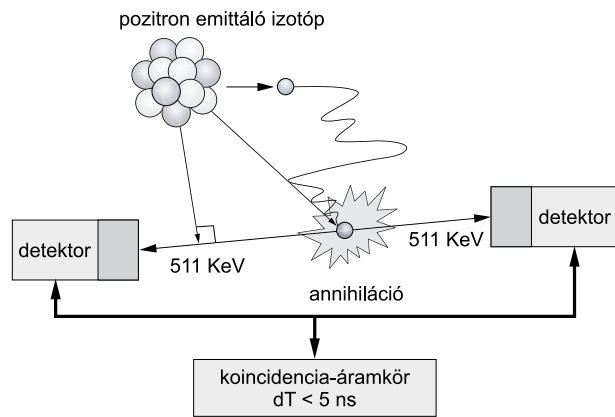
A PET-vizsgálatokban leggyakrabban a  $^{18}\text{F}$  izotóppal jelölt *fluoro-dezoxiglükózt* (FDG) használják. Az FDG szöveti eloszlásának ismeretében különböző fiziológiás folyamatok (pl. neuron-aktivitás, szív-izomműködés) és patológiás elváltozások (pl. gyulladások, tumorok) mutathatók ki [7, 8, 9].

Alacsony grádusú tumorszövet azonosítása céljából lehet alkalmazni az ugyancsak metabolikus radiofarmakonok közé tartozó  $^{11}\text{C}$ -metionint.

A PET-módszert nagy érzékenysége alkalmassá teszi a receptorstátus tanulmányozására, amelyhez  $^{18}\text{F}$ - vagy  $^{11}\text{C}$  izotóppal jelölt *receptor-ligandokat* állítanak elő. Mivel a  $^{11}\text{C}$  izotóppal jelölt és a jelületlen molekula biológiai szempontból teljesen azonos tulajdonságú, a fluorral történő jelölés ezen a területen egyre inkább a háttérbe szorul [11].

A szövetek vérellátásának (a szöveti perfúzió) tanulmányozásához olyan kisméretű molekulák alkalmasak, amelyek az erekből könnyen kilépnek az érfalakon át, és a szövetekben viszonylag szabadon diffundálnak, így az erek közvetlen közelében nagyon rövid idő alatt egyenletesen elosznak. Erre a célra  $^{13}\text{N}$ -el jelölt *ammóniát* vagy  $^{15}\text{O}$  izotóppal jelölt *butanol-* vagy *víz-molekulákat* használnak.





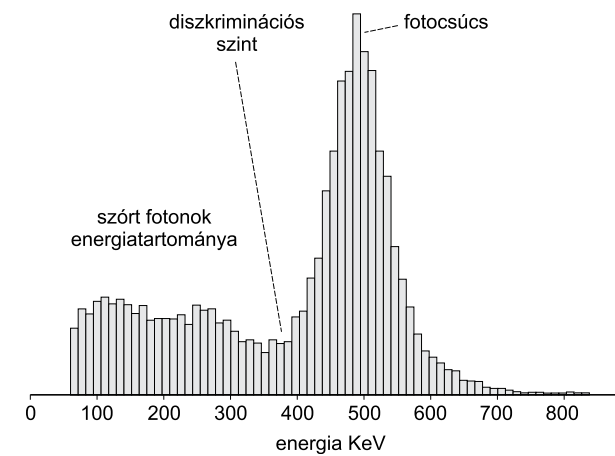
30.1. ábra Pozitron–elektron kölcsönhatás és az 511 keV-os gammafoton-pár detektálása

## A PET-kamera

### A pozitron emittáló izotópok detektálása

Egy pozitron emittáló izotóp bomlásából származó pozitron a bomlás helyétől bizonyos távolság megtétele után lefékeződik, és a környezet elektronjaival ún. *annihilációs kölcsönhatásba* lép. Ennek eredményeképpen a pozitron–elektron pár „eltűnik”, és két, 511 keV energiájú „annihilációs” gamma részecske (foton) keletkezik, amelyek a kölcsönhatás helyét egy egyenes mentén, egymással ellentétes irányban hagyják el (30.1. ábra). A pozitron által megtett út a pozitron energiájának és a környezet sűrűségének függvénye, vizes közegben általában 1–2 mm. Ahhoz, hogy egy szcintillációs detektorpárral be tudjuk azonosítani az egy bomlásból származó fotonpárokat, a két detektort egy speciális időmérő elektronikával, ún. *koincidencia-áramkörrel* kell összekötni. Ez az áramkör akkor, és csak akkor ad ki jelet, ha a két detektor által érzékelt, megfelelő energiájú fotonok detektálása közötti időkülönbség kisebb, mint a *koincidencia időablak* (pl. < 3 ns). Ha ezt a jelet egy számlálóhoz illesztjük, akkor a számláló tartalma a két detektor közé elhelyezett pozitron-bomlások számával arányos értéket fog mutatni.

Az 511 keV-os fotonok érzékeléséhez használt detektor *szcintillációs kristályból*, *foto-elektron sokszorozóból* (PMT: photomultiplier tube) és egy speciális *jelfeldolgozó elektronikából* áll. A szcintillációs kristályban a fotonok lefékeződnek, aminek hatására a kristályban a leadott energiával (azaz a foton energiájával) arányos intenzitású *fényfelvillanás* keletkezik. A leggyakrabban alkalmazott szcintillációs kristályok: BGO (*bizmut-germánium-oxid*), GSO (*gadolinium-ortoszilikát*), LSO (*lutécium-oxi-ortoszilikát*) és LYSO (*lutécium-ittrium-ortoszilikát*). Bár ezek fizikai jellemzőit nagyon sok módon lehet karakterizálni, PET-detektorban történő alkalmazásuk szempontjából a legfontosabb paraméterek – az ár mellett – mégis a gamma foton abszorpció, a *fényhozam* és az ún. *re-*



30.2. ábra Pozitron emittáló izotóptól származó, 511 keV-os fotonok detektálásakor keletkező energiaspektrum

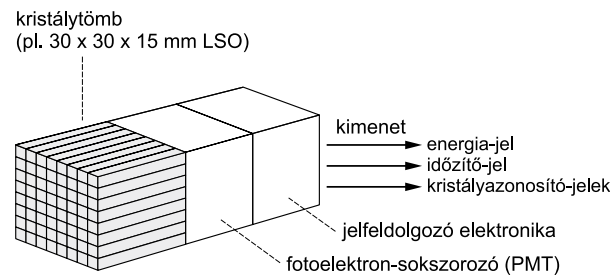
*laxációs idő*. Az abszorpció határozza meg, hogy milyen érzékeny lesz egy detektor, a fényhozam befolyásolja a térbeli és az energiafelbontást, a relaxációs idő pedig a mérés szempontjából kieső „holtidőhöz” járul hozzá. A korszerű kamerák LSO vagy LYSO kristályokból épített detektorrendszer tartalmaznak, a BGO alkalmazása egyre inkább háttérbe szorul.

A kristályban keletkező fényt a PMT olyan *elektromos jellé* alakítja át, amit a vezérlő elektronika fel tud dolgozni. A detektormodul kimenetén megjelenő jel az érzékelt fotonok energiájával lesz arányos. Ha egy ilyen detektor jeleit kalibráljuk, azaz minden jelintenzitáshoz hozzárendelünk egy energiaértéket, és egy mérés során a kalibrált jelekből egy *energiaspektrumot* készítünk, akkor a 30.2. ábrán láthatóhoz hasonló energiaeloszlást kapunk. A spektrum segítségével meghatározható az a *diszkriminációs szint*, amely alatt már főleg csak a szórt (Compton) fotonok energiája található. E szint felett található a mérések szempontjából fontos *fotocsúcs*, azaz a képképzéshez használható, kevésbé szórt (kevés energiavesztéssel detektált) fotonok energiatartománya. A mai PET-kamerák tipikus *energiaablaka* a 450–650 keV tartomány (*energiaablak: energiaintervallum, amelyen belüli energiájú fotonokat a képképzéshez felhasználnak*).

### PET-detektormodul, -detektorrendszer

Egy jellegzetes PET-detektormodul *sok túkristályból* fényzáró rétegek mentén összerakott *kristálymátrixból* és egy vagy több, fényvezető réteggel illesztett *PMT-ből* áll. Egy ilyen modul jelfeldolgozó elektronikája kimenetén az *energiával arányos analóg jel* mellett egy, a *koincidencia áramkörök*





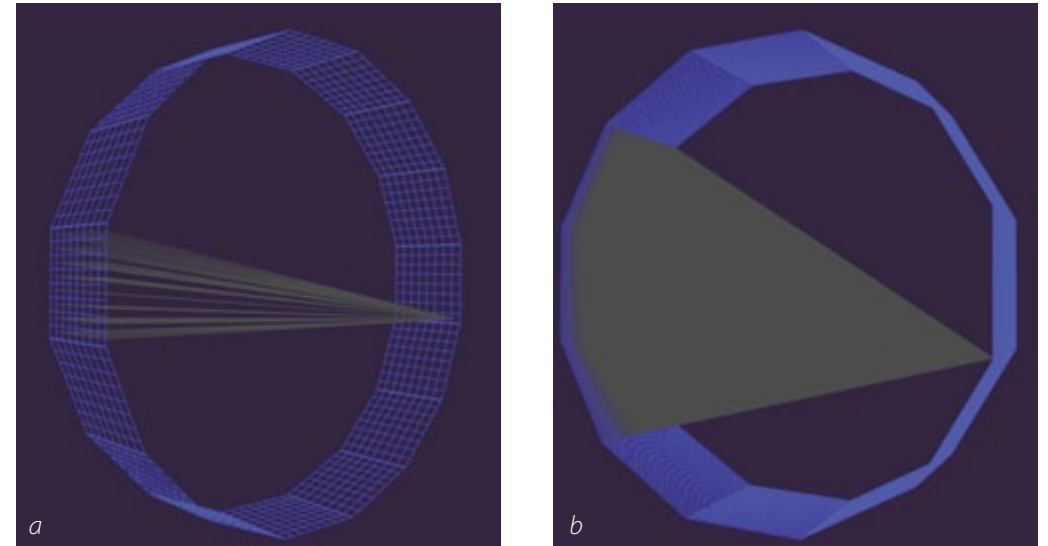
**30.3. ábra** Egy integrált PET-detektormodul sematikus rajza. A kristálytömb megfelelő fotovezető segítségével illeszkedik a fotoelektron-sokszorozóra, aminek a jeleit egy, a detektormodul részét képező elektronika dolgozza fel. A modul kimenetei szolgáltatják azokat a jeleket, amelyek segítségével ilyen modulokból teljes gyűrű építhető

számára használható időzítő jel és egy vagy több, a felvillanó kristály pozícióját azonosító jel található meg (30.3. ábra). Abban az esetben, amikor a jelfeldolgozó elektronikát nem integrálják a detektormodulhoz, hasonló típusú áramkörök egy központi jelfeldolgozó egység részét képezik. Függetlenül attól, hogy az energia-, időzítő- és pozíció jeleket egy integrált vagy egy központi áramkör állítja elő, ezek a jelek a bemenetei a további jelfeldolgozásnak, ahol az energiadiszkrimináció és a koincidenciaszűrés történik.

A PET detektorrendszere a modulokból felépített detektorgyűrű. A gyűrű átmérőjét humán PET-készülékek esetében úgy határozzák meg, hogy a „hasznos látótér átmérője” 50–55 cm legyen (radiális látótér, *radial FOV – field of view*). Az egy gyűrűben elhelyezett detektormodulok között koincidenciakapcsolatokat építenek ki speciális áramkörök segítségével. Egy modul több, a gyűrűben átellenesen elhelyezkedő (az összes modulok számának kb. 1/3-1/2 részével azonos számú) modullal áll koincidenciakapcsolatban. A koincidenciakapcsolat jellemzésére az 1-n jelölést használják, ami azt jelenti, hogy 1 detektor minden kristálya n db szemközti detektor minden kristályával koincidenciakapcsolatban van. A detektorgyűrű axiális (a gyűrű síkjára merőleges) látótérét úgy határozzák meg, hogy azzal az agyi PET-vizsgálatok az agy elmozdítása nélkül elvégezhetőek legyenek, azaz típustól függően az axiális látótér általában 1525 cm közötti érték (axiális látótér, *axial FOV*).

### Az adatgyűjtés

A PET-detektorrendszer logikai modellje – a fizikai felépítéstől függetlenül – egy olyan hengerpalást vagy egy hengerpalástot érintő sokszög, aminek a felszínén az egyedi kristályok helyezkednek el. Egy kristálytíppárhoz rendelhető koincidenciavonal pedig egy olyan 3D térbeli szakasz, amely a két kristály középpontját összeköti. Egy kristályhoz rendelt összes koincidenciavonal egy



**30.4. ábra** A bal oldali ábrán egy  $8 \times 8$ -as kristályokat tartalmazó, 16 detektormodulból álló 1-1 koincidenciakapcsolattal rendelkező detektorrendszer esetében mutatja be egy kristály esetében a koincidenciavonalak halmazát. A jobb oldali ábrán  $35 \times 35$ -ös kristálmátrixokból álló, 12 detektort tartalmazó 1-3 koincidenciakapcsolattal rendelkező rendszer esetében látható ugyanez az eloszlás **a**: 16 db  $8 \times 8$ -as modul **b**: 12 db  $35 \times 35$ -ös modul

kúpszerű térrészben helyezkedik el. A 30.4.a ábrán  $8 \times 8$ -as kristályokat tartalmazó, 16 detektormodulból álló 1-1 koincidenciakapcsolattal rendelkező detektorrendszer esetében mutatja be az egy kristályhoz tartozó koincidenciavonalak halmazát ( $1 \times 8 \times 8 = 64$  vonal). A 30.4.b ábrán  $35 \times 35$ -ös kristálmátrixokból álló, 12 detektort tartalmazó 1-3 koincidenciakapcsolattal rendelkező rendszer esetében látható ugyanez az eloszlás ( $3 \times 35 \times 35 = 3675$  vonal). Valódi PET-rendszerek esetében a 3D koincidenciavonalak száma 100 milliós nagyságrendű. Ekkora mennyiségű koincidenciafeltétel figyelésére, az adatok kezelésére hatékonyan csak a XXI. században kifejlesztett kamerák esetében van lehetőség.

A 3D koincidenciavonalak mentén történő adatgyűjtést 3D gyűjtési módnak nevezzük. Történelmi okok miatt meg kell említeni a 2D adatgyűjtési módot, ami azt jelentette, hogy egy kristálytű esetében csak az azonos vagy a szomszédos síkban lévő szemközti kristályok esetében figyelték a koincidenciakapcsolatot.

A 3D adatgyűjtés célja az, hogy egy gyűjtési időintervallumban meghatározzuk, hogy hány pozitronemittáló bomlás következett be az egyes koincidenciavonalak mentén. Ha egy bomlást követő pozitron-elektron annihiláció következtében keletkező két gamma foton elnyelődik a

detektorrendszer egy-egy szcintillációs kristályában, és a detektálásuk között eltelt idő kevesebb, mint a koincidenca-időablak, akkor az adatgyűjtő elektronika ezt koincidencaeseményként érzékeli, és az eseményt hozzárendeli a megfelelő koincidencaivonalhoz. Ez a hozzárendelés valójában azt jelenti, hogy regisztráljuk azt a tényt, hogy „valahol a koincidencaivonal mentén történt egy bomlás”, de a bomlás helyéről pontosabb információ nem áll rendelkezésre. Természetesen nagyon sok olyan annihiláció történik a látótérben, amelyek során keletkező fotonpár közül a detektorrendszer csak az egyik fotont detektálja. Ezek az ún. single (egyedi) események, amelyek számlálása ugyan megtörténik, de mivel megfelelő eseménypárjuk nincs, az adatgyűjtő program ezekkel az eseményekkel a későbbiek során nem foglalkozik. A detektorrendszer terhelését a másodpercenként feldolgozott egyedi és koincidencaesemények számával jellemezzük (count rate). Mértékegysége a CPS (count per secundum), vagy a KCPS (kilo CPS), MCPS (mega-CPS). Az időegységként feldolgozott koincidencaesemények aránya az egyedi eseményekhez átlagosan 5%. Az adatgyűjtés történhet *list-módban* vagy *hisztogram-módban*:

- *List-módú az adatgyűjtés*, ha az egyes koincidencaivonalakhoz rendelt eseményeket egy listában, a detektálásukkal azonos sorrendben tároljuk. Hátránya, hogy nagyon nagy méretű (1-100 Gbyte) adatfájlok keletkezhetnek. Előnye, hogy a képrekonstrukcióhoz rendelt időablak – azaz, hogy mely időintervallumban érkezett események kerüljenek bele a rekonstrukcióba – utólagosan, tetszőleges módon változtatható.
- *Hisztogram-módú a gyűjtés*, ha az egyes koincidencaivonalakhoz rendelt eseményeket nem tároljuk, hanem detektálásukkor a koincidencaivonalakhoz rendelt számláló értékét növeljük. Hátránya, hogy a gyűjtési időintervallum utólag nem változtatható. Előnye viszont, hogy kezelhető méretű (10-100 Mbyte) adatfájlok keletkeznek.

A list-módú adatgyűjtés során keletkezett adatfájlok utólagos feldolgozásával a hisztogram-módú gyűjtéssel azonos szerkezetű adatfájlok állíthatók elő.

## A képrekonstrukció

A képrekonstrukció problémája: *egy gyűjtési periódusban a 3D koincidencaivonalanként rögzített eseményszámok ismeretében hogyan határozható meg a gyűjtés alatt a látótérbe elhelyezett 3D radioaktivitás eloszlás?*

Ennek a problémának többféle matematikai és szoftveres megoldása létezik. A rekonstrukciós és korrekciós módszerek fejlesztése, finomítása intenzíven kutatott képfeldolgozási területnek számít. A rekonstrukciós módszereket csoportosíthatjuk a *keresett eloszlás dimenziója* (2D vagy 3D), valamint az *alkalmazott matematikai módszerek* szerint.

## 2D és 3D rekonstrukciós eljárások, rebinelés

*3D rekonstrukciós* eljárásnak nevezzük azt a módszert, amikor 3D adatgyűjtésből származó koincidencaesemények felhasználásával 3D radioaktivitás-eloszlást határozunk meg. A *2D rekonstrukciós* módszerrel ezzel szemben 2D koincidencaivonalakból 2D radioaktív eloszlás állítható elő. (2D koincidencaivonal: a vonalat meghatározó kristályok egyazon, a kamera axiális tengelyére merőleges síkban helyezkednek el.) Amíg a kamerák 2D adatgyűjtési módban működtek, kizárólag 2D rekonstrukciós eljárásokat használtak. A mai kamerák esetében csak 3D adatgyűjtés érhető el, ezért kézenfekvő, hogy 3D rekonstrukciós eljárásokat használjunk. A 3D módszerek azonban rendkívül számolás- és memóriaigényesek, ezért ún. *rebinelési eljárások használatával a 3D mérésből származó adatokat 2D mérésből származó adatokká rendezik*, majd egy számolásigényes 3D rekonstrukció helyett több, gyors 2D rekonstrukciós eljárást alkalmaznak a látótérbeli eloszlás metszetenkénti meghatározására.

Többféle rebinelési módszert dolgoztak ki, ezek közül két módszer az, amivel a klinikai rutinban is lehet találkozni:

- *Single Slice Rebinning (SSRB)*. E módszerrel a nem azonos síkokban lévő kristályokhoz rendelt 3D koincidencaivonalakban detektált beütésszámokat a két sík között középen elhelyezkedő síkban lévő, azonos irányultságú 2D koincidencaivonalhoz rendelik. Az azonos síkban lévő kristályok közötti koincidencaivonalak mérési adatait változtatás nélkül használják fel.
- *Fourier Based Rebinning (FORE)*. E módszerrel a 3D koincidencaivonalak térbeli eloszlásának Fourier-modelljét alkalmazzák a kamera axiális tengelyére merőleges síkokban elhelyezkedő 2D koincidencaivonalakban mérhető beütésszámok becslésére.

A rebinelési eljárások torzítják a 3D koincidencaivonalakban mért adatokat, így a 2D rekonstrukciós eljárásokkal előállított kép minősége szükségszerűen rosszabb mint a 3D módszerrel előállított kép minősége. Azaz a 2D módszerek alkalmazása egy kompromisszum a számolási idő és a képminőség között.

## Rekonstrukciós módszerek

A képrekonstrukció problémát többféle matematikai modellel lehet leírni. Ennek megfelelően lehet az eljárásokat csoportosítani:

- Analitikus módszerek
  - Szűrt visszavetítés (FBP: Filtered Backprojection)
- Iteratív módszerek
  - Algebrai modell alapú módszer
    - ◊ ART (Algebraic Reconstruction Technique)
    - ◊ MART (Multiplicative Algebraic Reconstruction Technique)
    - ◊ stb.

- Statisztikai modell alapú módszerek
  - ◇ Súlyozott módszerek
  - ◇ Maximum Likelihood (ML) becslésen alapuló módszerek
  - ◇ EM-ML (Expectation Maximization Maximum Likelihood)
  - ◇ OSEM (Ordered Subset Based EM)
  - ◇ MAP-OSEM, MAP-EM (Maximum A Posteriori OSEM, EM)
  - ◇ RAMLA (Raw Action Maximum Likelihood Algorithm)
  - ◇ stb.

A legfontosabb eljárások, amelyekkel a gyakorlatban is lehet találkozni: FBP, EM, OSEM, MAP-OSEM, RAMLA. Mindegyik módszernek létezik 2D és 3D megvalósítása. Ha 2D eljárásról van szó, akkor általában a rebinelési módszer nevét is jelzik az alkalmazott rekonstrukció esetében. Pl. a FORE-OSEM módszer azt jelenti, hogy a 3D adatgyűjtés után FORE rebinning eljárással előállított 2D mérési adatokon végeznek OSEM rekonstrukciót.

Az FBP eljáráshoz a mérési adatokat a rebinelésen túl még ún. sinogram-okba kell rendezni. Ez további torzítást jelent, ezért ezt a módszert kizárólag akkor alkalmazzák, amikor ezt valamilyen protokoll előírja (pl. a kamera minőségi paramétereinek meghatározásához készített NEMA szabvány). Az FBP-nek így elsősorban történelmi jelentősége van: abban az időben alkalmazták, amikor a számítógépek számolási teljesítménye az iteratív eljárásokat még nem tette lehetővé.

Az EM (használatos még MLEM, EM-ML jelölés) módszer iteratív eljárás, a PET-kamera Poisson jellegű statisztikai modelljével leírt rekonstrukciós probléma Maximum Likelihood becsléssel levezetett megoldása. A Poisson modell segítségével olyan egyenletrendszer írható fel, amelyben az ismeretlen a látótérbe helyezett radioaktivitás eloszlás, az ismert adat pedig a 2D/3D koincidenziavonalak mentén detektált beütésszámok halmaza. Ennek az egyenletrendszernek a megoldásával előállítható a keresett 2D/3D radioaktív eloszlás. A megoldás egyik lehetséges módja, hogy az ún. Maximum Likelihood becslést alkalmazzuk, amire nincs ugyan korrekt analitikus levezetés, de fokozatos közelítéses (iteratív) numerikus matematikai módszerrel az egyenlet megoldható, azaz a keresett kép meghatározható. Az EM módszer előnye, hogy az iterációk során a Likelihood függvény konvergál a maximum értékéhez, ami azt jelenti, hogy az iteratív eljárás folytatásával egyre jobban közelít a kapott kép a Poisson modell által optimálisnak ítélt képhez. Hátránya viszont, hogy lassú, több száz iteráció után ad csak helyes eredményt, emellett jelentős a zajérzékenysége, azaz csak jó statisztikájú mérési adatok esetén várhatunk megfelelő eredményt. Mivel a PET-mérésekre nem jellemző a jó statisztika (gondoljunk az 5%-os koincidenzia-single arányra), az iterációk során a kapott kép egyre simább lesz, így nagyon nehéz meghatározni az optimális iteráció számot.

Az OSEM módszerrel az EM módszer lassú konvergenciáját lehet orvosolni: az eljárás lényegesen gyorsabb, mint az EM, és így 10-es iteráció-szám esetén már elérhető a megfelelő minőségű kép. Hátrány viszont, hogy a konvergencia sérülhet, így a kép minősége romlik, a zajérzékenység tovább nő. Ezért az OSEM módszer paramétereit (subset-ek száma, iteráció szám) egy kalibrációs

folyamat során kell meghatározni. A legtöbb rendszer nem is engedi, hogy a felhasználók ezeket a paramétereket szabadon változtassák, hiszen így a gyártó nem vállalhat garanciát a kép minőségére.

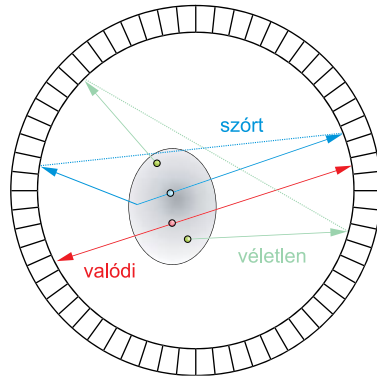
A MAP eljárással iterációnként végzett korrekcióval próbálják a zajérzékenységet és az EM simítási hatását csökkenteni, így az OSEM módszer kibővített eljárásának tekinthető. Az alap gondolata az, hogy az iterációk során keletkező radioaktív eloszlás változását valamilyen feltételhez kötik, ami lehet anatómiai jellegű (anatomical prior) vagy egyszerű statisztikai jellegű megoldás (median prior). A MAP módszer számolásigényesebb eljárás, mint az OSEM, de megfelelő feltételválasztással jobb minőségű rekonstruált kép állítható elő vele.

A RAMLA módszer a Poisson modellből származtatott rekonstrukciós egyenlet Maximum Likelihood becslésének speciális megoldását adja. Gyorsabb konvergenciát biztosít, mint az OSEM, viszont alkalmaz egy ún. relaxációs paramétert, aminek iterációnkénti állítása befolyásolja a rekonstrukció jóságát. Alkalmazása csak megfelelően meghatározott relaxációs módszer esetén hatékony, e módszer általában a gyártók által kikísérletezett eljárás, amit a felhasználók nem változtathatnak.

### Torzító hatások, korrekciós eljárások

A PET-képek rekonstrukciója csak megfelelő *korrekciós eljárásokkal* együtt végezhető el. A *valódi koincidenčiaesemények (true-events)* mellett ugyanis számolni kell a *Compton-szóródás (scatter-events)* vagy a *véletlen egybeesés (random-events)* miatt tévesen regisztrált események torzító hatásával. Ezek az események úgy keletkeznek (30.5. ábra), hogy az összetartozó, 511 keV-es annihilációs gamma fotonok helyett az egyidejűleg „megszólaló” két detektor nem egyazon annihilációból származó fotonpárt rendel össze, azaz „téves” eseményazonosítás következik be. Továbbá meg kell még azt is jegyezni, hogy a Compton-szóródás a szcintillációs kristályban is jelentős lehet (a teljes szórt események 20–30%-a), ami jelentősen rontja a kamera térbeli felbontását. Az ilyen eseményeket törölni kellene a tárolt események közül, mert a véletlen koincidenziakapcsolatban megszólaló detektorok által meghatározott egyeneshez nem rendelhető annihilációs kölcsönhatás. Bár az egyedi koincidenčiaeseményekről nem dönthető el, hogy azok éppen valódi, szórt vagy véletlen események, a szórt és a véletlen átlagértéke koincidenziavonalanként modellszámítással becsülhető. Így a becsült háttér-átlagok levonásával a vonalankénti beütésszámok átlaga már torzítatlan lesz, bár a szórásuk növekedni fog. Amennyiben a látótérben nagy a radioaktivitás-koncentráció, az ún. *hótidő-korrekcióra* is szükség van, mivel a detektorrendszer és az elektronika csak egy meghatározott aktivitásszintig tudja az aktivitással arányos koincidenčia-eseményszámot rögzíteni.

A koincidenčiaesemények regisztrált számát korrigálni kell a *szöveti elnyelésre* is, hiszen az annihilációs gamma kvantumok keletkezésük helyéről indulva csak különböző sűrűségű szöveten

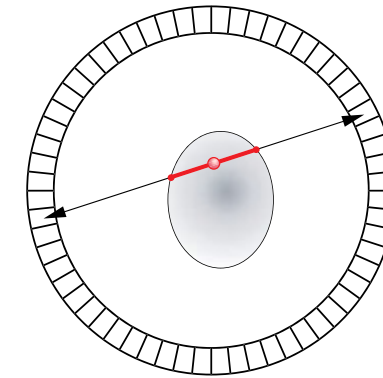


**30.5. ábra** A valódi- (true) és véletlen (random) koincidenciaeseményeket, valamint a szóródással (scatter) kapcsolatos hasonló eseményeket bemutató sematikus ábra

áthaladva érik el a detektorokat. Minél nagyobb ez a sűrűség, annál nagyobb a szöveti abszorpció valószínűsége. Az abszorpció mértékére jellemző, hogy például egy átlagos méretű felnőtt esetén a felsőtest centrumából kiinduló 511 keV-es gamma fotonoknak csak megközelítően az 5–10%-ka lép ki a testből. Az abszorpciókorrekciót korábban az ún. *transzmissziós mérések* alapján végezték, melyek során a vizsgált rendszer körül forgó, kb. 511 keV-es gammaforrással mérték a különböző koincidenciavonalak irányában a rendszeren áthaladó sugárzás intenzitásgyengülését. A mai korszerűbb PET/CT-kamerákban a szöveti gyengítést már a PET-méréseket megelőzően, a mérésekkel azonos pozícióban rögzített CT-képekből számított elnyelési adatok alapján számolják.

Az *elnyeléskorrekció* a PET esetében (a SPECT-tel szemben) precízen elvégezhető. A szöveten belüli radioaktív bomlás elnyelési hányada a szövet gyengítési együtthatójától és a szövetben megtett úttól függ. SPECT esetében a szöveten belüli út nem határozható meg, hiszen a detektált foton többszörösen szöveti mélységből származhat. PET esetében viszont a detektált annihilációs fotonpárok az annihiláció helyétől függetlenül mindig annyi utat tesznek meg a testszövetben, mint amennyi az adott koincidenciavonalnak a testszövetben áthaladó szakasza. Ezért minden koincidenciavonalhoz – megfelelő méréssel – hozzá lehet rendelni egy gyengítési együtthatót, amit a rekonstrukció előtt elnyeléskorrekcióra fel lehet használni. Az elnyeléskorrekciót a korszerű berendezésekben már nem a primer (külön CT-méréssel vagy pozitron bomló 511 keV-es sugárforrás alapján meghatározott) mérések segítségével, hanem azok utólagos szegmentációs feldolgozásával végzik el.

A *szórás- vagy scatter-korrekció* a PET-módszer legbonyolultabb korrekciós eljárása. A felhasznált módszerek két csoportba, az analitikus vagy a szimulációs módszerek közé sorolhatók. Egy szimulációs eljárás pontosabb, de számításigényes módszer, így alkalmazása csak a legkorszerűbb kamerák megjelenése után vált gyakorlattá. Általánosan – az elnyelési korrekcióhoz hasonló módon – használható eljárás nem létezik. A scatter-modell készülékenként, sőt farmakononként és



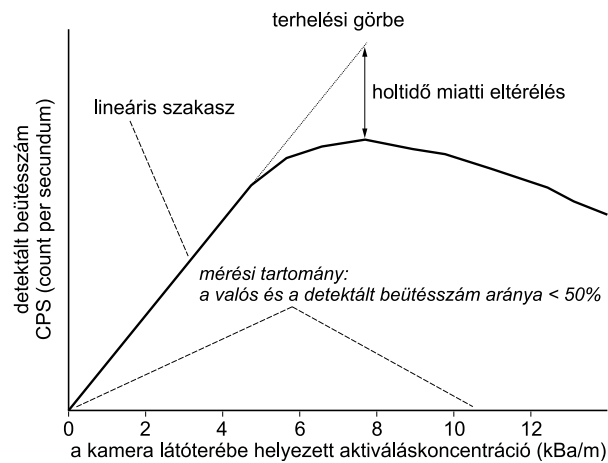
**30.6. ábra** Az 511 keV-os fotonpár a testszövetben mindig annyi utat tesz meg, mint amennyi a detektálását lehetővé tevő koincidencia- (szürke) vonal szöveten belüli (piros) szakasza. Ezt a jelenséget felhasználva lehet a PET esetében az elnyeléskorrekciót precízen megoldani

vizsgálat típusonként is változik, ezért a konkrét implementációk jelentősen eltérnek egymástól, és a rekonstrukció idejét is számottevően, akár 50%-kal megnövelik. A szóróközeg pontos eloszlásának ismeretében a modell és a korrekció igen nagymértékben javítható, így a PET-CT-k megjelenésével és a CT-kép segítségével a scatter korrekció minősége is jobb lett. Különösen kritikus egy ilyen bonyolult eljárás esetében, hogy a képfeldolgozás folyamatába csak validált algoritmus vonható be, mivel a korrekciós eljárások hiba esetén eltorzíthatják a primer méréseket.

### Egy PET-kamera fontosabb jellemzői

Egy PET-kamerát többféle paraméterrel lehet jellemezni. Ezen paraméterek több csoportba sorolhatók:

1. A detektorrendszer szerkezetét és fizikai felépítését leíró paraméterek
  - a) Detektorok száma egy gyűrűn belül.
  - b) A gyűrű átmérője.
  - c) Axiális és radiális látótér.
2. A detektorok paraméterei
  - a) A szcintillációs kristály típusa.
  - b) A túkristályok mérete.
  - c) Túkristályok száma detektormodulonként (esetleg gyűrűnként).
3. A PET-berendezés leképező tulajdonságaival kapcsolatos paraméterek
  - a) Térbeli feloldóképesség és annak változása axiális és radiális irányban.



**30.7. ábra** Egy PET-detektorrendszer terhelési görbéje. Ez a görbe a másodpercenként detektált valódi koincidenca számot ábrázolja a látóterbe helyezett aktivitás függvényében. A görbe segítségével meghatározható a mérési tartomány és az ún. lineáris szakasz, amelynek meredeksége az érzékenység paramétert adja

- b) A detektorrendszer érzékenysége: mért beütésszám/valódi beütésszám százalékos vagy CPS/kBq-ben megadott értéke (30.6. ábra).
- c) A detektorrendszer terhelhetősége. Egy detektorrendszert addig lehet használni, amíg a holtidőből származó veszteség kevesebb, mint a detektált beütések száma (30.7. ábra).
4. Adatgyűjtéssel, rekonstrukcióval és a korrekciós eljárásokkal kapcsolatos paraméterek
  - a) Milyen rebinelési és rekonstrukciós módszerek használhatók?
  - b) Milyen korrekciós algoritmusok használhatók a random, a scatter események, valamint az elnyelés korrekciójára?

Ezeknek a paramétereknek meghatározó szerepük van annak megítélésében, hogy egy berendezés milyen célra, milyen hatékonyan használható. Gyakorlati szempontból érdekes jellemzők a *térbeli feloldóképesség* és annak *sugárirányú változása*, az *érzékenység*, valamint az elnyelés és szóráss (scatter) *korrekció használhatósága*.

A térbeli feloldás a humán diagnosztikai célra használt berendezések esetében 4–6 mm. Ennek sugárirányú változása függ a detektorban használt kristályok méretétől, a detektormodul felépítésétől és a gyűrű átmérőjétől. Elfogadott, hogy a látómező szélén ez a feloldás 7–8 mm-re romlik.

Az érzékenység direkt módon meghatározza a vizsgálati időt, hiszen a megfelelő statisztikájú képek elkészítéséhez egy rossz érzékenységű berendezéssel több gyűjtési időre van szükség, mint egy hasonló felépítésű, de érzékenyebb kamera esetében (Pl. *Genral Electric Discovery ST PET/*

*CT 9.4 CPS/kBq, Siemens Biograph Hires 4.5 CPS/kBq, Philips Gemini GXL 7.0 CPS/kBq*). Az érzékenység mellett mindig figyelembe kell venni a PET-kamera terhelhetőségét. A terhelhetőséggel azért kell számolni, mert ha egy detektorrendszer látóterébe nagy aktivitású forrást helyezünk, akkor a detektorok holtideje miatt a koincidenca események csak kis hányadát lehet rögzíteni. A holtidő ebben az esetben a kristály, a PMT és a jelfeldolgozó elektronika együttes holtidejét jelenti. A holtidő alatt – amint azt a neve is mutatja – a detektorrendszer nem tud „jelfeldolgozással foglalkozni”, így ez idő alatt érkező fotonok elvesznek a mérés szempontjából.

A gyenge érzékenység vagy az alacsony terhelhetőség kizárhat speciális dinamikus vizsgálatokat is, mivel az ilyen típusú vizsgálatok esetében a radiofarmakon beadását követően sok (20–30 db) 30–60 másodperces gyűjtési idejű eloszlást kell rögzíteni. A gyenge érzékenység a statisztikát rontja, az alacsony terhelhetőség pedig a magas radioaktivitás-koncentráció miatt a mérések elejét torzíthatja.

### Minőség-ellenőrzés

Ahhoz, hogy egy PET-kamerával megfelelő minőségű képek készüljenek, folyamatos ellenőrzésre és karbantartásra van szükség. A rendszeres minőség-ellenőrzéssel kapcsolatos mérések célja a *koincidenca-vonalak homogenitásának* biztosítása, a kamera *érzékenységének* és a rekonstruált képek *jel/zaj viszonyának* ellenőrzése, illetve kalibrálása.

A *koincidenca-vonalak inhomogenitása* azt jelenti, hogy a különböző koincidenca-vonalak ugyanazon pozitronbomlás-szám esetében más-más koincidenca eseményszámot detektálnak. Ez a jelenség a detektormodulok építőelemeinek (kristály, fotomultiplier, jelfeldolgozó elektronika) variabilitásával magyarázható (pl. két különböző tükristályban ugyanazon energiájú foton hatására nem azonos intenzitású fényfelvillanás keletkezik). Ezt az inhomogenitást pl. úgy lehet korrigálni, hogy minden koincidenca-vonalhoz egy-egy szorzófaktorot rendelünk, amelyek meghatározásához egy, a látóter közepére elhelyezett, homogén radioaktív forrást ( $^{18}\text{F}$  vizes oldata) vagy a detektorok előtt körpályán mozgó vonalforrást használunk (*uniformitás ellenőrzés és korrekció*). Ilyen források esetében ugyanis pontosan meghatározható, hogy az egyes koincidenca-vonalaknak mennyi eseményt kell detektálni időegységenként. Ezt a „várt” értéket összevetve a mért adatokkal az egyes szorzófaktorok meghatározhatók. Az uniformitás ellenőrző és korrigáló méréseket rendszeresen (készüléktől függően, heti, havi egy alkalommal) el kell végezni, mivel a koincidenca-vonalak inhomogenitása olyan paraméterektől is függ, amelyek folyamatosan változnak (pl. egyes elektromos komponensek karakterisztikái).

Hasonlóan fontos rendszeresen ellenőrizni azokat a paramétereket, amelyek a kvantitatív vizsgálatokhoz szükségesek. Ilyen pl. az ún. *kalibrációs faktor*, melynek segítségével a rekonstruált kép elemeihez radioaktivitás-koncentráció értéket lehet rendelni. A kalibrációs faktort általában ismert aktivitáskoncentrációjú, homogén hengerfantommal szokták meghatározni.

Az érzékenység és a jel/zaj viszony ellenőrzését hosszabb leállások, szoftverfrissítés vagy komolyabb javítások után, valamint az éves szervizelési feladatok során kell elvégezni.



Ezeknek a kalibrációs és ellenőrző méréseknek a protokollját a „NEMA 2007 PET performance tests” szabvány tartalmazza.

## PET- és PET/CT-berendezések közötti különbségek

Egy PET/CT-berendezés nem más, mint egy PET- és egy CT-berendezés egymás utáni alkalmazásának lehetősége ugyanazon vizsgálati személy esetében úgy, hogy a személynek a vizsgálati ágyról nem kell leszállnia. Tehát mérés technikai szempontból egy PET/CT-vel a PET-vizsgálatok (adatgyűjtés, képrekonstrukció és képkorrekció) csaknem ugyanúgy történnek, mint a hagyományos PET-kamerák esetében. Lényeges különbség azonban az elnyelés- és a szórás-korrekció, amit a PET/CT-ben CT-felvételek segítségével végeznek el. A PET/CT dinamikus terjedése azonban nemcsak ennek a mérés technikai különbségnek, hanem a diagnosztikai szempontból rendkívül fontos anatómiai lokalizációnak köszönhető. A PET/CT-vel ugyanis azonos testpozícióban végzett a PET- és a CT-képek együttes – képfúziós technikával támogatott – megjelenítése hatékonyan támogatja a képek feldolgozását, hiszen a PET-képeken található képletek a CT-képek segítségével anatómiai módon könnyen beazonosíthatók. Hagyományos PET-készülékek esetében ehhez speciális képfúziós programra, valamint egy radiológiai központban kb. azonos testhelyzetben készített CT- vagy MRI-felvételekre van szükség. Az ilyen képfúziós technika a rutindiagnosztika számára elérhetetlen, így a PET/CT-berendezések ma már teljesen kiszorították a hagyományos PET-berendezéseket.

A hibrid PET/CT-berendezés egyik hátránya, hogy valójában két összeépített berendezés. Egyik jelentős kutatási irány olyan detektorok fejlesztése, amelyek alkalmasak az 511 keV-os energiájú fotonok és a röntgenfotonok egyidejű detektálására is. Az ilyen detektorokból felépített berendezés egyetlen gantry-t tartalmazhat, így a PET- és a CT-leképezés valóban azonos helyen és időben történhet.

## Time-Of-Fight (TOF) PET

A „hagyományos” PET-kamerák esetében az adatgyűjtés során a pozitron-elektron annihiláció helye egy egyeneshez rendelhető: nem lehet tudni, hogy az egyenes mentén pontosan hol történt a kölcsönhatás. Ennek oka az, hogy a detektorrendszer és a koincidencia feltételt vizsgáló elektronika időbeli feloldása nem elég jó ahhoz, hogy a két foton detektálási idejének különbségét precízen mérni lehessen. A detektor-technika és jelfeldolgozó elektronika fejlődése az utóbbi évtizedben lehetővé tette, hogy az egyes single-eseményekhez rendelt időt az eddigiekhez képest nagyobb, megközelítően 100 pico secundum pontossággal lehessen regisztrálni. Ennek segítségével a fotonpár keletkezésének helyét az egyenes mentén egy szűkebb intervallumra lehet korlátozni a két foton detektálása között eltelt idő különbségének felhasználásával. Ideális helyzetben ez a helymeghatározás milliméter nagyságrendű kellene, hogy legyen, hiszen akkor az adatgyűjtéssel egyből a 3D radio-

aktív eloszlást lehetne meghatározni. Jelenleg azonban a lehetőség a 8–10 cm-es pontosságú meghatározás, ami a koponyánál nagyobb méretű területeken határozottan jobb képminőséget biztosít.

Jelenleg már minden nagyobb gyártó rendelkezik ilyen mérési technikát lehetővé tevő TOF-PET berendezéssel, de várható, hogy a közeljövőben minden gyártó meg fog jelenni hasonló készülékkel a piacon.

## Kisállat PET-berendezések

A gyógyszerfejlesztés számára a PET-technika elég sokáig csak mint alap vagy alkalmazott kutatási eszköz volt. Később a PET-méréseket már alkalmazták az ún. klinikai fázisban is, amikor valamely hatásmechanizmus kimutatásához a PET-módszer alkalmasnak ígérkezett.

Az utóbbi évtizedben igény jelentkezett a PET alkalmazására az ún. pre-klinikai fázisban is. Ennek feltétele az volt, hogy egér- és patkánymodelleken a PET-méréseket jó térbeli feloldás mellett lehessen végezni. A térbeli feloldás szempontjából elvi határt jelent az élő szövetben tapasztalható 1–2 mm közötti átlagos pozitron úthossz. Ettől jóval elmarad a humán PET-kamerák 4–5 mm-es térbeli feloldása, ami a nagy kristálmérettel és a detektortechnika fejlettségi szintjével volt magyarázható. A gyógyszeripar által támasztott igény jelentős lökést adott a PET-detektorrendszer fejlesztésnek, ami kihatott a kristály-, detektor- és jelfeldolgozó elektronika fejlődésére. Napjainkban már minden nagyobb cég rendelkezik kisállatok vizsgálatára alkalmas PET-kamerával, ezek egy része PET-CT-ként is elérhető. A térbeli feloldásuk 1–2 mm közötti, érzékenységük megfelelő ahhoz, hogy kisállatokon 5–10 perces méréseket és dinamikus vizsgálatokat lehessen végezni.

A humán és a kisállat PET-kamerák közötti lényeges eltérés csak a látótér és a túrkristályok méretében van. Az adatgyűjtés, a képrekonstrukció és a képfeldolgozás mind matematikai, mind informatikai szempontból összemérhető feladat mind a két esetben. Ennek oka az, hogy bár a kisállat PET esetében kisebb a látótér, azonban a kristálytűk száma és így a 3D koincidencia-vonalak száma azonos, azaz kb. ugyanakkora adatmennyiséggel kell dolgozni mind a két esetben.

E hasonlóság ellenére a kisállat PET-fejlesztés jelentős technikai előrelépést hozott a PET-detektorrendszer fejlődése szempontjából, hiszen a jobb térbeli feloldás érdekében világszerte nagyon sok területen végeztek alapkutatási tevékenységet. Ezek eredményeként születtek meg pl. azok a félvezető detektorok, amelyek reálisá tették a PET-MRI-berendezés kifejlesztését.

## A kombinált PET/MRI leképezés lehetősége

Világszerte intenzív kutató- és fejlesztő munka folyik olyan PET-detektorrendszer kifejlesztésére, amelyek mágneses térben is használhatók. Egy ilyen PET-detektor segítségével a PET- és MRI-berendezések integrálása megvalósítható, amivel a nagyon jó lágy szöveti kontrasztú MRI-képek és a funkcionális PET-képek fúzióját a rutindiagnosztika eszközként lehetne tenni.



Az utóbbi időben jelentős eredményeket értek el a félvezető PET-detektorok fejlesztésében, így kutatási célra már léteznek olyan MRI-be helyezhető PET-detektorok (PET-insert), amelyekkel jelentős zajterhelés mellett lehet PET-felvételeket készíteni.

Az PET-MRI integráció a detektorfejlesztésen túl további, olyan képfeldolgozási problémákat vet fel, amely a PET/CT esetében nem jelentkezik. Az egyik probléma az MRI torzító hatása, aminek korrekciójára az anatómiai lokalizáció miatt megoldást kell találni. A CT-képek megfelelő információt szolgáltatnak az elnyelés korrekciójához, az MRI-képekkel azonban ez a típusú korrekció nem oldható meg a CT-hez hasonló egyszerű módszerekkel. Jelenleg (a kézirat írásának idejében) még csak egy gyártó rendelkezik kereskedelmi forgalomban kapható humán PET-MRI-készülékkel.

## PET-vizsgálatok

### A PET-vizsgálatok menete, vizsgálat típusok

A PET-vizsgálatokhoz valamilyen, PET-izotóppal jelölt molekulát intravénásan, testsúly-kg-ban meghatározott mennyiségben juttatnak a szervezetbe [4]. A bejuttatott radiofarmakon beépüléséhez és az egyensúlyi állapot kialakulásához időre van szükség. A PET-felvételek készítésének a célja a bejuttatott farmakon *szöveten belül kialakult térbeli eloszlásának és/vagy az eloszlás dinamikájának* meghatározása. Ha csak az eloszlás anatómiai helyzetének meghatározására van szükség (pl. a legtöbb FDG-vizsgálat esetében), akkor elegendő csak az egyensúlyi állapotot ún. *statikus vizsgálatokkal* rögzíteni. A *statikus PET-vizsgálatok* esetében az adatgyűjtést akkor kezdik, amikor az egyensúlyi állapot már (megközelítőleg) kialakult. Az adatgyűjtés ideje a képpel szemben támasztott minőségi elvárások (jó jel/zaj viszony) és a vizsgálatra szánt idő közötti kompromisszum alapján állapítható meg.

*Egésztest-vizsgálatokat* tumordiagnosztika céljából végeznek. Egy egésztest-vizsgálat több egymás után végzett statikus vizsgálat, amire a PET-kamerák szűk axiális látótere miatt van szükség. A különböző ágypozícióban végzett felvételeket a képrekonstrukció és bomláskorrekció után úgy rendezik össze, hogy azokat egy vizsgálati anyagként lehessen kezelni. Bomláskorrekcióra azért van szükség, mert a jó statisztikájú felvételek készítése az alkalmazott izotópok felezési idejével összemérhető időt igényel.

Ha a kérdéses molekula beépülésének és kiürülésének folyamata az érdekes (pl. receptorvizsgálatok), akkor az ún. *dinamikus protokollt* kell használni, melynek segítségével a radiofarmakon eloszlását az injekció pillanatától valamely meghatározott ideig rendszeres időközönként lehet rögzíteni.

A statikus és a dinamikus leképezés kombinációjának tekinthető az ún. *EKG-kapuzott szívvizsgálat*. Ebben az esetben a cél pl. a szívizomban akkumulálódó FDG meghatározása a szív mozgásának különböző fázisaiban. Ebben az esetben a dinamikus mérési protokollhoz hasonlóan időben

változó eloszlássorozatot rögzítünk, de az időzítésre nem órát, hanem egy EKG-készülék által kiadott R-hullám triggerjelét használjuk. Az átlagos szív ciklus időhosszának 8-ad vagy 16-od részét felhasználva egy ciklus alatt 8 (vagy 16) nagyon rövid PET-mérés végezhető. Ha az egész mérést elegendően sokáig (több száz szív cikluson keresztül) végezzük, és a szív azonos fázisához tartozó PET-képeket összegezzük, akkor diagnosztikai szempontból már elfogadható jel/zaj viszonyú képsorozatot kapunk.

### Sugárterhelés

A PET-vizsgálatok során elkerülhetetlen, hogy a vizsgálati személy szöveteit sugárterhelés érje. A kérdés megítéléséhez tekintettel kell lenni arra, hogy bizonyos mértékű kockázat minden diagnosztikai kivizsgálással együtt jár. Teljes biztonsággal állítható, hogy a PET-vizsgálattal nyerhető információ az esetek meghatározó hányadában más módszerrel nem pótolható, és a módszerrel együtt járó kockázat sem haladja meg az egyéb kivizsgálásokhoz rendelhető rizikó mértékét. Ez magyarázza, hogy a PET-vizsgálatok egyre nagyobb szerepet kapnak az orvosi diagnosztikában. Fontos a beteget érő sugárterhelés alacsony szinten tartása szempontjából, hogy a PET-vizsgálatokban rövid felezési idejű izotópokat alkalmaznak. A PET-vizsgálatok időtartama 10–90 perc, a leggyakrabban alkalmazott izotópok felezési ideje pedig 2–110 perc közé esik. Így a szervezetbe bejuttatott radioaktivitásnak igen nagy hányada közvetlenül „felhasználásra kerül” a képzéshez. A PET-vizsgálatokban leggyakrabban egy  $^{18}\text{F}$ -izotóppal jelölt, cukoranalóg készítményt (FDG-t) alkalmaznak. Egy-egy vizsgálatra 200–400 MBq FDG-t injektálnak, egy ilyen vizsgálat 5–11 mSv abszorbeált dózist jelent. PET/CT esetén a kiegészítő CT scan dózisa megközelítően 3–9 mSv, így egy teljes FDG vizsgálat dózisa 8–20 mSv intervallumba esik. Az aminosavtranszport és fehérje-anyagcsere vizsgálatára szolgáló  $^{11}\text{C}$ -izotóppal jelölt metioninból átlagosan 300–400 MBq-t injektálnak vizsgálatonként, ami 6 mSv sugárdózist eredményez. A PET-vizsgálattal járó kockázat megítélését segíti az is, ha figyelembe vesszük, hogy a környezetből származó, ionizáló háttérsugárzás miatti dózis 2,4 mSv/év, és a különböző mesterséges radioaktív és egyéb (röntgen, repülőút stb.) forrásokból származó sugárterhelés pedig átlagosan 1,1 mSv/év.

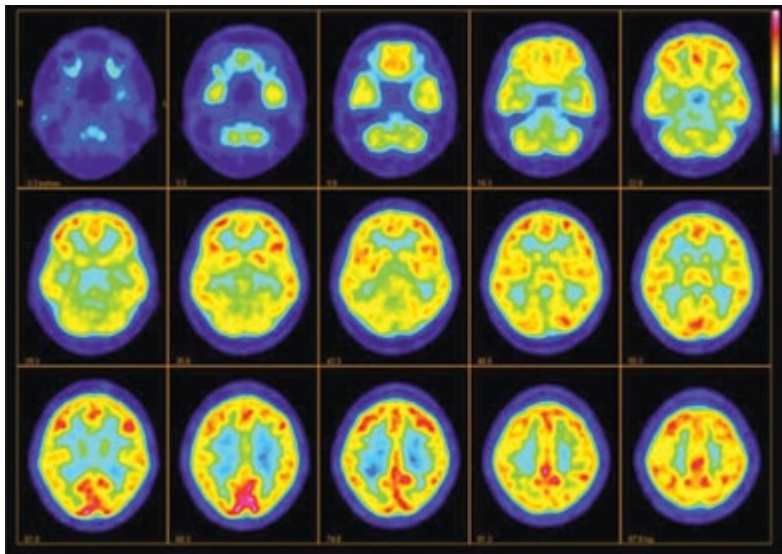
### A PET diagnosztikai alkalmazása

A legfontosabb és a leggyakrabban használt PET-radiógyógyszerek közé szokták sorolni az *FDG-t*, a  $^{11}\text{C}$ -metionint, a  $^{13}\text{N}$ -nel jelölt ammóniát és az  $^{15}\text{O}$ -tel jelölt vizet, illetve butanolt. Ezek közül az FDG az, amelynek megjelenése az izotópdiaagnosztika egyik legfontosabb eseményének tekinthető, hiszen az FDG alkalmazásával az onkológiai vizsgálatok hatékonysága ugrásszerűen megnőtt, és így a PET-technika a rutindiagnosztika egyik legdinamikusabban fejlődő eszközévé vált.

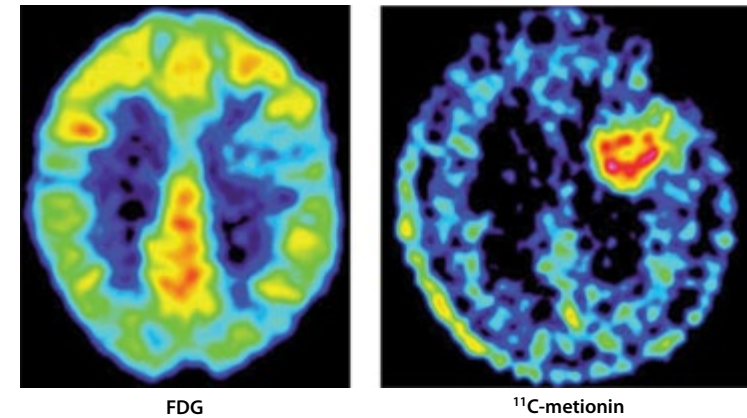
**FDG-PET**

Az [ $^{18}\text{F}$ ] izotóp 109 perces felezési ideje lehetővé teszi az FDG alkalmazását hosszú, akár több órás vizsgálatokban is. A szokásosan alkalmazott dózis 0,12 mCi (4,4 MBq)/kg testtömeg. Ez a nyomjelző anyag a glukóztól eltérően a vizelettel ürül, így az urogenitalis rendszer vizsgálatára csak korlátozottan, illetve megfelelő előkészítést követően alkalmas. A felhalmozódás mértéke a sejt energiaigényének fokozódásával együtt nő, így a szöveti FDG-eloszlási „térkép” a szénhidrát-anyagcsere intenzitásának mintázatát mutatja (30.8. ábra).

FDG-PET-vizsgálatokat leggyakrabban *tumordiagnosztikai* céllal végeznek [7, 9], hiszen a daganatos sejtek energiaigénye az esetek többségében meghaladja a normál sejtekét a gyakori osztódás miatt. Fontos megjegyezni, hogy a fokozott FDG-halmozás nem csalhatatlan jele a tumoros burjánzásnak, a kontrollnál nagyobb mértékű FDG-akkumuláció csupán azt jelzi, hogy a megfelelő szöveti régióban nagyon intenzív a szénhidrát-anyagcsere (a fokozott metabolikus aktivitást kiválthatja pl. gyulladás vagy hegesedési folyamat is). Nem minden tumoros folyamat velejárhoja a fokozott FDG-felvételt: a kis malignitású vagy „low-grade” tumorokban a cukorfelhasználás a normál szövettel azonos mértékű is lehet, sőt olyan esetek is előfordulnak, amikor a tumoros régiók hipometabolikus területként jelennek meg az FDG-PET-képeken.



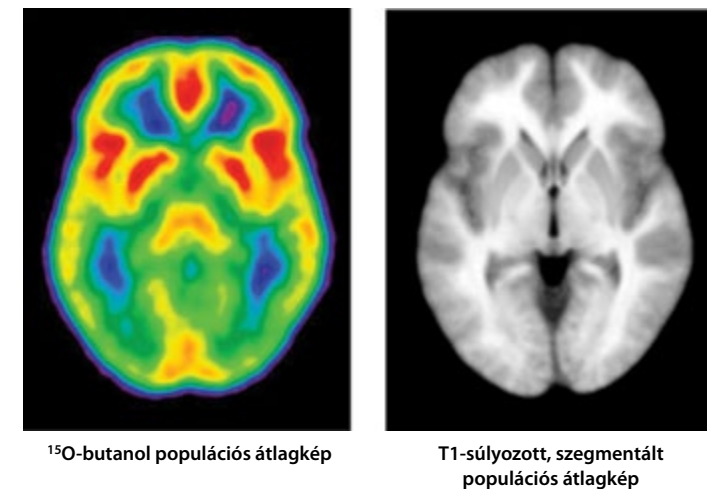
**30.8. ábra** Egészséges önkéntes FDG-PET-vizsgálata. A felvétel GE-4096 kamerával, 10 mCi FDG beadás után 30 perccel, 10 perces méréssel, iteratív (ML-EM) rekonstrukcióval és automatikus, koponya-kontúr alapú elnyeléskorrekcióval készült



**30.9. ábra** Egy alacsony grádusú tumor fokozott metionin és csökkent FDG-felvétellel ábrázolódik

Az FDG-PET-módszer *neurológiai felhasználásai* közül meg kell említeni az epileptogén fókusz lokalizálása céljából végzett vizsgálatokat [8], valamint az agyi glukózyanyagcsere csökkenésével járó, fiatalkori demenciátípusok elkülönítését.

Az FDG-PET onkológiai és neurológiai alkalmazása mellett még fontos terület a *kardiológiai alkalmazás* [10], ahol a szívizom életképességének meghatározása a cél.



**30.10. ábra** 16 önkéntes bevonásával készített  $^{15}\text{O}$ -butanol-PET és T1-súlyozott MRI populációs átlagképek ugyanazon anatómiai síkban. A PET-felvételek a debreceni PET Centrumban, az MRI-felvételek a kaposvári diagnosztikai központban készültek, egy közös agyaktivációs kutatási projekt keretében

### **<sup>11</sup>C-metionin-PET**

A <sup>11</sup>C-metionin-PET-vizsgálatok alkalmazása elsősorban alacsony grádusú agytumorkok azonosításában és körülhatárolásában előnyös, de szerepe lehet a test egyéb területein feltételezett gyuladások és daganatok differenciálásában is (30.9. ábra). Dózisa 0,25 mCi (9,3 MBq)/kg testtömeg.

### **Perfúziós tracer-ek**

A szöveti perfúzió kimutatására a <sup>13</sup>N-nel jelölt ammóniát és az <sup>15</sup>O-nel jelölt vizet, illetve butanolt (30.10. ábra, bal oldali panel) használják. Előbbit a szívizom perfúziójának kvalitatív vagy kvantitatív meghatározására, utóbbiakat pedig elsősorban az agyi regionális vérátfolyás mérésére használják.

## **A PET alkalmazása az alap- és alkalmazott kutatási projektekben**

A szöveti sejtek felszínén található specifikus receptorok mennyisége több kórképben megváltozhat. Ilyen esetekben a receptorszám megváltozásának észlelése hatékonyan támogatja a diagnosztikát. Karcinoid tumormetasztázisok kimutatására használják a szerotonin receptorvizsgálatokat, az epileptogén fókuszok azonosítását segíti a benzodiazepin receptorok „feltérképezése”, neurodegeneratív folyamatok diagnosztizálásához pedig a különböző neuroreceptorok vizsgálata jelent segítséget. A PET-módszert nagy érzékenysége teszi alkalmassá a receptorstátus tanulmányozásához, hiszen a sejt felszíni receptorok koncentrációja gyakran a nmol koncentrációtartományba esik. A PET-receptorvizsgálatok a PET-módszer alkalmazásának egyik legdinamikusabban fejlődő területét jelentik, hiszen ilyen vizsgálatokra a diagnosztikai mellett a gyógyszerkutatás és -fejlesztés is igényt tart.

Speciális alkalmazási területet jelentenek az agyaktivációs vizsgálatok, amelyekkel azt lehet tanulmányozni, hogy meghatározott mentális vagy egyéb agyi tevékenységekben az agynak mely területei vesznek részt. Az ilyen funkciókban szerepet játszó régiók sejtjei a nyugalmi állapothoz képest gyakrabban kerülnek ingerületi állapotba. A fokozott működéshez nagyobb mértékű energiafelhasználás társul, aminek következtében a regionális vérátfolyás megnő.

### **Kvantitatív PET-vizsgálatok**

A dinamikus PET-vizsgálatok során az adatgyűjtés a tracer-injektálás kezdetétől az egyensúlyi eloszlás kialakulásáig tart. A szöveti akkumulációban szerepet játszó folyamatok és azok összefüggései egy kinetikai modellel írhatók le. A modell alapján a szöveti radioaktivitás-koncentrációk időbeli változására képpontonként (vagy kijelölt régióként) differenciálegyenleteket lehet felírni. A differenciálegyenlet-rendszer megoldásával numerikusan meghatározhatók a modellt alkotó

folyamatok paraméterei (sebességi állandói). Ehhez gyakran ismerni kell a radioaktivitás vérben mért koncentrációjának időbeli változását, az ún. *vérgörbét* [6].

### **Képregisztráció és képfúzió**

Hátrányos a CT- és az MRI-módszerekhez képest a PET-képek rosszabb felbontása (előbbieké 0,1-1 mm, a PET-módszer 4-6 mm). Ez annyit jelent, hogy a PET-felvételeken nem lehet kisméretű részleteket megkülönböztetni. A funkcionális eltérések észlelésének diagnosztikus értékét nagyon megnöveli, ha azokat pontosan hozzá lehet rendelni jól meghatározott anatómiai struktúrákhoz. Az ilyen feladatok megoldásához fejlesztették ki a *képregisztrációs és -fúziós eljárásokat*. Ezek olyan informatikai módszerek, amelyekkel ugyanarról a vizsgálati személyről két különböző képképző eljárással készített képet együttesen, anatómiailag azonos sík mentén lehet megjeleníteni.

### **Digitális agyatlasz-technika**

A képregisztrációs módszer kiterjesztése a populációs szintű vizsgálatok feldolgozását lehetővé tevő agyatlasz-technika, amely a központi idegrendszer megismerésének egyik alapvető eszköze. A módszer ugyan MRI-felvételek matematikai feldolgozására épül, de a PET-képek populációs szintű feldolgozásának igénye hozta létre. E módszer segítségével megoldható az individuális agyi PET-képeknek a Talairach-féle koordináta-rendszert reprezentáló referenciaképhez (templáthoz, standardhoz) történő illesztése, azaz a méret és forma szerinti standardizálása (ld. 30.10. ábra). A standardizált PET-felvételeken ezután tetszőleges bonyolultságú összehasonlító analízis végezhető [5].

**Statisztikus parametrikus képfeldolgozás.** A központi idegrendszer működésének megismeréséhez mindenképpen hozzátartozik az agykérgi régiók funkciótól függő lokalizálása. Ilyen ismereteket nyújtanak a PET-technikával végzett agyaktivációs kísérletek, amelyekben a lokális vérellátás fokozódása alapján azonosítani lehet az alkalmazott stimuláció által aktivált területeket. Az aktivált régiók lokalizálása a mérések rossz jel/zaj viszonya miatt csak statisztikai módszerek (SPM: Statistical Parametric Mapping) alkalmazásával lehetséges. A statisztikai feldolgozás csak kivételes esetekben végezhető el egyetlen vizsgálati személy adatai alapján, mivel az egyes állapotokban végezhető mérések számát erősen limitálja a vizsgálat időtartama és a nem elhanyagolható sugárterhelés. Ez a korlát az agyaktivációs kísérletek alkalmazási körét nem szűkíti, hiszen a kísérletek célja a legtöbb esetben egy (valamilyen szempontból) homogén populáció vizsgálata. A populációs szintű statisztikai analízis már matematikailag is elfogadható eredményeket szolgáltat, azonban a feldolgozáshoz az individuális anatómiai variabilitás miatt a digitális agyatlasz-technika alkalmazására van szükség. A perfúziós PET-vizsgálatokat alkalmazó agyaktivációs vizsgálatokat ma már nagyrészt kiszorították az fMRI-vel végezhető, hasonló vizsgálatok, így ezt a PET-technikát csak speciális betegcsoportok vagy kísérleti paradigmák esetében használják.

## 31. fejezet

## Kontrasztanyagok

Somosi Gábor

## Bevezetés

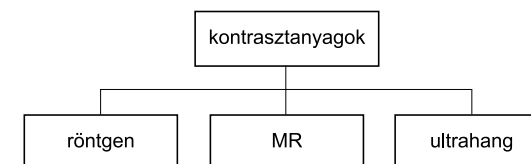
A francia eredetű „kontraszt” szó jelentése: ellentét, ellentétesség, a dolgok közötti különbség. A radiológiában *kontraszton a kép legsötétebb és legvilágosabb pontja közötti különbséget értjük*. Ez digitális technika alkalmazása esetén mérhető, arányszámmal ki is fejezhető. (Pl. kontrasztarány 1:2000). A kontraszt – a képfelbontás és a jel/zaj arány mellett – a kép minőségének és így diagnosztikai értékének egyik legfontosabb paramétere. A képkalkotás során gyakran kerülünk szembe azzal a problémával, hogy a lágyrészek, szervek, az egészséges és a kóros szövetek egymáshoz nagyon hasonlóan viselkednek az alkalmazott fizikai energiával szemben (pl. rtg-sugár elnyelésük alig különbözik egymástól). Ilyenkor a képkalkotó eljárás diagnosztikus értékének javítására mesterségesen fokoznunk kell a különbségeket (kontrasztot). Erre a célra kontrasztfokozó vegyületeket használunk.

## A „kontrasztanyag” definíciója

A kontrasztanyagok tehát olyan vegyületek, amelyek a szervezetbe juttatva a szöveteknél jobban (pozitív kontrasztanyagok) vagy kevésbé (negatív kontrasztanyagok) lépnek kölcsönhatásba az alkalmazott fizikai energiával (röntgensugárzás, mágneses tér, ultrahang), így a kontrasztanyagot tartalmazó szervek, szövetek, illetve kóros elváltozások a környezetüktől elkülönülnek és jobban vizsgálhatóvá válnak.

A kontrasztanyagok gyakorlati használhatóságához természetesen hozzátartozik, hogy bizonyos törvényszerűségek szerint térben és időben egyenlőtlenül oszlanak el a szervezetben, ezáltal válnak alkalmassá bizonyos preformált terek – érpálya, szervhatárok, egészséges/kóros szövetek, üregek stb. – illetve a különböző mértékben vaszkularizált területek ábrázolására.

A kontrasztanyagok alkalmazásának végső célja a vizsgálat diagnosztikus értékének, vagyis szenzitivitásának és specifitásának fokozása vagy egyáltalán lehetővé tétele. Minden diagnózis célja pedig a megfelelő terápia bevezetése, és végső soron a beteg életminőségének, életkilátásainak javítása. Ezt a gondolatsort célszerű szem előtt tartanunk később, amikor a kontrasztanyag adásának kockázatait vetjük össze a vizsgálat elmaradásának következményeivel.



31.1. ábra Kontrasztanyagok felosztása az alkalmazott fizikai energia szerint

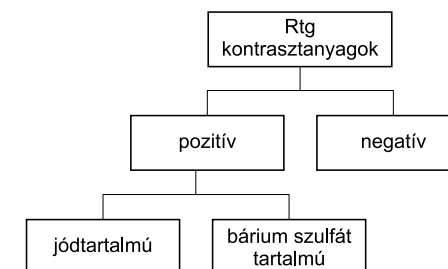
**A kontrasztanyagok gyógyszernek minősülnek.** A radiológiában nem sok gyógyszert használunk rutinszerűen. Fontos tehát tudnunk, hogy a kontrasztanyagok definíció szerint gyógyszerek, és el kell sajátítanunk néhány, gyógyszerekre vonatkozó alapfogalmat, illetve gyakorlati klinikai magatartásformát.

A gyógyszervegyületek osztályozására kifejlesztett nemzetközi ATC (ATC: Anatómiai, terápiás, kémiai [Anatomical, Therapeutical, Chemical] alapú gyógyszerfelosztási rendszer) rendszerben a kontrasztanyagok önálló csoportot képeznek. Az ATC besorolás a vizsgálat során alkalmazott *fizikai energia alapján* sorolja osztályokba a kémiaileg egyébként igen eltérő vegyületeket (31.1. ábra).

Bár a kontrasztanyagok gyógyszernek tekintése szokatlannak tűnhet, hiszen semmit sem gyógyítanak, a szemléletet célszerű elsajátítanunk, hiszen a kontrasztanyagoknak ugyanúgy – gyógyszeralkalmazási előiratban rögzített – indikációs körük, ellenjavallataik, dózisuk, gyógyszerkölcsönhatásaik vannak, és számos szabály, pl. szövődményjelentési kötelezettség, marketing-előírások, hulladékkezelési szabályok ugyanúgy vonatkoznak rájuk, mint a többi gyógyszerre. Minden radiológusnak és radiográfusnak tisztában kell lennie az intézményben használt kontrasztanyag(ok) gyógyszeralkalmazási előiratával.

## RTG-kontrasztanyagok

A röntgenkontrasztanyagok felosztását a 31.2. ábra mutatja.



31.2. ábra A röntgenkontrasztanyagok felosztása



## Negatív röntgenkontrasztanyagok

A szöveteknél gyengébben sugárfogó anyagok a szervezetbe juttatva negatív kontrasztanyagként viselkednek.

Bármilyen gáz negatív röntgenkontrasztanyagként tud viselkedni, a gyakorlatban levegő vagy szén-dioxid alkalmazása jön szóba. Számos régebbi indikációban ma már invazivitásuk és a korszerűbb technikák térhódítása miatt nem használatosak (pl. pneumo-encefalográfia, myelográfia). Negatív kontrasztanyagot jelenleg leginkább a kettős kontrasztos vizsgálatokban alkalmazunk, amelynek során a vizsgálandó üreges szerv falát jól tapadó pozitív kontrasztanyaggal vonjuk be, belsejét pedig jó sugáráteresztő gázzal töltjük ki.

Pozitív kontrasztanyag jelenlétében valamilyen folyadék is viselkedhet (relatív) negatív kontrasztanyagként. Vékonybél CT-vizsgálatakor metilcellulóz-oldat, hasi és kismedencei CT-vizsgáltnál a gyomor-bélhuzam elkülönítésére a víz is szóba jöhet negatív kontrasztképzőként, bár a gyors felszívódás miatt a telődés bizonytalan.

## Pozitív röntgenkontrasztanyagok

A jó sugárelnyelő képességű (magas rendszámú) elemeket, illetve ezek vegyületeit pozitív kontrasztképzőnek használhatjuk. A szóba jövő anyagok közül sajnos a legtöbb erősen mérgező, így meg kellett találni, illetve ki kellett fejleszteni azokat a molekulákat, amelyek tolerálhatóak és jó kontrasztot is adnak. Számos próbálkozás történt különböző bárium, bróm, jód, stroncium és bizmutvegyülettel, mígnem napjainkra gyakorlatilag csak a bárium és a jód néhány vegyülete maradt használatban.

## Bárium-szulfát tartalmú kontrasztanyagok

A bárium a természetben viszonylag gyakran előforduló alkáli földfém. Vízben oldódó vegyületei, pontosabban a szabad bárium ionok erősen toxikusak. A hagyományos röntgen diagnosztikában a rendkívül jó sugárfogó bárium-szulfátot ( $\text{BaSO}_4$  – barit, súlypát) alkalmazzuk.

Az alkalmazást az teszi lehetővé, hogy a  $\text{BaSO}_4$  vízben, gyomor- és bélnedvben gyakorlatilag oldhatatlan, tehát a per os vagy rectálisan beadott anyag nem esik ionjaira, fel sem szívódik, így nem okoz mérgezést.

A báriumtartalmú kontrasztanyagok a gasztrointesztinális traktus felső (nyelőcső, gyomor, nyombél) és alsó (vastagbél) részének vizsgálatára használhatóak, morfológiai, illetve funkcionális (passzázs) vizsgálatok végezhetőek. Készülhet röntgenfelvétel, végezhetünk átvilágítást, sőt használhatjuk CT-vizsgáltnál is.

*Monokontrasztos vizsgálatnál* a beadott nagyobb mennyiségű bárium-szulfát a lument kitölti, annak alakját ábrázolja (ún. öntvénykép). *Kettős kontrasztos eljárás*kor a kevesebb, jó felületbevonó<sup>40</sup> tulajdonságú szuszpenzió a nyálkahártyára tapad, a lumenbe juttatott  $\text{CO}_2$  vagy levegő a belet kitágítja, negatív kontrasztként a nyálkahártya rendellenességeinek megítélését segíti elő. A felső gasztrointesztinum vizsgálatánál a vizsgálatot éhgyomorral végezzük, a vastagbélvizsgálatot béltisztítással készítjük elő.

Bár ezek a kontrasztanyagok olcsók, biztonságosak, használatuk az utóbbi időben visszaszorulóban van más technikák, pl. a biopsziát is lehetővé tévő endoszkópia javára.

## Ellenjavallatok

Báriumtartalmú kontrasztanyag nem adható gasztrointesztinális *perforáció* vagy annak gyanúja esetén (operált bélrendszer, anasztomózis-elégtelenség, ulcus vagy diverticulum perforáció lehetősége). Ennek oka, hogy a bárium-szulfát a belekből kikerülve steril kémiai, ún. bárium-peritonitist okoz, ami életveszélyes állapot, 6 órán belüli sebészi ellátást igényel. Ezekben az esetekben jódtartalmú vízoldékony kontrasztanyagot (pl. amidotrizoát – Gastrografin) használunk. Meg kell azonban említenünk, hogy ha a Gastrograffinnal nem jutunk egyértelmű diagnózishoz, a beteg az elnézett perforációval többet veszít, mintha a bárium kikerül a hashártyára, perforáció esetén ugyanis mindenképpen sebészi feltárás következik, aminek során a bárium eltávolítható.

Nem adható báriumos kontrasztanyag *súlyos stenosis* (pl. pylorus stenosis, daganat okozta szűkületek, külső kompresszió), mechanikus ileus esetén sem, az elzáródástól proximálisan. Paralytikus ileusban a bárium székrekedést fokozó hatása miatt nem adható.

Bárium intravasatio (érpályába kerülés) és embolia fordulhat elő *aktív vérzés* (varix, ulcus, tumor) esetén, valamint biopsziák után, ezért adása kerülendő.

Terhességben a bárium-szulfát tulajdonképpen adható, hiszen gyógyszer-tani hatása nincs, a magzatot nem károsítja, itt maga az alkalmazott röntgensugárzás képez (relatív) kontraindikációt.

## Mellékhatások, szövődmények

A már említett peritonitisen kívül előfordulhat bárium-*aspiráció* (steril pneumonitis), bárium-renció miatti széklet impactatio, ileus, leírtak még appendicitist, fekélyképződést, perforációt. Kettős kontrasztos kolonográfia esetén a fokozott intraluminális nyomás elősegítheti a baktériumok

<sup>40</sup> A kettős kontrasztos vizsgálatra regisztrált szerek adalékanyagként tapadást segítő anyagot tartalmaznak.

átlépését a bélfalon<sup>41</sup>. A kialakuló szubklinikus bacterémia miatt a műbillentyűs, valamint mitrális prolapszusban szenvedő betegeknek antibiotikus profilaxis ajánlott. Elsősorban idős, szívbetegek egyénekben szívritmuszavarok, EKG-eltérések előfordulhatnak, ez azonban inkább a bélfal feszülésének és nem a báriumnak tulajdonítható. Allergiás reakciók nagyon ritkák.

Báriumos kontrasztanyag adását követően mind hasmenés, mind székrekedés előfordulhat (utóbbi gyakoribb). A kiürülési idő 2–3 nap, ezalatt a kontrasztanyag maradványai más radiológiai vizsgálatot – pl urográfia, hasi, kismedencei CT – megzavarhatnak. A székletet elszínezheti (sárga, fehér, rózsaszín) erről a beteget tájékoztatni kell.

A báriumos kontrasztanyagoknak gyógyszerkölcsonhatásai nem ismeretesek, a gépjárművezetést nem befolyásolják. Ízesített por vagy szuszpenzió formában jönnek forgalomba, a kellemetlen szubjektív panaszok csökkentése végett per os hűtve, rectalisan pedig testhőmérsékletű beöntés formájában célszerű adni. Szobahőmérsékleten tárolhatók, fel nem használt maradványaik és minden, amivel érintkeztek, veszélyes hulladéknak minősül.<sup>42</sup>

## Készítmények

Hazánkban jelenleg 3 termékcsalád van forgalomban:

- E-Z (Bracco)
- MICROPAQUE (Guerbet)
- POLIBAR (Bracco)

Egy családon belül a készítmények indikációs köre némileg eltér egymástól: egyesek csak kolonográfiára, mások csak kettős kontrasztos vizsgálatra ajánlottak (ld. alább).

**E-Z termékcsalád.** Az E-Z termékcsalád por alakban jön forgalomba. A porból közvetlenül a vizsgálat előtt készítünk szuszpenziót, csapvíz vagy desztillált víz (pl. Infusaqua) segítségével, az alkalmazási előiratban megadott módszer és arányok szerint.

A nagy sűrűségű szuszpenziók hamar leülepednek, gyakori felrázásra szorulnak<sup>43</sup>.

<sup>41</sup> Meglepő, de ez a baktérium-invázió normál körülmények között is, folyamatosan történik, a vastagbelet elhagyó vénás vér így sohasem tekinthető teljesen baktériummentesnek. A normál baktériumdózissal a máj fejlett immunapparátusa minden további nélkül megbirkózik, ha azonban az átlépés növekszik, rizikóbetegekben ez klinikai problémát okozhat – ezért kell antibiotikum-profilaxis az említett populációkban.

<sup>42</sup> Jóllehet a BaSO<sub>4</sub> a természetben is gyakran előforduló molekula, így tulajdonképpen nem környezet-szennyező.

<sup>43</sup> Olyan területeken, pl. Dunántúl, ahol a csapvíz keménysége igen magas, a szuszpenzió készítéséhez ajánlott lehet desztillált vizet használni.

*E-Z-PAQUE* por szuszpenzióhoz: mind felső (nyelőcső, gyomor, nyombél), mind alsó (vastagbél) gastrointestinalis vizsgálatra használható.

*E-Z-CAT szuszpenzió:* CT-vizsgálathoz használatos, a gyomor-bél csatorna kontrasztanyaggal való feltöltésére. Orálisan adható, rectalisan nem. 350-450 ml oldatot adunk, 30 perccel a vizsgálat előtt.

*E-Z-GAS II:* ez a termék báriumot nem tartalmaz, a felső traktus kettős kontrasztjához szolgáltatja a negatív (CO<sub>2</sub>) kontrasztanyagot, amely nátrium-bikarbonátot és citromsavat tartalmazó elegyből képződik, víz hatására. A 4 grammos tasak tartalmát a nyelvgyökre helyezve 15 ml vízzel kell lenyelni, a gázképződés a gyomorban azonnal beindul. Az előre elkészített báriumos kontrasztanyagot (pl E-Z-HD) ezután kell lenyeletni.

Az E-Z-Gas nátriumtartalmánál fogva bizonyos helyzetekben (hypertonia, metabolikus alkalózis, hypernatremia) a beteg számára veszélyt jelenthet.

Túlsúlyos, időse, nehezen kooperáló beteg, gastroesophagealis reflux esetén a vizsgálat kivitelezése nehéz lehet. (A képződött gázt bent kell tartani, nem szabad bőfögni.)

*E-Z-HD* por szuszpenzióhoz: nyelőcső, gyomor, nyombél vizsgálatához, kettős kontrasztos módszerre van regisztrálva.

**Micropaque termékcsalád.** A Micropaque család tagjai ülepedésre kevésbé hajlamosak, jól tapadnak. Sajnos az utóbbi időben – bár a forgalomból nem vonták ki őket – gyakorlatilag nem kaphatók.

*MICROPAQUE szuszpenzió:* előre elkészített szuszpenzió formájában jön forgalomba, amit közvetlenül a vizsgálat előtt – a megadott arányban – vízzel tovább hígítunk.

Minden indikációban használatos: nyelőcső, gyomor, duodenum, vastagbél egyszeri vagy kettős kontrasztos vizsgálatára.

*MICROPAQUE H.D. oral por:* csak a felső traktus kettős kontrasztos vizsgálatára való.

*MICROTRAST* oesophagus paszta: Pharynx, hypopharynx, esophagus vizsgálatára. Igen tapadós, kenőcsös formula, 2-4 evőkanállal, a buborékszárványok képződésének megakadályozására rágás nélkül kell lenyeletni.

## Polibar termékcsalád

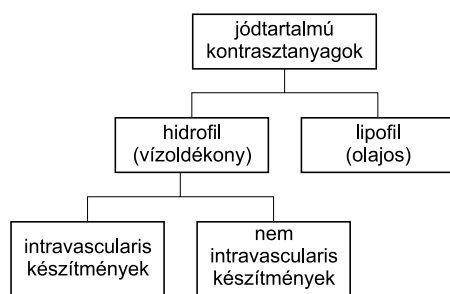
*POLIBAR ACB* por szuszpenzióhoz: vastagbél egyszeri vagy kettős kontraszt vizsgálatához.

*POLIBAR RAPID* szuszpenzióhoz: vastagbél kettős kontrasztos vizsgálatához, kis viszkozitású szuszpenzió.

## Jódtartalmú röntgenkontrasztanyagok

A jódot tartalmazó (ezen belül is a hidrofil) molekulák jelenleg a legelterjedtebben használt rtg-kontrasztanyagaink. Használatuk a CT- és az angiográfias vizsgálatok számának emelkedése miatt világszerte folyamatosan növekedő tendenciát mutat, és az elkövetkező 10–15 évben minden valószínűség szerint napi radiológiai munkánk szerves része marad.





31.3. ábra A jódtartalmú kontrasztanyagok családfája

A klinikai jelentőségüket mára elvesztett lipofil készítmények pusztán szemléletünk formálása miatt érdemelnek említést (31.3. ábra).

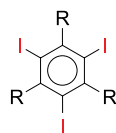
### Lipofil készítmények

Hazánkban ebből a csoportból jelenleg egyedül a Lipiodol Ultrafluid injekció van regisztrálva (Guerbet). Jódozott zsírsav-etilésztereket tartalmazó, nagy jódtartalmú (480 mg jód/ml) oldat. Injekció formátumú készítmény, amely kizárólag *lymphográfiára*, azaz a nyirokerek, nyirokcsomók vizsgálatára használható. Zsírembolia veszélye miatt vénásan adni tilos. Igaz ugyan, hogy intralymphatikusan adva is a nagy nyirokerekeken keresztül előbb-utóbb a véráramba kerül és elakad a tüdőkapillárisokban, ez a folyamat azonban igen elhúzódó, és így nem okoz klinikai problémát. Csak üvegfecskendőben adható, műanyagokkal reakcióba léphet. A vizsgálat után rendkívül lassan, csak hetek, hónapok alatt ürül ki a szervezetből. Használata nem elterjedt.

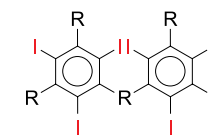
### Vízoldékony készítmények

A jelenleg használatos összes hidrofil jódtartalmú kontrasztanyag kémiai alapszerkezete a 3 jódatomot kovalens kötésben (2,4,6 helyzetben) tartalmazó, ún. trijodinált benzolgyűrű (31.4. ábra).

Ennek a szerkezetnek két nagy előnye van a korábban használatos szerves (pl. nátrium-jodid, NaI), illetve mono- és dijodinált szerves jódegyületekhez képest:



31.4. ábra A trijodinált benzolgyűrű szerkezete (R: különböző szerkezetű oldalláncok)



31.5. ábra Dimer szerkezet

- A kovalensen kötött jód biológiailag inaktív, a szerkezet számára elérhetetlen.
- Az egy molekulán belüli 3 jódatom a sugárfogás jelentős növekedését eredményezte.

Az oldalláncok a molekula további fontos tulajdonságait határozzák meg: ionos/nem ionos voltát, vízoldékonyságát, kémiai minőségét (pl. immunogenitás) és befolyásolják a viszkozitást is.

Ha az 1. helyzetben (12 óránál) lévő R oldallánc –COOH csoportot tartalmaz, a vegyület nátriummal vagy megluminnal alkotott só formájában kerül felhasználásra. Ez vizes oldatban a pozitív kationra és a negatív, jódtartalmú anionra esik szét, ilyenkor *ionos kontrasztanyagról* beszélünk.

Nem ionos a molekula, ha ez az oldallánc olyan szerkezetű, hogy nem kapcsolódik hozzá kation. A molekula vízoldékonyságát ilyenkor alkoholos hidroxil (–OH) csoportok biztosítják.

Két trijodinált benzolgyűrű összekapcsolásával *dimer* struktúra hozható létre, amely szintén lehet ionos vagy nem ionos (31.5. ábra).

Ennek a száraz, kémiai eszmeftuttatásnak a mindennapi munkánkat érintő következményei vannak. Egyrészt ezen kontrasztanyagok csoportba sorolásának alapját képezi, másrészt meghatározza ozmolalitásukat, és ezen keresztül jelentősen befolyásolja a készítmények mellékhatás-profilját (31.1. táblázat).

31.1. táblázat A hidrofil jódtartalmú kontrasztanyagok szerkezeti felosztása

	Monomer	Dimer
ionos	Amidotrizoate (Peritrag, Gastrografin) Iothalamate (Telebrix)	Ioxaglate (Hexabrix)
nem ionos	Iopamidol (Iopamiro, Scanlux) Iohexol (Omnipaque) Ioversol (Optiray) Iopromide (Ultravist) Iomeprol (Iomeron) Iobitridol (Xenetix)	Iodixanol (Visipaque) Iotrolan (Isovist)

### Fiziko-kémiai tulajdonságok

A számos lehetséges paraméter közül a klinikumban az ozmolalitásnak és a viszkozitásnak van fontosabb szerepe.

**Ozmolalitás**

Az ozmolalitás egy oldat molekuláinak számát jellemzi egységnyi tömegű (1 kg) oldószerben. Mértékegysége a milliosmol/kg. Testünk különböző folyadéktartományainak ozmolalitása a szervezet belső környezetének (homeosztázisának) egyik legfontosabb, szigorúan szabályozott paramétere.

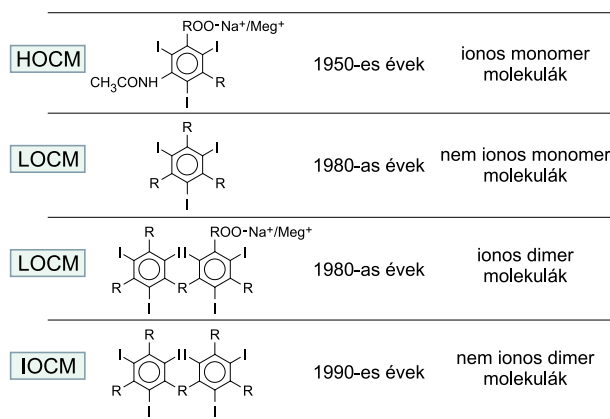
A magas ozmolalitású kontrasztanyag a szervezet számára ozmotikus agressziót jelent, amivel számos szövődményt hoznak összefüggésbe. Éppen ezért a kontrasztanyagok fejlesztése során a molekuláris design egyik fő iránya éppen az ozmolalitás csökkentése, és ezen keresztül a biztonság fokozása volt.

Az ozmolalitás a kontrasztanyagok csoportba sorolásának alapját is képezi (31.6. ábra):  
 HOCM: magas ozmolalitású (High Osmolal Contrast Media)  
 LOCM: alacsony ozmolalitású (Low Osmolal Contrast Media)  
 IOCM: isozmolális kontrasztanyagok (Isoosmolal Contrast Media)  
 Magyarországon a HOCM csoport tagjai – bár még kaphatók – kiszorultak a gyakorlatból.

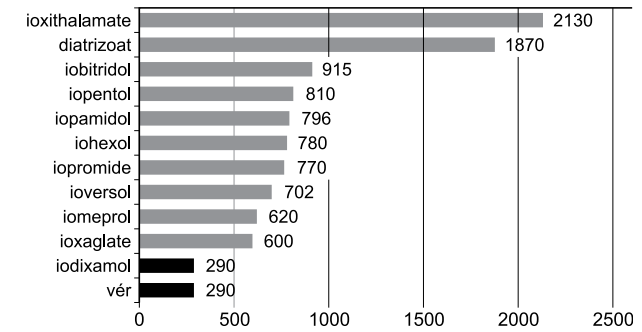
Az ionos monomer molekulák a HOCM, a nem ionos monomer és az ionos dimer a LOCM, a nem ionos dimerek az IOCM csoportba tartoznak (31.7. ábra).

A kontrasztanyagok ozmolalitása függ a molekula:

- ionos/nem ionos jellegétől,
- koncentrációjától,
- monomer/dimer voltától.



31.6. ábra Trijodinált kontrasztanyagok fejlesztése (tájékoztatásul)



31.7. ábra A jelenleg használt trijodinált kontrasztanyagok ozmolalitása (300 mg/ml) zöld: HOCM, narancs: LOCM, piros: IOCM

Az ionos kontrasztanyagok ozmolalitása nagyobb a nem-ionosoknál (adatok mosm/kg-ban):

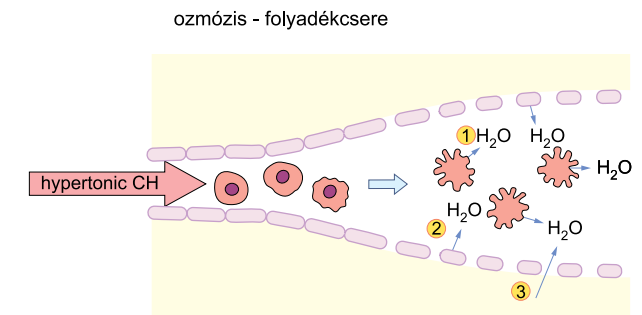
Telebrix 300 (ionos monomer)	2130
Iopamiro 300 (nem ionos monomer)	796

A magasabb koncentrációjú kontrasztanyag ozmolalitása nagyobb a hígabbnál:

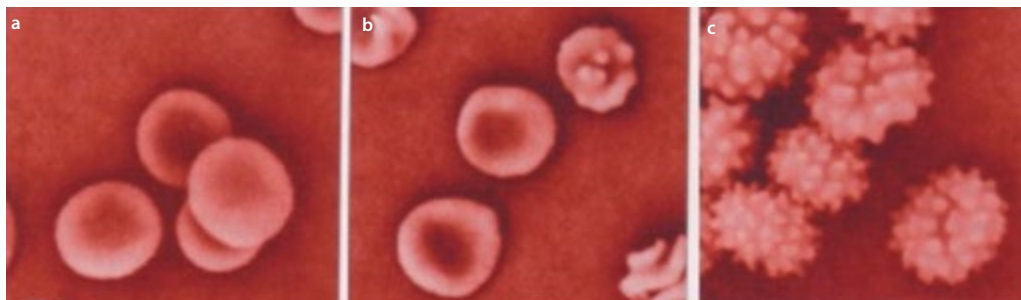
lomeron 200 mg/ml	362
lomeron 400 mg/ml	726

A monomer kontrasztanyag ozmolalitása – azonos jódtartalom mellett – nagyobb a dimerénél:

Optiray 300 (nem ionos monomer)	702
Visipaque 320 (nem ionos dimer)	290



31.8. ábra A hyperozmolális kontrasztanyagok plasmaexpander hatása



**31.9. ábra** Kontrasztanyagok hatása a vörösvértestekre: hyperozmoláris környezetben vizet veszítenek, zsugorodnak, membránjuk rigid lesz, ami a kapillárisokon való áthaladást nehezíti **a:** IOCM **b:** LOCM **c:** HOCM

A magas ozmolalitású kontrasztanyag az érpályába kerülve az érfalon keresztül folyadékot szív be a szövetek közötti térből (interstícium), ún. plasmaexpander hatása van, miközben maga a kontrasztanyag felhígul (31.8. ábra). A HOCM Telebrix 300-as például 100 milliliterenként további 635 ml folyadékot vonz be, ami azt jelenti, hogy bár mi csak 100 ml volument adtunk be, az összes intravasculáris folyadékterhelés 735 ml(!) lesz, még hozzá elég rövid időn belül. Ennek két következménye van: egyrészt jelentős terhelést jelent a szívnek, másrészt viszont a beszippantott folyadék az extravasculáris térből hiányozni fog. Ezzel a legtöbb beteg szervezete megbirkózik, de bizonyos helyzetekben veszélyes lehet, pl. gyermek, idős ember, exsiccosis, szívelégtelenség, veseelégtelenség esetén (31.9. ábra).

### Viszkozitás

A folyadékok áramlási ellenállását a viszkozitással jellemezzük. Mértékegysége a milliPa.s. (milliPascal x secundum) A kontrasztanyagok viszkozitása függ a

- molekula tulajdonságaitól (méret, alak, elektromos töltési viszonyok),
- koncentrációtól,
- hőmérséklettől.

Ennek értelmében a dimer struktúrák viszkózusabbak a monomereknél, pl.:

Omnipaque 300 (nem ionos monomer)	11,6 Pa.s
Visipaque 320 (nem ionos dimer)	25,4 Pa.s

A magasabb koncentrációjú oldat viszkózusabb a híg nál, pl.:

lomonon 200 mg/ml	3,1 Pa.s
lomonon 400 mg/ml	27,5 Pa.s

A hideg kontrasztanyag viszkózusabb a melegenél, pl.:

Ultravist 300, 20 C	8,9 Pa.s
Ultravist 300, 37 C	4,7 Pa.s

A viszkozitás befolyással van

- a kontrasztanyag beadásához szükséges erő kifejtésre (injektor!),
- a vérpályában való eloszlás gyorsaságára, és
- esetleg a vesetoxicitásra is.<sup>44</sup>

A magas viszkozitás kedvezőtlen tulajdonság.

A kontrasztanyagok testhőmérsékletre melegítése – ha azt a gyártó cég engedélyezi – mindenképpen ajánlható gyakorlat. Történhet ellenőrzött hőmérsékletű (37°C) vízfürdőben, illetve léteznek külön erre a célra kifejlesztett melegítő készülékek is. Tilos viszont a mikrohullámú készülékekben való melegítés – még akkor is, ha a kiserelés nem tartalmaz fém alkatrészt – mert ez a módszer egyenetlen és kontrollálatlan hőmérséklet-eloszlást eredményez. Mivel a viszkozitás a hőmérséklettől igen erősen függ, pár fokos hőmérséklet-különbség – akár a vizsgálóhelyiség hőmérséklete télen, illetve nyáron, klímabeállítás – is fontos lehet. Ha injektoros beadás esetén rendszeresen gondunk van a magas beadási nyomással, fontoljuk meg a klíma átállítását, illetve a kontrasztanyag aktív melegítését! Az újabb injektorok beépített melegítő rendszert is tartalmaznak.

A felmelegítés megváltoztatja a kontrasztanyagok lejárati idejét. A legtöbb kontrasztanyag egy hónapig tárolható 37°C-os vízfürdőben, ezután azonban, ha nem használjuk fel, függetlenül az eredeti lejárati időtől, el kell dobunk. A többszöri felmelegítés/visszahűlés hatásáról nincs adat, így ezt kerülnünk. Célszerű lehet egy napi mennyiséget előmelegítenünk.

Azt se feledjük, hogy ha a vízfürdős melegítés során a címke leázik, a kontrasztanyag beazonosíthatósága elvész, és különösen több különböző anyag vagy koncentráció használata esetén, több vizsgáló vagy műszakváltás idején gyógyszer elvesztés fordulhat elő. A klasszikus mondás szerint „a gyógyszert a címke teszi gyógyszerré” – a címke nélküli üveget tehát tilos felhasználnunk.

<sup>44</sup> Az adatok a viszkozitás vesekárosító szerepéről ellentmondásosak.

**Hidrofilia/lipofília:** az ionos kontrasztanyag-molekulák vízben jól oldódnak, a nem ionos molekulák esetén a vízóldékonyságot az oldalláncokon található hidroxil (–OH) csoportok biztosítják. Egyéb tulajdonságok mellett a molekula központi részének (benzolgyűrű) lipofilitásával hozzájárulnak a hányingert, hányást keltő hatáshoz: a lipofil molekula könnyebben jut el a (vér–agy gáton egyébként kívül eső) kemoszenzitív hányásközpont idegsejtjeihez. Néhány molekula (pl. iobitridol – Xenetix) tervezésekor kifejezett szempont volt a minél több –OH csoport használata, és ezáltal a lipofil belső rész elzárása a szervezettől, a hidrophil külső molekularész segítségével.

**Fehérjekötés:** a gyógyszerek egyik fontos paramétere a plazmafehérjékhez, elsősorban az albuminhoz való kötődés, amit a beadott összdózis százalékában szoktunk kifejezni. A fehérjekötés mértéke erősen kihat a gyógyszer sorsára a szervezetben, mivel kötött állapotban a szer nem hagyja el az érpályát, nem választódik ki a vesében sem, sőt a kötött molekuláknak a legtöbb esetben gyógyszerhatása sincs. A fehérjéhez kötött rész utánpótlást jelent a farmakológiailag aktív szabad gyógyszerfrakció számára, így elhúzódó hatással számolhatunk.

A jódtartalmú intravasculáris kontrasztanyagok fehérjekötése sok mindentől függ, pl. koncentráció, ozmolalitás, kémiai minőség, de egyik jelenleg használt szernél sem haladja meg az 5%-ot, ami kifejezetten alacsony értéknek számít. Ez szerencsés, hiszen az ideális kontrasztanyagtól elvárjuk, hogy ne lépjen kölcsönhatásba a szervezettel, ezért a fehérjéhez való kötődést nemkívánatos tulajdonságnak, szövődmények lehetséges kiindulópontjának tekintjük. (Ez alól kivétel volt a ma már nem használatos hepatotrop jódtartalmú kontrasztanyagok csoportja, ahol is a hatásmechanizmus alapja éppen magas fehérjekötésük volt, ami a májon keresztül kiválasztást determinálta.)

## Farmakokinetika

Az intravasculáris jódtartalmú kontrasztanyagok a beadást követően egy rövid ideig az érpályában maradnak, mivel azonban kis molekulákról van szó, hamarosan elkezdnek kilépni a szövetközi térbe (interstíciumba). A sejthártya viszont átjárhatatlan számukra, a sejtekbe nem hatolnak be, ezért végső soron megoszlási terük az intravasculáris + intersticiális tér együttese lesz. Ez alól kivétel a központi idegrendszer intersticiális tere, ahová az ép vér–agy gáton nem tudnak behatolni. A vese glomerulusaiban akadály nélkül ultrafiltrálódnak, művesekezeléssel (hemo-, illetve peritoneális dialízissel) eltávolíthatók.

Döntő mértékben a vesén keresztül ürülnek, változatlan formában: a szervezet bontóenzimeinek számára ismeretlen a molekula, így az anyagcsere folyamatokban nem vesz részt.

## Klinikai alkalmazások, indikációk

Az intravasculárisan adható jódos kontrasztanyagok klinikai felhasználása igen szerteágazó, ezen a helyen mindössze egy rövid áttekintést adunk a főbb felhasználási területekről.

A vizsgálatok számát tekintve messze a leggyakoribb felhasználási terület a CT (intravénás alkalmazás). Az összes CT-vizsgálat kb. 60%-a történik kontrasztanyag felhasználásával (bár ez az adat nehezen becsülhető és országoként eltér).

Ezt követi a szívkatéteres koronarográfia (csak diagnosztikus, illetve kombinált diagnosztikus-terápiás beavatkozás is lehetséges), majd a perifériás (pl. femorális) arteriográfia. További lehetséges indikációk: urographia, phlebographia, arthrographia, myelographia, endoszkópos retrográd cholangio-pancreatographia (ERCP), herniographia, hystero-salpingographia, sialographia, fistulographia, különböző intraoperatív érfestések.

Az egyes vizsgálatokhoz ajánlott koncentrációkat és térfogatokat a készítmények gyógyszeralkalmazási előirata tartalmazza. A dozírozásnál fontos a helyi körülményeket (CT-készülék, tapasztalat stb.) figyelembe vevő protokoll kialakítása, amely azonban természetesen nem térhet el a hivatalos ajánlás határértékeitől.

## Kontraindikációk

A kontrasztanyagok beadásánál nem csak azt kell tudnunk, hogy mikor adjunk (indikációk), hanem azt is, hogy mikor ne adjuk kontrasztanyagot (kontraindikációk).

Az intravénás, jódtartalmú kontrasztanyagok beadásának mindössze két *abszolút kontraindikációja* van:

- az adott kontrasztanyaggal szemben fennálló ismert és súlyos túlérzékenység,
- klinikailag manifest hypertireózis.

Ezekről részletesebben a „mellékhatások, szövődmények” részben lesz szó.

A *relatív kontraindikációk* a következők:

- terhesség,
- veseelégtelenség,
- szívelégtelenség,
- metformin-szedés,
- vér–agy gát sérülés,
- myasthenia gravis,
- pheochromocytoma.

A relatív kontraindikációkkal kapcsolatban ki kell emelnünk, hogy ezekben az esetekben a kontrasztanyag beadása önmagában nem hiba, de mérlegelnünk kell a beadás kockázatát, és a vizs-

gálatból nyerhető diagnosztikus előnyt. Ez azt jelenti, hogy mindenképpen felül kell vizsgálnunk a vizsgálat indikációját – ideális esetben csapatmunkában, az indikáló kolléga bevonásával. A végső döntés és felelősség mindig a kontrasztanyagot beadó radiológus kezében van, ezt a felelősséget a beutaló klinikus sem jogi, sem erkölcsi értelemben nem veheti át. Ha egy egyébként általában kontrasztanyagot igénylő vizsgálat (pl. hasi CT) kontrasztanyag nélkül került elvégzésre, a leleten egyértelműen és feltűnően jelezni kell a vizsgálat korlátozott diagnosztikus értékét.

*Terhesség* esetén a korrekt kockázat/előny mérlegelés – tekintve, hogy a kockázat a vonatkozó adatok hiányában nem becsülhető – csaknem lehetetlen.

Ami biztosan tudható: kontrasztanyag a placentán átjut, az anyának beadott kontrasztanyag-nak tehát a magzat is ki van téve, ami számára kockázatot jelenthet. Állatkísérletekben a kontrasztanyag nem okozott vetélést és nem bizonyult teratogénnek (torzképződést okozónak). Ebből azonban sajnos semmilyen következtetést nem vonhatunk le az emberi teratogenitásra vonatkozólag. (Ennek oka, hogy a humán placenta – amely számos gyógyszer-molekulát átalakít – működése különbözik az összes ismert állatmodellétől.)

Vegyük figyelembe azt is, hogy várandós anya kontrasztanyag vizsgálatánál a magzat sugárterhelése bizonyítottan tekinthető teratogenitási kockázatot jelent.

Ajánlható ezért a következő gyakorlat:

- Fogamzóképes korú nő esetében mindig *kérdezzünk rá a terhességre*. Az eredményt – negatív esetben is – írásban, a beteg aláírásával ellátva *dokumentáljuk*. (Néhány helyen az elektív vizsgálatokat a menstruáció idejére vagy közvetlenül azutánra időzítik az accidentális terhesség kizárására.)
- Terhesség esetén tagadjuk meg a vizsgálatot minden olyan esetben, amikor a diagnosztika nem életveszély elhárítására történik.
- Ha szakmailag lehetséges, alkalmazzunk kontrasztanyag nélküli, nem ionizáló sugárzást használó modalitást, vagy várjuk meg a baba megszületését.
- Ha mégis elvégezzük a kontrasztanyag vizsgálatot, a gyermek megszületését követő első héten *kötelező a pajzsmirigyfunkciós teszt* elvégzése. Erre írásban hívjuk fel a szülést vezető orvost/intézményt!
- Ne felejtjük el, hogy ha terhes anyának kontrasztanyagot adtunk, *jelentési kötelezettségünk* van az Országos Gyógyszerészeti Intézet felé (ún. terhességi jelentés, „pregnancy reporting”) akkor is, ha nem történt mellékhatás. Ennek oka, hogy az egészségügyi hatóságok gyűjtenek minden adatot a humán terhességi gyógyszerexpozícióról.

*Szoptató édesanyjának kontrasztanyag a szokásos dózisban korlátozás nélkül adható és a szoptatás rendjét nem kell megváltoztatni.*<sup>45</sup>

<sup>45</sup> Néhány kontrasztanyag alkalmazási előirata a szoptatást relatív kontraindikációként említi. A fenti mondat a jelenleg érvényes európai szakmai ajánlást (ESUR) veszi figyelembe. Az egyes intézményekben jelentősen eltérő gyakorlattal találkozhatunk.

Ennek farmakokinetikai magyarázata a következő: a kontrasztanyag az anyatejbe csak nyomokban választódik ki, azon kívül a per os adott kontrasztanyag – ha egyébként nincs gastrointestinalis perforatio – csak minimálisan, kb 3%-ban szívódik fel. E két tényből adódóan a szoptatott gyermeket gyakorlatilag nem éri kontrasztanyag-terhelés.

*Myasthenia gravis* (az ideg–izom kapcsolat izomgyengeséggel járó betegsége, paraneoplastikus – daganatos, pl. kissejtes tüdőrákot kísérő – **tünetként is előfordul**): a kontrasztanyag ronthatja a myastheniás beteg állapotát, szélsőséges esetben myastheniás krízist (légzési elégtelenség) provokálhat. Bár nem gyakori betegség, volt már hazánkban is halálos diagnosztizálatlan myastheniás beteg kontrasztanyag vizsgálat során.

*Pheochromocytoma* (vérnyomás-emelő katekolaminokat termelő daganat) esetén hipertóniás krízist provokálhatunk a kontrasztanyaggal.

Ambulánsan ezek a betegek nem vizsgálhatók, előzetesen szakorvosi állapotfelmérés, a vizsgálat után kórházi felvétel és szoros megfigyelés szükséges.

A többi relatív kontraindikációval a következő alfejezetben foglalkozunk.

## Mellékhatások, szövődmények

*„Ne abban bízunk, hogy az ellenség nem fog jönni, hanem abban, hogy készen állunk a fogadására.”*  
(Szun Cu mester)

A kontrasztanyagok úgy lettek kifejlesztve, hogy ne lépjenek kölcsönhatásba a szervezettel. Ebben jellegetesen különböznek a többi gyógyszertől, amelyek – az antibiotikumok kivételével – pont arra lettek tervezve, hogy valahol beavatkozzanak testünk folyamataiba.

A molekuláris kontrasztanyag-tervezés eredményes volt; a jelenleg használatos *kontrasztanyagaink rendkívül biztonságos szerek, a szövődmények száma kifejezetten alacsony*. Hiba lenne, ha indokolt adásuktól félnénk, vagy betegeinket a vizsgálatától elijesztenénk, és így a nyerhető diagnosztikus többletet és terápiás lehetőségeket elveszítenénk. Vezető radiológusok folyamatosan hívják fel a szakma figyelmét arra, hogy a mellékhatások és szövődmények ezrelékekben mérhető valószínűsége miatt betegeink többségét nem szabad a biztos diagnosztikus előnyöktől megfosztanunk.

Mégsem szabad azonban elfelejtenünk, hogy a kontrasztanyagok beadása mindig kockázatot jelent; minden tapasztaltabb radiográfus tarsolyában van egy-két történet, amikor a kontrasztanyag adása tragédiával végződött vagy végződhetett volna.

Nem kerülhető meg betegeink elvárása sem; terápiás beavatkozás esetén elfogadhatónak tartunk bizonyos mellékhatásokat a gyógyulás reményében. A hajhullás például egy kifejezetten súlyos gyógyszer-mellékhatás, kemoterápiánál azonban mégis tolerálható. A diagnosztikától azonban azt várják betegeink, hogy teljesen veszélytelen legyen – holott nem az – hiszen ki szeretne megbetegedni, miközben épp azt akarja megtudni, hogy mi a baja. Emellé érdemes odatenni azt

a – persze csak becsült – adatot, hogy a világon minden harmadik képalkotó eljárás teljesen felesleges, mert eredménytől függetlenül nincs terápiás konzekvenciája. Mind etikailag, mind orvosiilag nehezen védhető helyzetbe kerülünk tehát, ha a betegünk egy indokolatlan kontrasztanyag vizsgálat során szenved egészségkárosodást.

Mivel a lehetséges szövődmények között életet veszélyeztetők is vannak, kontrasztanyag adásakor mindig elérhetőnek kell lennie az újraélesztő felszerelésnek (*tárgyi feltétel*), valamint az eszközös újraélesztésben járatos embernek, illetve – ideális esetben – összeszokott csapatnak (*személyi feltétel*).

Radiográfusként a szövődményekkel kapcsolatban akkor járunk el helyesen, ha

- tudjuk, melyek a lehetséges szövődmények és ezek hogyan néznek ki a gyakorlatban;
- a beteget nem hagyjuk felügyelet nélkül (!), ideális esetben a beadást követő 20 percig;
- számítunk a szövődmények előfordulására, az elvárható készülségi szinten figyeljük jeleit;
- a fellépő tüneteket nem bagatellizáljuk;
- tudjuk, mi a radiográfustól elvárható cselekvés;
- tudjuk kit és milyen telefonszámon kell hívni szükséghelyzetben. (Felelősségek és kompetenciák tisztázása még békeidőben, helyi protokoll!)

Meg kell említenünk, hogy a szövődmények négy lehetséges variációja – ritka enyhe/ritka súlyos/gyakori enyhe/gyakori súlyos – közül a ritka súlyosakra való felkészülés a legkritikusabb, hiszen itt éberségünk természetes módon lanyhul, de adott esetben hirtelen teljes intenzitású cselekvésre van szükség.

A kontrasztanyag-szövődmények nem egyenletesen oszlanak meg a populációban, ezért jó, ha a szövődményre hajlamosító tényezőket ismerjük, a *rizikóbetegeket* (pl. kérdőívvel) *kiemeljük*, és rájuk fokozott figyelmet fordítunk.

A szövődményeknek különböző felosztásai terjedtek el, ebben a fejezetben egy elméleti és egy gyakorlati rendszert ismertetünk.

*Elméleti felosztás:* az egyes szövődményeket a kontrasztanyagok különböző fiziko-kémiai tulajdonságaival hozzák összefüggésbe, ilyen értelemben beszélhetünk

- *ionos,*
- *ozmotikus,*
- *kémiai toxicitásról,*

amelyek a gyakorlatban természetesen nem választhatók el vegytisztán egymástól.

Az ionos toxicitást – ami csak az ionos kontrasztanyagok sajátja volt – tartják döntően felelősnek a szív-érrendszeri és a központi idegrendszeri problémákért.

Elsősorban ozmotikus eredetű szövődménynek tekintjük a vesetoxicitást és a keringő vértér fogat megnövekedéséből (volumenterhelés) eredő problémákat. A kontrasztanyag kémiai minősége a felelős az allergiás reakciókért.

*Gyakorlati felosztás:* a szövődményeket fellépésük időpontja szerint feloszthatjuk *azonnali* (egy órán belüli) és késői (1 órán túli, de 1 héten belüli) szövődményekre. Ez a felosztás mesterkéltnek tűnhet, de jól tükrözi azt a nagyon is gyakorlati körülményt, hogy míg a korai szövődményekkel a radiológus/radiográfus találkozik, a későikkel a beteg más orvoshoz, intézményhez fordulhat, esetleg nem is szerzünk róluk tudomást.

*Azonnali szövődmények:*

- minor szövődmények/mellékhatások,
- akut, súlyos kardiovasculáris szövődmény,
- akut allergiás reakció,
- extravasatio.

*Késői szövődmények:*

- kontrasztanyag indukálta nefropátia,
- késői allergiás reakciók,
- tireotoxikus krízis.

*Azonnali szövődmények.* A beadáskor előforduló általános vagy helyi melegségérzés, enyhe szédülés, fémcsájíz, émelygés egészen gyakori és legtöbbször enyhe, tulajdonképpen inkább kellemetlenségnek, mint szövődménynek tekintjük.

Három fontos dolgunk ezzel kapcsolatban:

- a beteget előre tájékoztassuk ezek lehetőségéről;
- mindenképpen különítsük el a beadás helyén jelzett erős csípő-égő, feszítő fájdalomtól, ami extravasatio jele lehet;
- tartsuk észben, hogy igen ritkán, de bizony súlyosabb reakció bevezető tünete lehet (ld. később az esetismertetések némelyikében).

A *minor szövődmények* ellátása tüneti. A hányás ritkán gyógyszeres hányáscsillapítást tehet szükségessé.

- *Kardiovaszkuláris szövődmények*<sup>46</sup>. A kontrasztanyagoknak a szívre gyakorolt legtipikusabb hatása az enyhe tachycardia, de ritkábban ennek ellenkezője, bradycardia is előfordul, különösen  $\beta$ -blokkolót szedő betegben. Igen ritkán, de gyakorlatilag bármilyen szívritmuszavar előfordulhat: extrasystole, ingervezetési blokkok, szívmegállás (asystole), kamrafiibrilláció, következményes vérnyomáseséssel és keringés-összeomlással. Vérnyomáscsökkenés elő-

<sup>46</sup> Angol nyelvű szakirodalomban: MACE: Major Adverse Cardiac Events.



fordulhat izolált érhatásként, esetleg allergiás reakció (hisztaminfelszabadulás) keretében is. Volumenhatásként vérnyomás-emelkedés is előfordulhat, bár a kontrasztos CT-vizsgálat alatt észlelt vérnyomás-emelkedés jóval gyakoribb oka, hogy a hypertoniás beteg a vizsgálat előtti koplalás részeként nem veszi be vérnyomáscsökkentőjét, amihez hozzájárul a várakozás és a vizsgálat okozta stressz, az eredménytől való félelem. (Ez természetesen nem kontrasztanyag-szövődmény.)

A szív eredetű szövődmények többségéért az ionos toxicitást tartják felelősnek, az ingervezetési környezet, membránpotenciál, ionösszetétel – Na-, K-, Ca-koncentráció –megváltozása, negatív inotrop hatás révén. A jelenleg használt, nem-ionos kontrasztanyagokkal mintegy 80%-kal (!) kevesebb ilyen szövődmény várható. Különösen nagy volt a kamrafiibrilláció kockázata régebben szívkatéterezésnél, ionos kontrasztanyag alkalmazásakor.

Radiológiai felhasználáskor növeli a kardiális kockázatot, ha a kontrasztanyagot centrális vénába adjuk, mert ilyenkor a kontrasztanyag szinte hígulás, keveredés nélkül éri el a szívet. A centrális vénába történő beadást semmi nem tiltja, viszont legyünk tisztában azzal, hogy ilyenkor fokozott a rizikó, és (a valószínűleg úgyis jelen lévő) intenzív kollégával konzultáljunk. A képalkotás szempontjából fontos, hogy centrális beadásnál megváltozik a kontrasztanyag szervezetben való eloszlásának dinamikája.

A radiológiai személyzet kompetenciája a kardiovaszkuláris szövődmények ellátásban: a szövődmény észlelése (eszmélet, carotis pulzus, légzőmozgások) oxigén adása, alacsony vérnyomás esetén alsó végtagok megemlése, szükség esetén alapfokú újraélesztés elkezdése. Resuscitációs team hívása. Ha a helyzet megengedi, vénabiztosítás.<sup>47</sup>

Általános irányelv az alapfokú újraélesztéssel kapcsolatban, hogy egyetlen célja a beteg életben tartása addig, amíg a magasabb fokú újraélesztés megérkezik. Ilyen irányú gyakorlati tudásunkat rendszeresen (minimum fél évente) karban kell tartanunk.

A súlyos kardiovaszkuláris szövődmény első pillanatra néha nehezen különíthető el az anafilaxia miatti keringés-összeomlástól, ez azonban nem is feladatunk, hiszen az alapszintű újraélesztés nem különbözik.

Esetleírás: kamrafiibrilláció

2008. február 11-én egy oroszországi klinikán egy 42 éves férfi coronaria angiográfiához kapott bólusonként kontrasztanyagot. Összesen kb. 200 ml 350 mg/ml kontrasztanyag beadását követően kamrafiibrilláció lépett fel. Sikeres újraélesztés történt, a beteg néhány napos kórházi tartózkodást követően otthonába távozott.

<sup>47</sup> Bármiféle akut szövődmény elhárítását nagyban megkönnyíti, ha a kontrasztanyag beadására használt kanült a beadás után egy darabig még a helyén hagyjuk.

- *Akut allergiás szövődmények.* Az akut allergiás reakciók súlyossága széles skálán mozog, az enyhe bőrpírtól, kiütéstől, viszketéstől az arc- és gégeödémán, bronchospasmuson át egészen a keringés-összeomlásig, légzés- és szív megállásig.

Az esetek többségében szerencsére nem alakul ki a legsúlyosabb kép, itt is érvényes azonban, hogy *az enyhe tünetek lehetnek a súlyosak előszelái*, és mivel nem tudjuk, hogy a folyamat hol fog megállni, minden reakciót vegyünk komolyan.

Allergiás reakció minden előzmény nélkül, bárkinél előfordulhat, de gyakoribb

- asztmásoknál,
- bármilyen allergia esetén, beleértve a pollenallergiát is,
- akiknek volt már allergiás reakciójuk jódtartalmú kontrasztanyagra,
- magas ozmolalitású, ionos kontrasztanyag adása esetén.

Sajnos nem jelent védelmet, ha a beteg már kapott intravénás jódos kontrasztanyagot, és akkor nem alakult ki allergia.

Ne felejtjük el, hogy a „*van-e jódallergiája?*” kérdésre a betegek sokszor a jódos sebészi lemosást követő szubjektív érzeteket (csípés, viszketés) fogják allergiaként említeni, aminek semmi köze nincs ahhoz, ami minket érdekel. Helyesebb, ha a betegtől azt kérdezzük, hogy volt-e már CT-vizsgálata, akkor kapott-e kontrasztanyagot, és ha igen, volt-e bármi rendellenesség. (Nem kell elmondanunk, hogy milyen rendellenességek lehetnek, ha volt, akkor azt a beteg tudni fogja.) Ha a beteg dokumentációjába indokolatlanul bekerül a „jódallergia”, az onnan nem fog egyhamar kikerülni, és jelentős fejfájást okozunk a következő CT-vizsgálatot végző kollégának vagy saját magunknak.

Nem rizikóbetegben allergiaprevenciót nem alkalmazunk, a fenti rizikóállapotokban premedikációként adhatunk szteroidot (30 mg prednisolon per os, 12 órával és 2 órával a vizsgálat előtt), ennek hatásossága azonban nem bizonyított.

Az allergiás reakciók alapja az értágító hatású hisztamin felszabadulása a hízósejtekből, illetve a felszabadult hisztamin helyi vagy általános, elsősorban értágító hatása.

A súlyos allergiás, anafilaxiás reakció kialakulása a legtöbb esetben dóziszfüggetlen, ezért nem helyes elhárítani a régebbi gyakorlat, hogy előre beadott kis adag kontrasztanyaggal teszteljük, nem allergiás-e a beteg.

A radiográfus kompetenciája az ellátásban hasonló, mint a fentiekben.

*Keresztallergia* a különböző kontrasztanyagok között. Az allergiás folyamat megértéséhez tudnunk kell, hogy a kontrasztanyagban nem maga a jód allergizál, hiszen amellet, hogy a jód a szervezet számára szükséges és ismerős elem, méreténél fogva sem képes immunválasz kiváltására. Allergénként (ún. haptén) maga az egész kontrasztanyag molekula – a trijodinált benzolgyűrű az összes oldalláncával együtt – szerepel.

Az érzékenység így a legtöbb esetben egyetlen konkrét kontrasztanyagnak szól. Ezekben az esetekben, ha az allergiát okozó kontrasztanyag dokumentáltan beazonosítható és az újabb vizs-

gálat mindenképpen szükséges, a jelenlegi ajánlások (pl. ESUR) szerint fokozott készültség mellett a vizsgálat egy másik kontrasztanyaggal elvégezhető. Létezik azonban az ún. keresztallergia jelensége is, amikor a beteg a szerkezetileg hasonló másik anyagra ugyanúgy allergiával reagál.

Esetleírás: súlyos akut allergiás (anafilaxiás) reakció

2008. február 24-én egy 67 éves férfi beteget vizsgáltak ki egy németországi klinikán, ismeretlen eredetű felhási fájdalom miatt. A beteg korábban már kapott intravénás jódtartalmú kontrasztanyagot, akkor szövődmény nem volt. Anamnesisében penicillinallergia szerepelt. Jelen CT-vizsgálathoz 80 ml (300 mg/ml) kontrasztanyagot kapott. A bolus injekció beadását követően a beteg melegséget és hányingert panaszolt, a vizsgálatot félbeszakították. Antihisztamin és szteroid medikációban részesült. Két perc elteltével pulzusa tapinthatatlanná vált. Alapfokú újraélesztést kezdtek, értesítették a resuscitációs csapatot, akik állapotának stabilizálása után intenzív osztályra szállították. A betegnél vese-, máj- és bélelégtelenség lépett fel, és két nappal ezután meghalt.

Néhány intézményben szokás, hogy a jódtartalmú kontrasztanyagra ismert allergiás betegnek MR-kontrasztanyagot adnak *röntgen* vizsgálathoz, sőt ismerünk esetleírásokat, amikor szívkatéterezést végeztek ezzel a módszerrel. Bár a módszer többé-kevésbé működhet, hiszen a gadólińium elég nagy dózisban röntgenárnyékot is ad, egyetlen gyártó és egyetlen szakmai ajánlás sem támogatja (nem regisztrált felhasználás, ún. „off-label use”), ezért ez a gyakorlat csak ultima ratióként jöhet szóba, ha a beteg a vizsgálat elmaradásával nagyon sokat veszíthet.

- *Extravasatio*. Extravasatióra hajlamosító eljárásfüggő rizikófaktor az injektor használata, a magas flow, a nagy beadott térfogat, HOCM használata. Betegfüggő rizikófaktor a kommunikáció hiánya (eszméletlen állapot, idős, zavart, demens beteg), a bizonytalan (kis perifériás véna, lábfej!), illetve szakadékony véna (szteroidkezelés, kövérség, idősor), régebben behelyezett branül használata. Ne felejtsük el átmosással ellenőrizni a branül helyzetét, valamint tájékoztatni a beteget, hogy a beadás helyén érzett feszítő, csípő, égető fájdalmat azonnal jelezze (ami nem azonos a kontrasztanyag kiváltotta melegségérzéssel).

Egy nagy beteganyagban végzett vizsgálat szerint injektor alkalmazása során átlagosan 300 vizsgálatból egy extravasatio történt. Az esetek többségében felpolcolás, jelelés, fájdalomcsillapító elég, a beteg megfigyelése, illetve visszarendelése azonban ilyenkor is szükséges, mert az állapot romolhat. Szövetelhalás miatt necrectomiára, illetve kompartment-szindróma<sup>48</sup> miatt sebészi feltárára (fasciotomia) ritkán van szükség.

<sup>48</sup> Kompartment-szindróma: a végtagok izmai az erekkel és idegekkel együtt kötőszövetes rekeszekben, ún. kompartmentekben helyezkednek el. A kompartmentek csak mérsékelt tágulásra képesek, ezért nyomásfokozódáskor – pl. nagy volumenű extravasatio – a vénás elfolyás gátlódik, az artériás beáramlás még megmarad. Csakhamar igen nagy nyomás alakul ki, a végtag kökemény lesz, az ujjak lividen elszíneződnek, ilyenkor már az artériás beáramlás is leáll, ami az idegek, illetve a többi képlet maradandó károsodását okozza.

Esetleírás: extravasatio, kompartment-szindróma

2008. február elsején egy japán kórházban egy 58 éves nőbeteg hasi CT-vizsgálathoz 80 ml (350mg/ml) kontrasztanyagot kapott, kb. 2 ml/sec sebességgel. A branül a jobb kézfejére volt bekötve. Beadáskor fájdalmat panaszolt, extravasatio valószínű volt, de 45 perccel később, a hazabocsátáskor a beteg panaszmentes volt, a vizsgáló orvos eltérést nem talált, így otthonába engedték.

Két órával később a beteg visszajött a vizsgáló kórházba, ekkor jobb kézfeje és alkarja erősen duzzadt volt, ujjai szederjesen elszíneződtek. A kézsebészeti osztályon kompartment-szindróma miatt azonnali műtétet végeztek, melynek során a karpális alagút felszabadítása és alkari fasciotomia történt, amely a tüneteket megszüntette.

- *Neurológiai szövődmények*. A kontrasztanyagok az ép vér–agy gáton nem jutnak át, így az idegsejtekkel nem kerülnek kapcsolatba. A vér–agy gát sérülése (a „klasszikus négyes” kiváltók: daganat, trauma, roncsoló vérzés, gyulladás) esetén azonban a sérült barrieren keresztül eláraszthatják az agyszövetet, és elsősorban az ionos anyagok – az ionikus környezet megváltoztatása révén – neuronkiszüléseket, epileptiform görcsöket provokálhatnak.

Intrathecalis beadásra, ahol a vér–agy gátat eleve megkerüljük, éppen ezért az ionos anyagok nincsenek is törzskönyvezeve.

A vér–agy gát sérülése elméletben a kontrasztanyagadás relatív kontraindikációját képezi. Ez a gyakorlatban nem sokat jelent, hiszen pont ezekben az állapotokban nem nélkülözhetjük az általuk nyújtott diagnosztikus többletet. Amit megtehetünk, hogy tartózkodunk az ionos kontrasztanyagoktól, és betegeinket fokozottan obszerváljuk.

A generalizált görcsroham ijesztő, de jó tudnunk, hogy a folyamat legtöbbször magától is elmúlik.

Ellátása tüneti. Fontos az állapot gyors észlelése, és a roham alatti sérülések megakadályozása, amelyek közül az asztról leesés rosszabb, mint a nyelvharapás.<sup>49</sup> Szükség esetén nyugodtan fektessük a beteget a földre, ott kicsit hideg van, de biztonságos. Oxigén adható, a resuscitációs csapat a biztonság kedvéért értesítsük, annál is inkább, mert a roham után egy darabig még homályos lesz a beteg tudata („postictalis tenebrositas”), ilyenkor fokozott, pl. intenzív osztályos observatio szükséges. Anticonvulsansok profilaktikus adásának haszna vitatott.

Tartsuk észben, hogy a szív eredetű hirtelen halál (pl. MACE miatt) is kezdődhet néha görcszerű jelenséggel!

*Késői reakciók*. Számtalanul sokféle késői reakciót írtak le, mint pl. fejfájás, hányinger, izomfájdalom, hőemelkedés stb., ezek nagy részéről azonban nem bizonyítható, hogy a kontrasztanyag okozná.

<sup>49</sup> A népi gyógyomóddal ellentétben ne dugjunk semmit a beteg szájába! A kettéharapott és aspirált fakanál vagy a mull-pólyával kiváltott hányás rosszabb, mint a nyelvharapás. A beteg mögé állva fejt az állcsúcsnál fogva hajtsuk hátra, alsó állkapcsát két kézzel szorítsuk a felsőhöz. Ugyanez a mozdulat szolgálhat az oxigénmaszk felhelyezésére.

Valódi – bizonyítottan kontrasztanyag okozta – késői reakciók közé a késői allergiás, és a nefrotoxikus szövődményeket, valamint a thyreotoxikus krízist soroljuk. Ide sorsolható még a nyálmirigyek duzzanata is, a „jódos mumpsz”.

- *Késői allergiás reakciók.* Furcsa, de nem ritka megfigyelés, hogy bizonyos allergiás jelenségek másnap, sőt több nap elteltével is kialakulhatnak. Valódi gyakoriságuk kérdéses – a betegek nagy része ugyanis nem fordul orvoshoz, illetve nem hozza összefüggésbe a kontrasztanyaggal – de átlagosan 3% körülire tehető.

Általában enyhébb, nem generalizált bőrkiütés, bőrpír, viszketés formájában jelentkeznek. Bár megjelenésük mind a betegnek, mind az orvosnak kellemetlen, tudnunk kell, hogy lefolyásuk legtöbbször enyhe, és sohasem megy át anafilaxiába. Antihisztaminok, kalcium adható, hatásuk erősen betegfüggő, általában nem tekintik bizonyítottnak. Makacs viszketés sajnos elég sokáig megmaradhat.

A késői allergiás jelenségek hátterében teljesen más mechanizmus (ún. sejtes immunválasz) áll, mint az akut esetekben. Ennek fontos gyakorlati következménye, hogy a késői allergiás reakció egy újabb kontrasztanyagadás esetén nem rizikótényezője az akut reakcióknak, és viszont: az akut responder nem rendelkezik fokozott kockázattal a késői reakcióra.

Ha késői reakciót észlelünk és dokumentálunk, mindenképpen jegyezzük meg késői voltát, ne-hogy a következő vizsgáló akut reakcióra gondoljon.

Fontos a betegek előzetes tájékoztatása annak ellenére, hogy a korrekt tájékoztatás növelni fogja a tünetek előfordulásának (vagy csak észlelésének?) gyakoriságát.

Ez a szövődmény valamivel gyakoribbnak tűnik a nagy viszkozitású dimer molekulákkal (pl. iodixanol).

Esetleírás: késői allergiás reakció

2008. február 23-án egy 61 éves férfitumor miatt végzett mellkasi CT-vizsgálathoz 100 ml – nem dokumentált koncentrációjú – kontrasztanyagot kapott, ekkor esemény nem történt.

3 órával később bőrpír, kiütés és viszketés jelentkezett. Vérnyomása stabil volt, légzése rendben.

A tünetek antihisztaminok és szteroid adására oldódtak, a beteget 12 óráig megfigyelés után otthonába bocsátották.

- *Kontrasztanyag nefropátia (KNP<sup>50</sup>)*

„Úgy látszik, hogy csak azt találjuk meg, amit kifejezetten keresünk” (A. Leakey – régész)

Egy retrospektív felmérés szerint azok a betegek, akik a kontrasztanyag adásába belehalnak, közel kétharmad részben a vesetoxicitás miatt vesztik életüket. (Egyharmaduk halálának oka akut allergiás reakció, néhány százalékban szív eredetű szövődmény – MACE.)

<sup>50</sup> Angol nyelvű szakirodalomban: Contrast medium Induced Nephropathy – CIN, újabban: CI-AKI: Contrast-Induced Acute Kidney Injury.

A vese a szervezetben rejtetten elhelyezkedő szerv, betegségeinek többsége – a vesekő kivételével – is rejtett: a vesebetegek közel fele úgy jut el egészen a dialízisig, hogy közben nem is tudott betegségéről. Pácienseink között is kifejezetten keresnünk kell a vesebetegeket, hogy kiemeljük őket a kis kockázatú általános populációból, és külön odafigyeléssel további vesekárosodás nélkül átsegítsük őket a kontrasztanyag vizsgálaton.

Az intravasculáris jódtartalmú kontrasztanyagok – és részben, főleg perforatio esetén a Gastrografin, ld. ott – a vesén keresztül ürülnek ki. A vese, miközben kiválasztja, fel is halmozza, koncentrálja a tubulusokban, majd az üregrendszerben a kontrasztanyagot.

A kontrasztanyag eközben

- direkt toxikus hatást fejt ki a tubulussejtekre,
- elhúzódozó vazokonstrikciót okozva károsítja a vese vérkeringését.

A vesekárosító hatás a beadást követő első 20 percben bekövetkezik, ez az oka annak, hogy a vizsgálat után végzett dialízis – bár a még keringő kontrasztanyagot eltávolítja – a vesekárosítás kivédésére alkalmatlan.

Magának a vesekárosításnak a tünetei viszont csak napok múlva jelentkeznek, s nem is olyan nyilvánvalók, mint az anafilaxia vagy a szívritmuszavar esetén, így a nefrotoxicitás általában nem áll a radiográfus érdeklődésének előterében. Mivel azonban a KNP sokkal gyakoribb, mint az anafilaxia és következményei éppoly súlyosak, legalább ugyanolyan komolyan kell vennünk.

A KNP definíció szerint: a vesefunkció akut romlása intravasculáris kontrasztanyag adását követően 72 órán belül, egyéb etiológia hiányában. Határértékként a legtöbb szerző a szérum kreatinin szint 44 µmol/liter abszolút<sup>51</sup>, vagy a kiindulási érték több mint 25%-kal való relatív emelkedését adja meg.

A KNP nem gyakori; előfordulása az általános betegpopulációban 1% alatt van, ezek többsége is szubklinikai megnyilvánulás, kreatininmérés híján észrevétlen marad. Azonban vannak olyan, többszörös rizikófaktorral rendelkező betegek, akiknek a kockázata akár 30–50%-ig emelkedhet.

A KNP összességében a kórházban szerzett akut veseelégtelenség harmadik leggyakoribb oka, a kórházon belüli és a hosszú távú mortalitás jelentős növekedését okozza.

A beazonosított *betegfüggő rizikófaktorok* között az

- előzetes vesebetegség, különösen diabeteses nefropátia,
- előrehaladott életkor (> 70 év),
- magas vérnyomás,
- dehidráció,
- hypovolémiás shock,

<sup>51</sup> A furcsa érték – 44 µmol/liter – oka, hogy a külföldi ajánlások az angolszász kultúrkörben elterjedt mértékegységben a 0,5 mg/dl-es értéket adják meg, ez a nálunk használatos µmol/literes mértékegységben nem ad kerek értéket.

- o pangásos szívelégtelenség,
- o hyperurikémia, köszvény,
- o myeloma multiplex,
- o nefrotoxikus gyógyszerek (ACE gátlók, nemszteroid gyulladásgátlók, aminoglikozidok stb.) szedése szerepel.

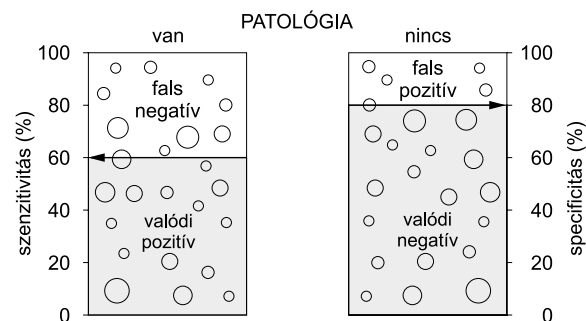
*Eljárásfüggő tényezők:*

- o a beadott kontrasztanyag volumene,
- o a 72 órán belüli ismételt vizsgálat,
- o az alkalmazás módja (intraarteriás valamivel veszélyesebb, mint az intravénás).

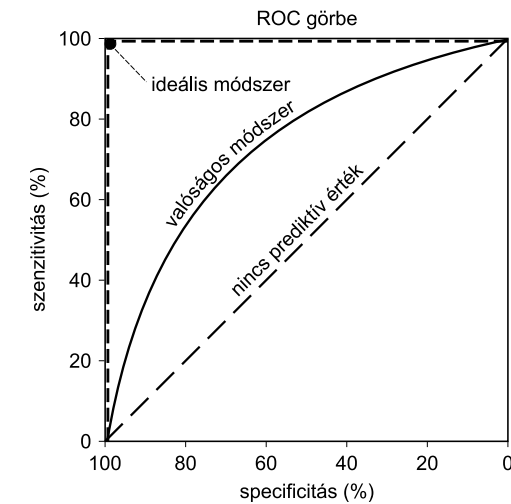
Fontos, szemléletbeli kérdés, hogy a vesekárosító hatásban nincsen küszöbdózis: bár ritkábban, de kis volumenekkel (pl. urográfia során) is lehet bajt okozni egy sok rizikófaktorral rendelkező betegnek.

A kontrasztanyag által okozott vesekárosítás az esetek többségében csak átmeneti, enyhe kreatininemelkedést jelent (ez még nem KNP!), amit ha nem mérünk, észre sem veszünk, így a beteg nem is kerül orvoshoz. A követéses vizsgálat azonban ebben a csoportban is a halálozás jelentős növekedését mutatta (31.10. ábra).

A kialakult KNP egy része dialízis nélkül megoldódik. A dialízisre kerülő akut veseelégtelen KNP-ás betegek 85%-ának vesefunkciója 2–4 hetes dialíziskezelést követően visszatér a megelőző szintre, vagyis a KNP ritkán megy át krónikus veseelégtelenségbe. Azt gondolhatnánk, hogy a kiforrott dialízistechnika birtokában a KNP jelentősége csökkent. Ez a betegpopuláció azonban általában számos kísérőbetegséggel rendelkezik, a gyógyítás eredményei így meglepően rosszak: a betegek szervezete gyakran nem tudja megvárni, míg az egyébként visszafordítható akut veseelégtelenség lezajlik, és a beteget valamilyen szív-érrendszeri, thrombotikus-vérzéses vagy fertőzőes szövődményben elveszíthetjük (31.11. ábra).



31.10. ábra A kontrasztanyag okozta vesekárosítás szintjei (KVE: krónikus veseelégtelenség)



31.11. ábra A kontrasztanyag okozta vesekárosítás hatása a betegek életkilátására (függőleges tengely: eseménymentes túlélés, %)

A rizikóbetegek kiemelése laborvizsgálattal (mért vagy a szérum kreatininszint alapján számított eGFR/kreatinin clearance), ennek hiányában validált kérdőív segítségével történik.

A Magyar Nephrológiai Társaság ajánlása (2011) szerint jódtartalmú intravasculáris kontrasztanyagot csak a szérum kreatininszint ismeretében szabad beadni. A laborvizsgálat elvégzése, valamint a beteg nefrológiai rizikóbecslése a beküldő orvos (tehát nem a radiológus) feladata. Mivel azonban a társszakmák képviselői a legritkább esetben vannak tisztában a KNP természetével, legalábbis az oktatás, illetve a helyi protokoll kidolgozása tekintetében, elengedhetetlen a radiológus és a képzett radiográfus közreműködése.

A magas rizikójú betegek körében a bizonyítottan *hatásos megelőző intézkedéseket* alkalmaznunk kell:

- protokoll szerinti intravénás *hidráció*: fiziológiás só (pl. Salsol) infúzió, 1-2 ml/tskg/óra, kezdés 6 órával a vizsgálat előtt, befejezés 6 órával utána. A per os hidráció jóval kevésbé hatékony, de ha nincs más megoldás, azzal is sokat segítünk, ha a betegnek annyit mondunk, hogy a vizsgálatot követő 24 órában fogyasszon sok folyadékot;
- nefrotoxikus gyógyszerek elhagyása, legalább 24 órával a vizsgálat előtt;
- nefrológus konzílium esetenként hospitalizációval;
- a beteg monitorozása a vizsgálat előtt, alatt és után;
- a megfelelő (LOCM, IOCM) kontrasztanyag választása is.

Jelenleg nincs olyan gyógyszer, amivel a KNP kivédhető lenne. A sokat vizsgált N-actylciszteinnel, illetve a Na-bikarbonát tartalmú infúzióval az adatok ellentmondásosak, adható, de adásuk nem jár bizonyított előnnyel.

- *Metformin (és buformin)*. A metformin egy orális antidiabetikum, ami az érvényben lévő diabetológiai ajánlás szerint a II-es típusú (nem inzulin dependens) diabetesben elsőként választandó – és ezért igen elterjedten használt – gyógyszer. A gyakorlatban ez azt jelenti, hogy ha a beteg az anamnesisben diabéteszt említ és nem kap inzulint, szinte biztosra vehetjük a metforminszedést. (Az inzulinterápia viszont nem zárja ki a metforminszedést; kombinált inzulin-metformin terápia lehetséges.)

**Metformint szedő betegnek elektív vizsgálat során tilos intravasculáris jódtartalmú kontrasztanyagot adnunk.**

Ennek a jól ismert és széles körben be is tartott szabálynak a magyarázata a következő<sup>52</sup>:

A metformin a vesén keresztül ürül, a vesefunkció romlása esetén a metformin a szervezetben felhalmozódik, és tejsav- (laktát-) acidosiszt okozhat. Ha a kontrasztanyag okozta – esetleg szubklinikus – vesekárosítás, amire a diabeteses populáció egyébként is hajlamos, metforminszedéssel társul, életveszélyes tejsavacidosis alakulhat ki, ráadásul ambuláns vizsgálat esetén felügyelet nélkül, amikor a beteg már otthonába távozott.

A tejsavacidosis tünetei: hányinger, hányás, hasmenés, epigastriális fájdalom, fokozott szomjúságérzés, mély légvételek (acidotikus, ún. Kussmaul-légzés – első ránézésre fulladásnak tűnhet), beszűkült tudatállapot, majd kóma. A laikus környezet részegséggel tévesztheti össze. Halálózása igen magas, kezeletlen esetben 30–50%.

Azt, hogy a kontrasztanyag CT-vizsgálatra kerülő beteg szed-e metformint, kötelező, de nem is olyan egyszerű kiderítenünk. A problémánk az, hogy a metformin nem egy konkrét gyógyszer neve, hanem egy hatóanyag, amely jelenleg (2013) Magyarországon 26 regisztrált készítményben fordul elő, ráadásul a lista folyamatosan változik. (Elrettentésül az aktuális lista: Adimet, Avandamet, Competact, Eucreas, Formet, Glucient, Gluformin, Janumet, Jentadeuto, Meforal, Meglucon, Merckformin, Metfogamma, Metformin [7 gyártó különböző jelzővel kiegészítve, úgymint 1a Pharma/Aurobindo/Bluefish/Mylan/Pergamus/Vitalans/Chinoin], Metrivin, Mylmet, Normaglyc, Stadamet, Velmetia.)

Az aktuális listát (utalunk az Országos Gyógyszerészeti Intézet honlapjára, [www.ogyi.hu](http://www.ogyi.hu)) célszerű az osztályon kifüggeszteni.

Mi a teendőnk a metformint szedő beteggel?

Az ún. *metformin-protokoll* folyamatosan változik (az éppen aktuálissal kapcsolatban lásd [www.esur.org](http://www.esur.org)), a trendet tekintve enyhül. Ennek oka az, hogy köszönhetően a radiológus társada-

lom éberségének, a radiológiai eredetű metformin-laktátacidosis irodalmi ritkasággá vált, így az egyébként igen sok beteget érintő protokoll némileg enyhíthető volt. Ami nem változik, az a két alapszabály:

1. *ki kell szűrünk* betegeink közül azokat, akik metformint szednek, és
2. a metformint szedő betegünknek *ismernünk kell a vesefunkcióját*.

A könyv írásakor érvényes metformin-protokoll a következő (ESUR):

- Metformint szedő beteg elektív vizsgálata előtt 48 órával szérumban kreatininvizsgálat és eGFR-számítás történik.
- *Intravénás* kontrasztanyagadás esetén 45, *intraartériás* adás esetén 60 ml/min/1,73 m<sup>2</sup> eGFR felett nincs teendőnk; a beteg a vizsgálat előtt-alatt-után is szedheti a metformint, újabb kreatininmeghatározásra nincs szükség.
- Ezen értékek alatt, de 30 ml/min/1,73 m<sup>2</sup> felett a metformint két nappal a vizsgálat előtt leállítjuk, a vizsgálatot elvégezzük, két nappal a vizsgálat után szérumban kreatininmeghatározás történik, ha a vesefunkció nem romlott, a metformin visszaadható.
- Ha az eGFR 30 alatt van, valamint májfunkció-romlás vagy generalizált hypoxiás állapot esetén (amikor a metformin minden egyéb körülménytől függetlenül is kontraindikált) a metformint leállítjuk, diabetológus konzultációt kérünk, a CT-vizsgálatot elhalasztjuk.

Ez a protokoll egyszerűen fogalmazva annyit jelent, hogy jó vesefunkció esetén nincs teendőnk, közepes esetén vigyázunk, rossz vesefunkciónál – amikor tulajdonképpen félrekezelt diabéteszt találtunk – diabetológushoz irányítjuk a beteget.

Sajnos az egyes kontrasztanyagok gyógyszeralkalmazási előírata nem mindig van szinkronban a metformin-protokollokkal.

Tipikus hiba lehet a helyi protokollban, ha a metformint leállítjuk ugyan, de a beteg nem kap helyette semmit (cukorháztartás felborulhat), vagy a vizsgálatot követően a metformint vakon (szérumban kreatininmeghatározás nélkül) adjuk vissza – ekkor az elnézett veseérintettség talaján ugyanúgy laktátacidosiszt okozhatunk, mintha le sem állítottuk volna.

Akut vizsgálat esetén, amikor ráadásul sokszor az anamnesis is hiányos (pl. eszméletlen beteg) a vizsgálat előnyei általában messze meghaladják az esetleges kockázatokat, így a kontrasztanyagot a (lehetséges) metforminszedés ellenére beadjuk. Fontos azonban, hogy legalább a vizsgálatot követően állítsuk le a metformint, és írásban hívjuk fel a felvevő osztály figyelmét a tejsavacidosis lehetőségére és monitorozására. (pH és SeLaktát – a legtöbb, intenzív osztályon használt vérgáz-készülék rutinból méri.)

Végezetül ne felejtjük el, hogy minden előírás és protokoll, ami a metforminra érvényes, vonatkozik a buformin nevére, ugyanabba a gyógyszercsoportba tartozó régebbi hatóanyagra is. Külföldről átvett ajánlások ezt sokszor nem említik, mert a buformin ott már nincs forgalomban, nálunk azonban még létezik Adebit néven.

<sup>52</sup> Közkeletű tévhit szerint az összeférhetlenség oka, hogy a metformin kölcsönhatásba lép a kontrasztanyag molekulával. Hangsúlyoznunk kell, hogy erről nincs szó!



- *Thyreotoxikus krízis.* A jódtartalmú kontrasztanyagok kontraindikáltak manifeszt hipertireózis esetén, vagyis akkor, ha a betegnek hipertireotikus tünetei vannak, mert vagy nem kap kezelést, vagy a kezelés nincs jól beállítva.<sup>53</sup>

Bár a jódtartalmú kontrasztanyagokban a jód benzolgyűrűhöz kötött formában van jelen és így biológiailag inaktív („inert jód”), a legjobb technológiával előállított anyag is tartalmaz nyomokban szabad jódot, ami hipertireózis esetén veszélyt jelenthet. A krízis kialakulása tipikusan 5 nap–1 hét után várható. Tünetei: részegséget/akut pszichózist imitáló agitáltság, dezorientáció, ami lassan kómába megy át, emelkedett testhő, tachycardia, ritmuszavarok, akut hasi katasztrófát utánzó tünetek.

Ugyanezért nem ajánlott a kontrasztanyag vizsgálatot követő 2 hétben pajzsmirigy radiojód kezelést vagy diagnosztikát alkalmazni, mert a kontrasztanyagból származó, és a kötőhelyekért versengő szabad jód csökkenti a radioaktív izotóp felvételét, így az izotópvizsgálat/terápia hatékonyságát.

A tireotoxikus krízis megfelelő hozzáállás mellett rendkívül ritka szövődmény.

### **Felelősség a kontrasztanyagok alkalmazásakor**

Minden nagykorú, szellemileg beszámítható, tiszta tudattal rendelkező betegnek joga van – megfelelő tájékoztatás után – eldönteni, hogy vállalja-e a kontrasztanyag beadását.

Mind a tájékoztatásnak, mind a beleegyezésnek írásban (is) meg kell történnie, és lehetőséget kell adnunk a betegnek kérdések feltételére.

A tájékoztatásnak az ésszerűség határain belül ki kell terjednie a lehetséges szövődményekre, illetve a kontrasztanyag elhagyásából származó diagnosztikus hátrányra.

Szövődmény kialakulása esetén – tudva, hogy a radiológia, más orvosi szakmákhoz hasonlóan veszélyes üzem – ha egyébként ellátás megfelelő volt, nincs miért szégyenkeznünk. Sem jogilag, sem emberileg nem védhető azonban a tájékoztatás elmaradása, valamint az írásos beleegyező nyilatkozat hiánya.

### **Különböző kiserelések, tárolás és egyéb praktikus szempontok**

A jódtartalmú kontrasztanyagok klasszikusan különböző méretű (10-20-50-100-200-500 ml) üvegtartályban kerültek forgalomba. A mikrobiológiai kontamináció elkerülése végett elméletileg egy tartály tartalmát egy betegnek adhatjuk be, a maradékot el kell dobnunk<sup>54</sup>. Ez alól

<sup>53</sup> Néhány kontrasztanyag alkalmazási előiratában a manifeszt hipertireózisra a zavaró „tireotoxikózis” kifejezést használják. Legjobban tesszük, ha ezt a régi keletű szót töröljük a szótárunkból, mert összekeverhető a tireotoxikus krízissel.

<sup>54</sup> Számos osztályon találkozhatunk ettől eltérő gyakorlattal – a nem előírás szerinti használat felelőssége mindig azé, aki a kontrasztanyagot a betegnek beadja – lásd a felelősségről szóló részt.

kivétel a több beteg kiszolgálására is alkalmas („multi-dose”), elsősorban a szívkatéteres laborok számára tervezett 500 ml-es kiserelés (utalunk a gyártó előírásaira). Újabban több gyártó kínál kontrasztanyagot változatos műanyag kiserelésben, ami lehet polypropilén palack, infúziós tasak (szintén lehet multi-dose) vagy előre töltött fecskendő. A könnyebb, törésmentes szállítás és tárolás mellett ennek egyéb praktikus előnyei is lehetnek: egyszerűbb, balesetmentes felbontás és felszívás, olcsóbb hulladékkezelés. Az előre töltött fecskendő rendkívül praktikus alkalmazható injektorokban, bár magasabb előállítási költsége miatt drágább lehet a hagyományos kiserelésnél.

A kontrasztanyagok nem igényelnek különleges tárolást, néhány dolgot azonban szem előtt kell tartanunk. A tárolás „szobahőmérsékleten” történik, paradox módon azonban a szobahőmérsékletnek nincs egyértelmű meghatározása; az alsó hőmérsékletetartart egyáltalán nem, a felsőt 25, mások max. 30 °C-ban állapítják meg. Mindkettővel akadhat problémánk; egy nem egyenletesen temperált raktárban vagy szállítás közben egy forró nyári napon túlhaladhatjuk ezeket az értékeket, télen pedig (ablak közelében, padlón, szélső polcon, bejárat előtt felejtve) lehűlés miatti kristályosodás fordulhat elő. Ne tegyük a kontrasztanyagot hűtőszekrénybe sem.

Bár nem fényérzékenyek<sup>55</sup>, a direkt napfénytől óvnunk kell, hasonlóan a szórt rgt-sugárzástól, ami a molekulák bomlását okozhatja. Ez utóbbit azt jelenti, hogy nem tárolhatunk kontrasztanyagot huzamosabb ideig a CT-vizsgálóhelyiségben.

Eltarthatósági idejük a gyártástól számítva 2–4 év, ami azonban kontrasztanyag-melegítés esetén megváltozik. (Lásd a viszkozitásról szóló részt.)

Minden injekció formátumú készítményt, így a kontrasztanyagainkat is, közvetlenül a beadás előtt szemkontrollal ellenőriznünk kell, és ha elszíneződést vagy kristályosodást tapasztalunk, nem szabad felhasználnunk.

Bármely kontrasztanyag maradéka (MR, UH, bárium is) veszélyes hulladékként kezelendő. (Ha az egyébként meglehetősen drága veszélyeshulladék-elszállítás súlyra történik, költséget takaríthatunk meg a műanyag kiserelés használatával.)

### **Jódtartalmú, vízdékony, nem intravasculáris készítmények**

Az ide tartozó amidotrizoát és ioxitalamate trijodinált, monomer, ionos, magas ozmolalitású (HOcm) kontrasztanyagok, molekulárisan azonosak az intravasculárisan adható megfelelő készítményekkel. Gyógyszerformájuk azonban más, és így felhasználásuk is eltér: ezek a szerek a gastrointestinalum, illetve egyéb üreges szervek vizsgálatára használatosak, közvetlenül ér pályába nem adhatóak. Legismertebb képviselőjük a *Gastrografin* (Bayer Schering Pharma) az amidotrizoate kétféle

<sup>55</sup> A kontrasztanyagok átlátszó, míg a fényérzékeny gyógyszerek mindig színezett ampullában kerülnek forgalomba.



sójának keveréke (Amidotrizoate natrium 10 g + Amidotrizoate meglumin 66g 100 ml oldatban). A készítmény jódtartalma 370 mg/ml.

A gastrointestinalum vizsgálatára alkalmazzuk per os vagy beöntés formájában. A kettős kontrasztos vizsgálatok kivételével elvileg mindarra alkalmazható, amire a bárium-szulfát, mivel azonban bevonatképző tulajdonsága sokkal gyengébb, a gyakorlatban akkor szoktuk használni, ha az előbbi ellenjavallt (ld. ott).

Az ép gyomor-bélrendszerből a Gastrografin 3%-a, perforáció esetén a hashártyára kikerült mennyiség nagyrésze felszívódik,<sup>56</sup> a vérkeringésbe kerül és innentől a felszívódott rész ugyanúgy viselkedik, mint egy intravasculáris jódtartalmú kontrasztanyag (pl. vesén keresztül ürül). Ez azt is jelenti, hogy elméletileg az ezekre jellemző mellékhatásokra és szövödményekre is számítanunk kell (allergiás reakciók, MACE, nefrotoxicitás stb.), bár a reakciók enyhébbek és ritkébbek. Kontraindikációi is hasonlóak az intravénás jódtartalmú kontrasztanyagokéhoz: manifeszt hipertireózis, allergia stb. (lásd ott).

A Gastrografin erősen hyperozmoláris, ezáltal folyadékot szív a béllumenbe, fokozza a perisztaltikát, ezért – tulajdonképpen ozmotikus hashajtóként – terápiás (!) indikációra is regisztrálva van az újszülöttkori meconium ileus kezelésében.

Ugyanakkor adagolása csecsemő- és nagyon idős korban fokozott figyelmet is igényel, mert a bélbe bevont folyadék az érpályából hiányozni fog, ami ezekben a betegekben akár keringészavarokhoz is vezethet. Ez a hatás mérsékelhető a Gastrographin vízzel történő hígításával, vagyis ozmolalitásának csökkentésével.

A Gastrografinhoz mindenben hasonló felhasználású az amidotrizoát egy másik sóját tartalmazó, de kevésbé elterjedt készítmény, a Peritrist oral GI és Peritrist RE (gyártó: Dr. Köhler), valamint az ioxitalamate tartalmú Telebrix GASTRO oldat is.

Megemlítenéd, hogy tulajdonképpen minden intravénás jódtartalmú kontrasztanyag beadható szájon át is a fenti célokra, jóllehet közülük csak néhány van erre regisztrálva. A per os alkalmazásban – különösen gyermekek esetén – határt szabhat némelyik oldat rossz íze.

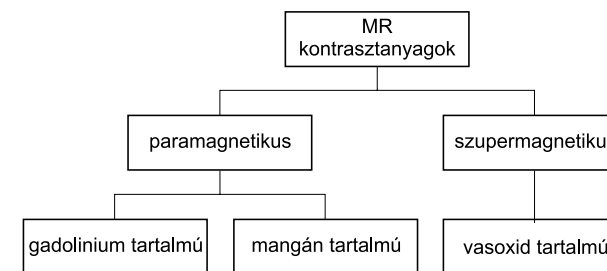
Végezhetünk vizsgálatot Gastrografin/Bárium keverékkel is.

## MR-kontrasztanyagok

Mágnesség szempontjából az anyagokat három csoportra oszthatjuk (31.12. ábra):

- diamagnetikus,
- paramagnetikus,
- szuperparamagnetikus anyagokra.

<sup>56</sup> Ha a perforációt nem is sikerült vizualizálnunk, a keringésben megjelenő nagyobb mennyiségű kontrasztanyag – amit a vesetelődés megjelenése igazol – valószínűsíti a perforációt.



31.12. ábra MR-kontrasztanyagok felosztása

MR-kontrasztanyagként paramagnetikus vagy szuperparamagnetikus anyagok jöhetnek szóba.

A két fő csoport (para-, illetve superparamagnetikus) jellegzetesen eltérő mechanizmussal dolgozik.

A fejlett országokban az összes MR-vizsgálatnak körülbelül a 40%-a kontrasztanyag, a felhasznált kontrasztanyag 98%-ban gadolinium tartalmú.

A jelenleg használatos MR-kontrasztanyagok valamennyien intravasculárisan adandó, injekció formátumú készítmények. Bár mindhárom alcsoportban kifejlesztettek orálisan adható kontrasztanyagokat is, pl. Magnevist® enteral, Abdoscan®, FerriSeltz®, ezek iránt a klinikumban minimális volt az érdeklődés.

### Paramagnetikus kontrasztanyagok

A paramagnetikus anyagok eredendően nem mágneses tulajdonságúak, de egy külső mágneses tér hatását erősíteni képesek. Ebbe a csoportba tartoznak a mangán- és a gadoliniumtartalmú kontrasztanyagok (31.2. táblázat).

31.2. táblázat Az MR-kontrasztanyagok hatásmechanizmusa

Paramagnetikus	T1 relaxációs időt rövidítik	Pozitív kontrasztanyagok
Superparamagnetikus	T2 relaxációs időt rövidítik <sup>57</sup>	Negatív kontrasztanyagok

<sup>57</sup> A valós kép ennél bonyolultabb, a superparamagnetikus anyagok hatása ugyanis dóziszfüggő: alacsony dózisban inkább a T1 magasabb dózisban a T2 hatás dominál. Didaktikus szempontból azonban nem tévedünk nagyot, ha ez utóbbit jegyezzük meg.

**Mangántartalmú kontrasztanyagok.** A mangán alapú kontrasztanyagok szövetspecifikusak. Az ér pályába jutva a hordozó molekula elereszti az – egyébként a szervezet számára ismerős, nem toxikus – mangánt, ami ezután plazmafehérjéhez köt, és a szokásos metabolikus útját követve feldúsul az ép májszövetben (kisebb mértékben a hasnyálmirigyben), így ezekben a szövetekben jelintenzitás-fokozódás várható.

Ez behatárolja *indikációs körüket* is: a *máj* metasztatikus daganatos betegségeinek, illetve saját daganatának (hepatocelluláris carcinoma – HCC) gyanúja esetén, ezek elkülönítésére, valamint a *hasnyálmirigy fokális laesioinak vizsgálatára* használatosak. Használható a preoperatív stagingben, a sebészi rezekció határainak pontosításában. A T1 súlyozott képeken a működő májszövetet tartalmazó (differenciált) hepatocelluláris carcinoma fokozott jelintenzitással, míg az áttétes daganat, valamint a nem differenciált HCC csökkent jelintenzitással jelenik meg a májszöveti (egyébként szintén halmozást mutató) háttérben.

Ebből a csoportból Magyarországon egyedül a mangafodipir (Teslascan™) van regisztrálva, használata nem elterjedt.

**Gadolíniumtartalmú kontrasztanyagok.** Történetileg az első (1983) és azóta is a legelterjedtebben használt MR-kontrasztanyag-csoport. A gadolínium (Gd) egy ritka földfém, amely elemi/ionos állapotában az élő szervezetre erősen mérgező, ezért csak kelátkötésben, hordozó molekulába „burkolva” használható.<sup>58</sup> A különböző készítmények a hordozó molekulában különböznek egymástól, ezek alapján megkülönböztetünk ionos/nem ionos, illetve makrociklikus/lineáris kelátképző molekulát tartalmazó anyagokat (31.3. táblázat).

31.3. táblázat Gadolíniumtartalmú kontrasztanyagok szerkezeti felosztása

	Nem ionos	Ionos
Makrociklikus	gadobutrol (Gadovist)	gadoterat(Dotare) gadoteridol (Prohance)
Lineáris	gadodiamid (Omniscan) gadoversetamide (Optimark)	gadopentetat (Magnevist) gadobenat (Multihance) gadoxetic acid (Primovist) gadofosveset (Vasovist)

<sup>58</sup> Vegyük észre, hogy ellentétben a mangán-alapú kontrasztanyagokkal, a Gd alapúknál nagy baj, ha a hordozó molekula „ereszti” a toxikus fémiot. Ennek megakadályozására több készítményben a kelátképző anyagot fölös mennyiségben találjuk, ezek a molekulák igyekeznek „befogni” az elszabadult gadolíniumot – kémiai nyelven szólva a reakció irányát a kelátképzés felé tolják el.

## Fiziko-kémiai tulajdonságok

A jódtartalmú kontrasztanyagokhoz hasonlóan itt is górcső alá vehetjük az ionicitást, ozmolalitást, viszkozitást, ezen kívül a kelát stabilitását is.

Ezek a kontrasztanyagok – bár ionos/nem ionos jellegük szerint van köztük eltérés – valamilyen erősen hyperozmolálisak, alacsony vagy izoozmolális MR-kontrasztanyag jelenleg nincs forgalomban. A beadott alacsony volumenek miatt azonban mind az ozmolalitásnak, mind a viszkozitásnak elhanyagolható a klinikai jelentősége, sem a kontrasztanyag-választásban, sem a „korszerűségben” nincs szerepe.

A Gd kelátok stabilitását különböző in vitro körülmények (pH, hőmérséklet, ionkörnyezet) között mért stabilitási állandókkal jellemezzük, pl. termodinamikai stabilitási konstans ( $K_{therm}$ ), szelektivitási konstans ( $K_{se}$ ). Ezekben a paraméterekben nagy különbség van az egyes molekulák között, ennek klinikai jelentősége azonban bizonytalan. (Szerepük a később tárgyalt NSF patogenezésében felmerül, lásd ott.)

## Kiszerezés, dózis

Az MR-kontrasztanyagok – egy adott készítményen belül – egyfajta koncentrációban jönnek forgalomba. Dózisukat a beadott mennyiség (ml) változtatásával tudjuk testre szabni. Koncentrációjukat mmol/literben, adagjukat mmol/testsúlykg-ban szokták megadni (31.4. táblázat).<sup>59</sup>

31.4. táblázat A Gd alapú kontrasztanyagok dózisa (tájékoztatóul)

Kereskedelmi név	Gyártó	Koncentráció	Dózis, mmol/tskg	75 kg-os beteg dózisa, ml
Gadovist	Bayer Schering	1,0 mmol/ml	0,1-0,3 mmol/tskg	7,5-22,5 ml
Dotarem	Guerbet	0,5 mmol/ml	0,1 mmol/tskg	15 ml
Magnevist	Bayer Schering	0,5 mmol/ml	0,1-0,3 mmol/tskg	15-45 ml
Multihance	Bracco	0,5 mmol/ml	0,05-0,1 mmol/tskg	7,5-15 ml
Omniscan	GE Healthcare	0,5 mmol/ml	0,1-0,3 mmol/tskg	15-45 ml
Optimark	Covidien	0,5 mmol/ml	0,1 mmol/tskg	15 ml
Primovist	Bayer Schering	0,25 mmol/ml	0,025 mmol/tskg	7,5 ml
Vasovist	Bayer Schering	0,25 mmol/ml	0,03 mmol/tskg	9 ml

<sup>59</sup> A mindennapi munkában célszerű ml/tskg-ban gondolkodnunk. Vigyázzunk, hogy ne keverjük a mmol/tskg és a ml/tskg mértékegységeket!

A Magnevist, Gadovist és Omniscan esetében a 0,1 mmol/tskg-os alsó dózist szokták „standard”, a 0,3 mmol/tskg-os felső dózist pedig „tripla” dózisnak is nevezni. Ez a terminológia arra utal, hogy általános esetben az alacsonyabb dózissal is megfelelő képminőség érhető el, de a „tripla” kifejezés félrevezető, hiszen ilyenkor is a normál tartományon belül maradunk.

A Gd-tartalmú kontrasztanyagok kinetikája sok mindenben hasonlít az iv jódtartalmúakéhoz: az extracelluláris térben oszlanak meg (kivéve a Vasovist, lásd alább) és változatlan formában, azaz metabolizmus nélkül a vesén keresztül ürülnek. A vér–agy gáthoz való viszonyuk is hasonló: az ép barrieren nem jutnak át, trauma, vérzés, tumor, gyulladás esetén viszont igen.

### Klinikai alkalmazások

Az egyes készítmények indikációs köre némileg eltér egymástól (31.5. táblázat).

**31.5. táblázat** A Gd-alapú kontrasztanyagok Magyarországon regisztrált indikációi (a bejegyzett indikációk idővel változhatnak)

Dotarem	Magnevist	Omniscan	Multihance	Optimark	Gadovist	Primo-vist	Vaso-vist
Központi idegrendszer	Központi idegrendszer	Központi idegrendszer	Központi idegrendszer	Központi idegrendszer	Központi idegrendszer		
Teljes test	Teljes test	Teljes test	Máj	Máj		Máj	
Angio	Cardio	Angio	Angio				Angio

Az eltérő indikációk elvileg kötelezik a felhasználót, hogy a megfelelő célterülethez arra regisztrált kontrasztanyagot válasszon, és így tartózkodjon a nem regisztrált alkalmazástól. Tudnunk kell azonban, hogy a regisztrált indikációk országonként is eltérhetnek, így a különbségek részben adminisztratívak. Ez a gyakorlatban azt jelenti, hogy ezen a területen gyakran találkozunk nem regisztrált – és orvosilag, diagnosztikailag mégis korrekt – kontrasztanyag-használattal.

További érdekesség a homályos „teljes test” indikáció, ami eredeti értelemben a központi idegrendszeren kívüli minden vizsgálatot (többek között pl. máj) jelentette, nem tartozott viszont bele az akkoriban még nem létező cardio- és angio-MR. E két utóbbi módszer elterjedésével – mind több országban regisztrálják ezekre is a megfelelő termékeket – viszont sok helyen külön regisztráció nélkül, a „teljes test” indikációra hivatkozva kezdték használni ezeket az ágenseket.

Külön említést érdemel a Vasovist, amelynek farmakokinetikája különbözik a többi kontrasztanyagétól. Jóval hosszabb ideig marad az érpályában (ún. „blood pool” kontrasztanyag – megszűlési tere a beadás utáni első fázisban az intravasculáris és nem az intersticiális tér), így rendkívül alkalmas az intravasculáris tér ábrázolására.

Újabb kísérletek folynak gadolíniumot és jódot egy molekulán belül tartalmazó hibrid kontrasztanyag kifejlesztésére, ami egymás utáni CT- és MR-vizsgálatot tenne lehetővé. Kísérleteznek még liposzómához kötött gadolínium és gadolínium nanopartikulum, illetve polimer előállításával is.

### A Gd-tartalmú MR-kontrasztanyagok mellékhatásai, szövődményei<sup>59</sup>

Egészen a közelmúltig általános vélekedés volt, hogy az MR-kontrasztanyagok – az alkalmazott kisebb volumenek miatt – biztonságosabbak a jódtartalmúaknál, különösebb mellékhatással nem kell számolnunk. A gyakorlatban ez azt jelentette, hogy a magas rizikójú (pl. vese-) betegeket, ha az egyébként szakmailag lehetséges volt, igyekeztünk a kontrasztanyag CT helyett kontrasztanyag vagy natív MR-vizsgálatra irányítani.

A közelmúltban felfedezett ritka, de potenciálisan súlyos szövődmény, a *nefrogénsisztémás fibrózis*<sup>60</sup> (NSF) azonban megváltoztatta ezt a gyakorlatot.

Az először 1997-ben leírt betegséget 2006-ban hozták összefüggésbe a gadolíniumtartalmú kontrasztanyagokkal. A kórkép – mint neve is jelzi – kizárólag *vesebeteg*ekben, leginkább végstádiumú, dializált betegeken fordul elő. Fontos megértenünk, hogy az NSF – bár vesebetegben alakul ki – *nem a vesefunkció további romlását jelenti*, és ilyen módon nem analógiája a jódtartalmú intravénás kontrasztanyagok által kiváltott nefropátiának.

A kórkép középpontjában a fibrociták fokozott és kóros szerkezetű rosttermelése áll, aminek következtében a bőr megvastagodik, durva tapintatúvá válik, a vörhenyes, viszkető, scleroderma-szerű elváltozások kontraktúrák kialakulása révén a beteget tolószékbe kényszeríthetik. A parenchymás szervekben (máj, szív, tüdő) beinduló rostképzés pedig szervéltelenséghez és 5%-ban halálhoz vezethet.

A szövődmény igen ritka, eddig 1000 körüli esetjelentés ismert, ami azt jelenti, hogy kb. 250 000 vizsgálatra jut 1 NSF. A spontán esetjelentés megbízhatatlansága miatt elképzelhető, hogy a valódi gyakoriság ennél magasabb. Bár jelenlegi ismereteink szerint az NSF csoporttulajdonság, nem minden készítménnyel fordul elő egyenlő mértékben. Leginkább a lineáris kelát gadodiamide (Omniscan), gadopentetate (Magnevist) és gadoversetamide (Optimark) érintettek, a ciklikus kelátok jóval kevésbé.

Elsősorban magas dosisoknál (0,3 mmol/kg), illetve ismételt vizsgálatok esetén figyelték meg előfordulását. Magyarországról még nem jelentettek esetet.

<sup>59</sup> Az ebben a fejezetben leírt tudásanyag – különösen az NSF – jelenleg igen gyors változáson megy át. Naprakész információ a [www.esur.org](http://www.esur.org) honlapon található.

<sup>60</sup> A betegség régebbi elnevezése nefrogén fibrotizáló dermopátis (NFD), utalva a döntően bőrbetegség jellegre.

A feltételezett patomechanizmus szerint a kelátok – készítménytől függő, a stabilitási konstansok által leírt mértékben – engedik kötésükből a gadolíniumot, és csökkent vesefunkció esetén a szabad Gd – különösen egyéb stresszorok, pl. műtét, véralvadási zavar, thrombosis egyidejű jelenléte esetén – NSF kialakulásához vezethet (ún. „release teória”). Hatásos megelőző intézkedések és terápia<sup>61</sup> jelenleg nem ismert, viszont szerencsére a rizikós betegcsoport (csökkent vesefunkcióval élők) jól körülhatárolható.

A fentiek értelmében az európai gyógyszerhatóság (EMA – European Medicines Agency) három rizikó kategóriába (magas–közepes–alacsony) sorolta a gadolínium-készítményeket. A magas NSF rizikóval rendelkező készítmények (Omniscan, Magnevist, Optimark) súlyos vesebeteggekben, 4 hetesnél fiatalabb újszülöttekben, valamint májtranszplantáció perioperatív időszakában abszolút kontraindikáltak lettek, 1 év alatti csecsemőknek pedig az éretlen vesefunkció miatt csak alapos megfontolással adhatók (relatív kontraindikáció). A közepes és alacsony kockázatú készítmények alkalmazási előírataiban a fentiek figyelmeztetésként jelennek meg.

Az alkalmazási előíratok módosítása – és a módosítások betartása – óta új NSF esetek elvétve fordulnak elő. Az NSF körüli tisztázatlan kérdések jelenleg intenzív kutatás tárgyát képezik.

A korai *allergiás reakciók* teljes skálája az MR-kontrasztanyagoknál ugyanúgy előfordulhat, mint a jódozottaknál. A gyakoriságról nehéz biztos adatot szerezni, a legtöbb szerző szerint azonban itt ritkábban fordulnak elő. Késői allergiás reakciók viszont egyáltalán nincsenek ebben a csoportban.

A beadáskor a már megismert kellemetlen szubjektív érzetek (hányinger, ízérzés-zavar, zsibbadás, melegségérzés) itt is előfordulhatnak.

Jóllehet ezek az anyagok erősen hyperozmolálisak – ozmolalitásuk a HOCM jódos kontrasztanyagokéhoz mérhető – és így potenciálisan vesekárosítók lehetnének, a klinikumban alkalmazott alacsony volumenek mellett ezzel vagy egyéb ozmotikus toxicitással nem kell számolnunk.

### **Szuperparamagnetikus (vasoxid) alapú MR-kontrasztanyagok**

A számos készítmény közül Európában a Resovist® (ferucarbotran – Bayer Schreing Pharma) a legelterjedtebb. Nálunk is regisztrált, bár használata nem elterjedt. Dextránvázba csomagolt vasoxid nanorészecskéket tartalmaz kolloid oldat formájában, amelyet a szervezetben a retikuloendoteliális rendszer (RES) sejtjei vesznek fel, tehát *sejtspecifikus* kontrasztanyag.

A máj RES-sejtjei, a Kupfer-sejtek csak az ép májszövetben találhatók, hepatocelluláris carcinómában vagy áttétes daganatokban nem, így ezek a T2 súlyozott képeken élesen elkülönülnek az ép májszövetből.

<sup>61</sup> Bár az MR-kontrasztanyagok dialízissel eltávolíthatók a szervezetből, a betegség kialakulását ez az esetek többségében nem akadályozta meg. Szteroidok, immunszuppresszió, plazmaferézis szintén hatástalanok.

A nyirokcsomó ép területének RES-sejtjei is felveszik a vasoxid részecskéket, a daganatos rész ellenben nem, így a nyirokcsomók egyenetlen halmozása már igen korai stádiumban jelezheti az ide adott áttéteket. Használhatók még ezen kívül a lép különböző daganatos folyamatainak vizualizálására.

Pozitív és negatív MR-kontrasztanyagok egyidejű adásával parenchymás szervek – elsősorban a máj – kettős kontrasztos vizsgálatára is van lehetőség.

## **UH-kontrasztanyagok**

Az UH-kontrasztanyagok kifejlesztésére tett kísérletek egyidősek magával az ultrahang technikával, az első, klinikumban is használható kontrasztanyagok azonban csak 1995 körül terjedtek el. Fejlődésük azóta igen gyors. Bár elméletileg minden UH-készülék képes a kontrasztanyagokról érkező erősített jelek detektálására, ez távol van attól, hogy a klinikumban is alkalmazhatók legyenek. A kontrasztanyagok fejlesztése, elterjedése így visszahatott a gépek, illetve a szoftverek fejlesztésére is: megjelentek az adott kontrasztanyagra kifejlesztett, ún. *kontraszt-specifikus hardverek és szoftverek*.

Jelenleg a kontrasztos UH-vizsgálatok bizonyos indikációkban kiváltják, sőt felülmúlhatják a CT- és MR-vizsgálatokat. Nagy előnyük a halmozás-dinamika követésének lehetősége és a jó felbontás. Számos vizsgálati protokollba – pl. EFSUMB<sup>62</sup> ajánlás – bekerültek.

Nem használnak ionizáló sugárzást, és – a kontraindikációk betartásával – alkalmazásuk rendkívül biztonságos. Magyarországon – de világviszonylatban is – az UH-kontrasztanyagok alkalmazásának volumene sajnos elmarad a klinikailag indokolhatótól (az összes vizsgálat kevesebb, mint 1%-a).

Az ultrahang-kontrasztanyagok lényegében apró gázbuborékok<sup>63</sup>, amelyeket a stabilitás (vizes oldatban, szuszpenzióban tarthatóság, ellenállás a hangnyomásnak, kapillárisokon való áthaladás) és a szövődménymentes intravénás beadhatóság végett különböző anyagokba burkolnak. A gázkomponens felelős tehát a kontraszthatásért, a burok (ún. shell) pedig a stabilitást és flexibilitást biztosítja. A kettő együtt, valamint a buborék mérete határozza meg a partikulum természetes rezonanciafrekvenciáját (ld. később). Az egyes készítmények a felhasznált gáz, a buborék mérete és a burok minőségében különböznek egymástól.

<sup>62</sup> European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology

<sup>63</sup> Vegyük észre, hogy a gázok a rtg-diagnosztikában negatív kontrasztanyagok, UH esetében viszont – mivel a reflexiót fokozzák – pozitívak!

Kontraszthatásukat az akusztikus impedancia fokozásával érik el, definíció szerint tehát pozitív kontrasztanyagok. Rendkívül potens, kis mennyiségben is jelentős kontrasztfokozást adó anyagok. Az ép endotélium nem jutnak át, az érpariát nem hagyják el, így valódi blood-pool kontrasztanyagok. Ez egyben azt is jelenti, hogy olyan esetekben használhatók, ahol a vizsgálni kívánt képlet és környezete vascularizáltságban különbözik.

Használhatók a nagy erek jobb vizualizálására, igazi előnyüket azonban a mikrovasculatúra vizsgálatában mutatják, ahol a Doppler-technika áramlásokat már nem tud mérni.

Fontos tudnunk, hogy a kontrasztanyag UH nem kiváltja, hanem kiegészíti a hagyományos B-módot, hiszen minden kontrasztos vizsgálat egy natívval kezdődik.

A korai kontrasztanyag-alkalmazásokban gázként levegőt használtak, később a stabilitás fokozása végett áttértek a nagy molekulatömegű, vízben kevésbé oldódó gázokra (pl. kén-hexafluorid). A fejlesztés során a buborékméretet csökkentették. Igaz ugyan, hogy a nagy buboréknak jobb a reflexiófokozó képessége, viszont nem jut át a tüdő kapillárisain, sőt elméletileg embolizáló hatással is számolnunk kell.<sup>64</sup>

Az első generációs UH-kontrasztanyagok 50 µm átmérőjű levegőbuborékokat tartalmaztak, ráadásul a részecskeméret a tökéletlen gyártási technológiának köszönhetően erős szórást mutatott. Hordozó molekulaként galaktózt használtak. Intravénásan beadva a buborékok az első tüdő-passage során elakadtak, szétpukkadtak a tüdőkapillárisokban, ezért a bal szívfélben, az artériás oldalon és ezáltal a parenchymás szövetekben sem jelentek meg. Ez klinikai alkalmazhatóságukat erősen behatárolta: lényegében csak a jobb szívfél (tricuspidális és pulmonális billentyű, thrombusok, defektusok, áramlási viszonyok stb.) vizsgálatához voltak használhatók, intracavitális indikációban hystero-salpingográfiára. Jelenleg már nincsenek forgalomban, ismertetésüket csak a fejlesztési irányok áttekintése indokolja.

A második generációs kontrasztanyagokban a levegőbuborékok mérete csökkent, stabilitásuk fokozódott (humán mikroalbumin hordozóanyag), így a buborékok képesek lettek átjutni a tüdő kapillárisokon (ún. transpulmonális kontrasztanyagok). Jellegzetes képviselőjük az Optison (GE), melynek indikációs területe a szív üregeinek vizsgálata.

A jelenleg legelterjedtebben használt transpulmonális kontrasztanyag a SonoVue (Bracco). Gázkomponense a kén-hexafluorid (SF<sub>6</sub>), burkolóanyaga egyszeres foszfolipid réteg, szív és máj vizsgálatára kitűnő.

### Az UH-kontrasztanyagok alkalmazásának fizikai alapjai

Az ultrahang egy longitudinális hanghullám, amely nem más, mint a szöveteken keresztülhaladó, váltakozó alacsony és magas nyomású frontok egymásutánja.

<sup>64</sup> A kapillárisokon való áthaladáshoz a buborékok többségének nem szabad nagyobbak lennie, mint a vörösvértesteknek (7 µm).

A gázbuborékok az ultrahang akusztikus nyomásától<sup>65</sup> függően különbözőképpen viselkednek:

- Alacsony hangnyomás esetén a hangot a szövetekhez hasonlóan, bár attól különböző mértékben egyszerűen visszaverik, ezt a jelenséget *lineáris szórásnak* nevezzük.
- Nagyobb akusztikus nyomás, kb. 50-100 kPa esetén a nagynyomású front összenyomja a buborékot, az alacsony nyomású kitágítja: a buborék saját, természetes rezonanciafrekvenciáján rezegni, oszcillálni kezd és eközben felharmonikus hangokat bocsát ki. (Az összenyomás és a tágulás nem azonos mértékű, az oszcilláció nem szimmetrikus – ez az ún. *nem lineáris szórás*.) Ezek a felharmonikusok detektálhatók, megfelelő szoftverrel feldolgozhatók, és mivel a környező szövetek ilyenre nem képesek, a kontrasztanyag-tartalmú terület élesen elkülönül környezetétől.
- Még nagyobb nyomás (kb. 1 MPa) a buborékok szétpukkadásához, destrúciójához vezet, ami a vizsgálat során hirtelen nagy erősségű jelfokozódáshoz, majd elsötétedéshez vezet. Ezt hívják a buborék „halálsikolyának”, vagy tudományosabban, de kevésbé plasztikusan „stimulált akusztikus emisszióknak”. Ha a területre újabb, ép buborékok áramlanak be (jól vascularizált terület), ismét megjelenik a kontraszthatás, a gyengén vascularizált terület sötét marad. Ezt a módszert *destruktív képkalkotási módnak* nevezik, szemben az előző két, ún. konzervatív módszerrel.

Látható, hogy az ultrahang nem csak kölcsönhatásba lép a kontrasztanyagokkal, hanem adott esetben destrúálja is azokat. Ilyen jellegű kölcsönhatás sem a röntgen-, sem az MR-kontrasztanyagok esetén nincs.

A nem kontrasztanyag UH-vizsgálatra tervezett gépek általában a destrúciós tartományban dolgoznak, a kontrasztanyag-kompatibilis készülékekben viszont a buborékokat megőrző konzervatív (alacsony mechanikai indexű) vizsgálatokat preferálják. Terjed az ún. „többszörös impulzus technika” (multipulse imaging technique) használata, amelynek során a szöveteket gyors egymásutánban váltakozva két különböző tulajdonságú ultrahanghullámmal vizsgáljuk. A két hullám vagy fázisában (fázismoduláció) vagy energiájában (energiamoduláció) tér el egymástól. Ilyenkor a gyors egymásutánban érkező két képet szuperponálva a lineáris szöveti jelek kioltják egymást, az oszcilláló buborékokról érkezők viszont nem, így ezek a szöveti háttér zavarásától mentesen vizsgálhatók.

A kontrasztos UH-vizsgálatok korrekt kiértékeléséhez mindig digitális mozgóképrögzítés szükséges, papír alapú vagy egyszerű szemkontroll nem elég, mert az információ nagy része a hal-

<sup>65</sup> Eredetileg biztonsági okokból definiáltak egy paramétert, a Mechanikai Indexet (MI), ami megmutatja, hogy a vizsgálat során a szövetek milyen akusztikus nyomásterhelésnek vannak kitéve. A MI számítása: a negatív nyomásfront legalacsonyabb nyomásértéke osztva az UH-frekvencia négyzetgyökével. A MI a kontrasztos UH-vizsgálatot végző gép legfontosabb paramétere, értéke a gyakorlatban 0,2-2,0-ig változhat.

mozásdinamikából ered, és a kép rendkívül gyorsan változik. A digitális rögzítés lehetővé teszi a jelek utólagos kvantifikálását is, pl. egy konkrét képlet jelintenzitását ábrázolhatjuk az idő függvényében. Ebből a függvényből azután további származtatott paraméterek, fontos információk nyerhetők. A vizsgálatok elvégzése a gyakorlott ultrahangos vizsgálótól is – csak gyakorlatban megszerezhető – többlettudást kíván, ez a módszer semmiképp sem a kezdők technikája.

### **Klinikai alkalmazások**

A legelterjedtebben használt SonoVue elsősorban a – kettős vérellátása révén rendkívül izgalmas halmozásdinamikát mutató – máj vizsgálatára használatos. Indikációját képezi a fokális elváltozások differenciáldiagnosztikája, különösen cirrhotikus máj esetén, illetve a radiofrekvenciás abláció hatásosságának követése, amikor is a daganat necrotizált és még élő részei jól elkülöníthetők. Az EFSUMB ajánlás szerint ez utóbbi beavatkozás nem is végezhető kontrasztos UH-követés nélkül.

Hasonló a helyzet a gazdagon vascularizált vesekarcinoma esetén is, ahol a nemrégiben bevezetett angiogenezis-gátló terápia a tumor belső nekrozisát okozza annak megkisebbedése nélkül. Ebben az esetben a terápia hatásosságának követése nem a daganat térfogatának, hanem (micro)vascularizáltságának csökkenésén alapul.

Használhatjuk még kisebb hasi traumák után – elsősorban gyermekekben – suspect belső vérzések, pl. lép laceratio követésére, valamint vesico-ureterális reflux kimutatására. Kísérleti stádiumban számos ígéretes, de egyelőre nem regisztrált indikáció létezik, pl. az ateromatosis plakkok vascularizáltságának mérésével a plakk ruptúrahajlamára lehet következtetni.

Az UH-kontrasztanyagok koncentrációját a milliliterenkénti gáztartalommal írjuk le. A SonoVue esetében ez pl. 8 µl/ml, ami 8 térfogat-ezrelékes, tehát igen alacsony koncentrációt jelent. Átlagos buborékméret 3 µm körüli, sajátregésszáma 3 Mhz, ez pont a szokásos hasi UH range közepe.

A gázkomponens a tüdön keresztül ürül, a foszfolipid-maradványok a szervezet szokásos degradációin mennek át. A felhasznált pár mikroliter kén-hexafluoridnak nincs hatása a szervezet élet-tani folyamataira.

Az UH-kontrasztanyagok súlyos szívelégtelenségben, cor pulmonaleban, kisvérköri nyomás-fokozódásban kontraindikáltak.

Újabban az UH-kontrasztanyagok két új, nem mikrobuborék alapú típusát is kifejlesztették.

A *liposzóma alapú* ágensekben 1 µm-nál kisebb zsírcseppeket alkalmaznak, amelyek a gyártáskor alkalmazott liofilizáció során minimális mennyiségű levegőt zárnak magukba. Kísérleti stádiumban lévő, de ígéretes tulajdonságuk, hogy könnyen köthetők antitestekhez, így a partikulum megkeresi a vizualizálni kívánt struktúrát, pl. gyulladást, vér-agy gát sérülést, érfalsérülést, daganatot, ahol destruktív technikával a kis mennyiségű kontrasztanyag is kimutatható.

A *perfluoro-carbon* emulzió alapú anyagok részecskemérete kb. tizede a mikrobuborék alapúaknak, mintegy 250 nm. Lipidburokba zárt speciális gázt tartalmaznak, igen stabilak, bár echogenitásuk nem túl jó.

Amint láttuk, mindhárom nagy radiológiai modalitásban (röntgen, MR, UH) rendelkezünk biztonságos, hatékony kontrasztfokozó anyagokkal, és szinte minden radiológiai munkahelyen rendszeresen találkozunk is velük. A kontrasztanyagok témaköre a radiológiai tudás megkerülhetetlen részévé vált, mely ugyanakkor kissé misztikus, nehezen elsajátítható, ráadásul igen gyorsan változó, fejlődő terület. Fokozottan igaz itt is, hogy *tudásunk csak élethosszig tartó tanulás* („*life long learning*”) *tartható karban*.

Ez a tanulás azonban nem teher, hanem inkább öröm a gyakorló radiográfus számára, mert az elvont kutatások eredménye igen hamar lejut a gyakorlat szintjére, ahol napi sikerélményhez juttathat minket a legújabb technika – és a hozzá kötődő izgalmas tudás – alkalmazása.

A kontrasztanyagok kifejlesztése annak idején új dimenzióját nyitotta meg a diagnosztikának: olyan szervek, szervrendszerek, kóros elváltozások megjelenítését tette lehetővé, amelyről addig álmodni sem lehetett, a biztonság növelése révén pedig olyan (idős, beteg) emberek váltak vizsgálhatóvá, akik korábbi kontrasztanyagainkkal komoly veszélynek lettek volna kitéve. Kihatót ez saját szakmánk képalkotó készülékeinek, módszereinek, szemléletünknek és gondolkodásmódunknak a fejlődésére, sőt az orvosi társszakmák (pl. sebészet, onkológia) lehetőségeire is.

A fejlődésnek jelenleg sem a végpontjánál, sokkal inkább egy új fejezetének kezdetén vagyunk. A nanotechnológia, a molekuláris diagnosztika terjedésével olyan technológiai robbanás előtt állunk, amelynek jelenleg még az irányait is nehéz megjósolni.

Gyakorló radiográfusként igyekezzünk egész pályafutásunk során követni ezt a fejlődést, örüljünk a megnyíló lehetőségeknek, és alkalmazzuk kontrasztanyagokkal kapcsolatos tudásunkat betegeink életminőségének és -kilátásainak javításában – hisz az a tudás ér valamit, amivel konkrét embereknek konkrétan segíteni tudunk.



## 32. fejezet

## Képpalkotás a sugárterápiában

Kovács Árpád

A daganatos megbetegedések napjainkra mind hazánkban, mind világviszonylatban komoly népegészségügyi problémává váltak. Magyarországon a szív-érrendszeri betegségek okozta halálozás után a daganatos megbetegedések mortalitása a hazai statisztikák szerint a lakosság halálozási sorrendjének második helyen áll. Hazánkban évente nagyságrendileg 60 ezer új rákos beteg kerül felfedezésre, és közel 30 ezer halálessel kell számolni.

A modern daganatterápia komplex team munkán alapuló folyamat. A rosszindulatú betegségek kezelésében a sebészeti, szisztémás (kemoterápia, hormonterápia, immunterápia) kezelések mellett a modern 3D alapú sugárterápia játszik fontos szerepet. A daganatos betegség természetének, biológiai viselkedésének, stádiumának megfelelően a többi kezelési modalitással kombinálva (kemo-radioterápia, immun-hormon terápiával párhuzamosan), esetlegesen önállóan alkalmazzuk (műtétet megelőzően, azt követően, esetleg azt helyettesítve).

Az elmúlt 110 évre visszatekintve a daganatos betegségek gyógyításában a sugárterápia szerepe egyre fontosabb szerepet tölt be. A radioterápiás eljárások nagy eszközigényű, speciális beavatkozások, amelyek technikai, technológiai háttere folyamatosan fejlődik, bővül, a modern eszközök, eljárások rohamos gyorsasággal válnak a mindennapi rutin részévé. A technológia fejlődése mellett napjainkban a sugárterápiás beavatkozások során a konvencionális 2D-3D alapú besugárzási eljárások mellett az IMRT (intensity modulated radiotherapy – intenzitás modulált sugárkezelés) az IGRT (image guided radiotherapy – képvezérelt sugárterápiás beavatkozások), valamint az adaptív sugárterápiás kezelések is elterjedtek.

A keresztmetszeti képpalkotó eljárások szerves részét képezik a modern sugárterápiás kezelési folyamatoknak a diagnózis felállításától kezdve a tervezési folyamatokon át a kezelések minőségének, eredményeinek ellenőrzéséig.

Ebben a fejezetben megpróbálunk egy rövid áttekintést adni a képpalkotó eszközök szerepéről, jelentőségéről a napjainkban alkalmazott modern 3D alapú sugárterápiás beavatkozások tervezésében, végrehajtásában.

## Diagnózis felállítása, staging vizsgálatok

A modern daganatterápia során a pontos diagnózis, a betegség stádiumának felállítása rendkívül fontos tényező. Természetesen a klinikai diagnózis felállítása nem nélkülözheti a szakma szabályainak megfelelő anamnéziszfelvételt, fizikális vizsgálatot, laborvizsgálatokat, képpalkotókat, eszközös beavatkozásokat, hisztológiai, cytológiai mintavételi eljárásokat.

Napjainkban a malignus megbetegedések esetén szigorú szabályok, mindenki által követendő algoritmusok szabályozzák a betegségnek megfelelő vizsgálatokat. A nemzetközi nomenklatúra használata lehetővé teszi, hogy a világ minden pontján egységes nyelvet beszéljenek. Az elmúlt években az American Joint Committee on Cancer (AJCC) több alkalommal kiadta a daganatok TNM rendszer alapú beosztását. A TNM rendszer nemzetközi konszenzuson alapuló rendszer, mely klinikai, patológiai jellemzők alapján rendszerezi a daganatos betegségeket. A TNM rendszer elemei a következők:

- T: tumor méret, környezetre terjedés, infiltráció,
- N: nyirokcsomó státus,
- M: távoli áttét jelenléte.

Természetesen minden lokalizáció, minden daganattípus rendelkezik az arra jellemző TNM besorolással, mely a klinikusok számára egységes nomenklatúrát biztosít.

A képpalkotó vizsgálatok, a pontos megfelelő staging vizsgálatok elengedhetetlenek a tumoros betegek kivizsgálásában, ezek a vizsgálatok a napi rutinban a következők lehetnek:

- RTG (csontszerkezeti eltérések vizsgálata, mellkasvizsgálat) – kiegészítő vizsgálatok, diagnózis felállításában, betegkövetésben is használatos.
- Mammográfia (emlőtumoros betegek szűrése, a terápia hatékonyságának felmérése, betegkövetés).
- Csontizotóp (bizonyos betegségtípusok esetén a staging része, csontfolyamatok diagnosztizálására, a terápia hatékonyságának leírására, betegkövetésre használatos).
- Ultrahang (nyaki lágyszövet, emlő-axilla UH, hasi-kismedencei szervek, inguina-lágyszövet) – ugyancsak kiegészítő vizsgálatok, mind a diagnózis felállításában, mind betegkövetésben használatos. Ugyancsak fontos szerepe van biopsziás eljárások vezérlésében (UH vezérelt finomtű vagy core biopszia).
- CT (alapvizsgálatnak tekinthető koponya-nyak-mellkas-has-kismedencei lokalizációban) diagnózisfelállításra, a terápia hatékonyságának felmérésére, valamint betegkövetésre is használatos. Ugyancsak alkalmazhatjuk CT vezérelt biopsziák elvégzésére szövettani mintavételek kivitelezése céljából.
- MRI (koponya, nyaki lágyszövet, kismedencei térfoglalások, pancoast tumorok, csontfolyamatok, máj, hasi szervek esetén használt vizsgálati modalitás) az említett régiókban diagnózisfelállításra, staging vizsgálatokra, a terápia hatékonyságának felmérésére, valamint betegkövetésre is alkalmazható.



32.1. ábra Sugárterápiás szimulátor

- PET/PET-CT (egyre inkább elterjedt modalitás, a metszet képalkotás mellé biológiai információt nyújt, ezáltal a diagnózis felállításában, a daganat kiterjedésének, regionális-távolszóródásának tisztázásában, a terápia hatékonyságának felmérésében van szerepe).

## Képalkotó eszközök a külső besugárzás tervezésben

Napjainkban a sugárterápiás eszközök, centrumok a kezelések nagy hányadát CT alapú 3D besugárzás tervezéssel végzik. Ebben a fejezetben áttekintést adunk a 2D-3D besugárzás tervezés folyamatáról, illetve bemutatjuk az ehhez szükséges képalkotó eszközöket, eljárásokat.

### A 2D alapú besugárzás tervezés eszközei, folyamata

A 2D alapú besugárzás során a besugárzási tervet 2 dimenziós információ alapján készítjük el. Napjainkban ez az eljárás főleg akut, tüneti kezelések esetén, úgynevezett palliatív esetekben alkalmazzuk. Az eljáráshoz használt alapvető képalkotó eszköz a *terápiás szimulátor* (32.1. ábra).

A sugárterápiás centrumokban alkalmazott szimulátorok lényegében RTG-átvilágító berendezések, melyek fluorszkópiás vizsgálatokra, valamint, RTG-felvételek készítésére is alkalmasak. A te-

rápiás szimulátor a következő feltételeknek kell, hogy megfeleljen:

- a szimulátor gantry, illetve kollimátor beállításai megfelelnek a terápiás lineáris gyorsító (LINAC) beállításainak, paramétereinek;
- a szimulátorasztal beállításai megfelelnek a LINAC kezelőasztal beállításainak (síkfelület, azonos indexálás az esetlegesen meglévő fektetőrendszerekhez, azonos elmozdulás);
- a szimulátor lézerjelei megegyeznek a LINAC lézerjeleivel;
- a szimulátorban beállított és rögzített mezőméretek, asztalbeállítások a LINAC vezérlő számítógépbe továbbíthatóak.

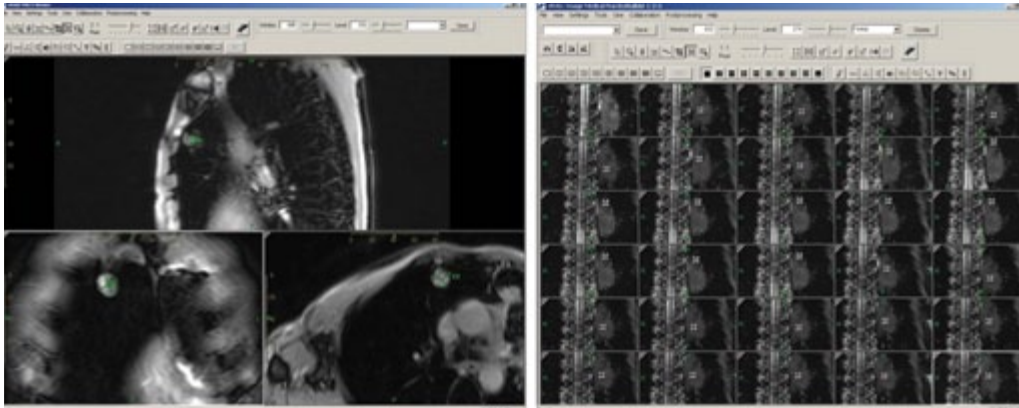
A 2D besugárzás tervezés során a szimulátoron beállított RTG-kép alapján végzik el a mező méretének, valamint lokalizációjának beállítását. Lehetőség van, egy úgynevezett Direkt mező beállítására, illetve több, izocentrikus mező (egymással szembeállított pl. 0-180 fokos gantry állással) beállítására is.

### A 3D alapú besugárzás tervezés eszközei, folyamata

Napjainkra a sugárkezelésre kerülő betegek döntő többsége CT-információ alapuló 3D besugárzás tervezés alapján részesül kezelésben. A modern terápiás lineáris gyorsítók számítógép vezérelt multileaf kollimátorokkal (MLC), ideális esetben intenzitás modulációs technológiával (IMRT) rendelkeznek. A képalkotó vizsgálatok, eszközök szerepét, jelentőségét röviden így fogalmazhatjuk meg:

"If you can't see it, you can't hit it, and if you can't hit it, you can't cure it." (Ha nem látod a célterületet, nem találod el, ha nem találod el, nem tudod kezelni.) Ennek az elvnek megfelelően hozták létre a sugárterápiás képalkotás 3M szabályát, melyben definiálják azokat a tényezőket, amelyeket használnunk kell a 3D alapú radioterápia során:

- **Morfológia** (morphology). Az ultrahang-, CT-, valamint MR-vizsgálatok használata lehetővé teszi a tumor kiterjedésének pontos leírását, az ún. GTV (gross tumor volume) definiálását. A GTV jelenti azt a látható tumort, amely az adott 3D képalkotón leírható, vizualizálható. Emellett a klinikum számára szükséges a CTV (clinical target volume) definiálása is. A CTV jelenti a látható tumor mellett a mikroszkópos tumorterjedésnek megfelelő területet. A napjainkban használt képalkotók felbontása nem teszi lehetővé ennek a mikroszkópos terjedésnek pontos leírását, azonban a jövőben a technika fejlődésével (magas felbontása PET-CT, SPECT, 3-7 Tesla térerejű MRI) lehetővé válhat a CTV pontosabb definiálása.
- **Mozgás** (movement). A sugárkezelésre kerülő betegek döntő többségben frakcionált terápiában részesülnek. Több héten át kell kezelni a pácienseket, mely során a frakciók közötti (interfrakcionális), valamint a kezelések alatti (intrafrakcionális) mozgásokból adódó hibák kiszűrése rendkívüli fontossággal bír. Korábban a kezelési mezők méretének meghatározásakor ezeket a hibákat tapasztalati alapon beépítették, azonban a mezőméret növekedése a

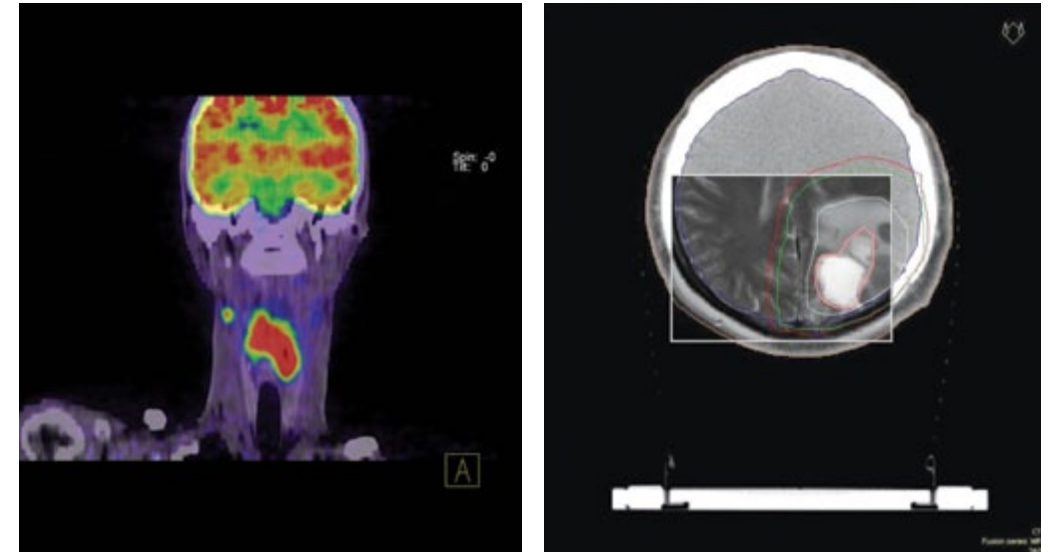


32.2. ábra Tüdőtumor mozgásvizsgálata MR-rel, illetve CT-vel

mellékhatás ráta emelkedését vonta maga után. A probléma megoldására több lehetőség van. 4D CT-, illetve dinamikus MR-vizsgálatokkal láthatóvá tehető a tumor valós mozgása, ezt a pontos információt integrálhatjuk a tervezési folyamatba. Ennél pontosabb a kezelést közvetlenül megelőző eljárások egész sorát használjuk-használhatjuk: LINAC-hoz installált RTG-film, illetve fluoroszkópiás eszközök, „in-room CT-” berendezések, MV-KV energiatarományú „on-board imaging” berendezések, a LINAC-ba integrált CT-berendezések (tomoterápia) (32.2. ábra).

- **Molekuláris leképezés** (molecular profiling). A hagyományos képalkotó eljárások mellett napjainkra tudott tény az, hogy a tumor nem egy homogén tömeg, melynek minden része azonos tulajdonságokkal rendelkezik, hanem rendkívül összetett rendszer. A biológiai viselkedést, szerkezetet befolyásolja a hypoxia (rendkívül fontos tényező, mivel a hypoxiás területek sugárérzékenysége kicsi), az eltérő celluláris aktivitás, az eltérő apoptoticus aktivitás, angiogenezis, neoangiogenezis stb. A 3D molekuláris képalkotás fejlődésével (PET, PET-CT, PET-MR, fMRI, MR-spektroszkópia) új lehetőségek nyílnak a funkcionális képalkotás integrálására a sugárkezelési folyamatokba. Lehetővé válik a BTV-bPTV (biological target volume – biological planning target volume) bevezetése, mellyel az eltérő sugárérzékenység szerinti subvolumenek létrehozása válik lehetővé. Végző soron lehetővé válik a „biological-adaptive radiotherapy”, melynek lényege az, hogy akár a célterületen belüli inhomogén dóziseloszlás létrehozásával (dose painting) elérhetjük a maximális tumorpusztító hatást a mellékhatások minimalizálása mellett (32.3. ábra).

A fejlődés folyamatos a célja a minél hatékonyabb sugárkezelési eljárások elérése. A továbbiakban a kezelési alapelveket ismertetjük.



32.3. ábra Fej-nyak tumoros beteg PET-CT fúzió alapú (bal oldali ábra), illetve agytumoros beteg CT-MR fúzió alapú (jobb oldali ábra) kontúrja besugárzás tervezéshez

A konvencionális 3D alapú besugárzás tervezés lépései a következők:

- **Előszimulálás:** konvencionális szimulátoron, illetve CT-szimulátoron (ld. képvezérlés eljárások). A beteg fektetése, pozicionálása történik az előszimulálás során.
- **Tervezéses CT-vizsgálat.** A tervezéses CT-vizsgálat a besugárzástervezéshez szükséges 3D információt szolgáltatja. A tervezéshez használt CT-berendezésnek rendelkeznie kell a szimulátorral és a LINAC-al megegyező lézerpozicionáló rendszerrel, egyenes asztallappal (speciális asztal, illetve betét), valamint a kezelésekhez használt pozicionáló-indexáló rendszerekkel. A speciálisan besugárzástervezéshez készített CT-berendezések apertúrája nagyobb, lehetőséget adva a fektető, pozicionáló rendszerek korlátozás nélküli használatára. A tervezéses CT-vizsgálatok natívan készülnek (bár az elvi lehetőség megvan a kontrasztos képek alapján történő tervezésre is, de inkább a natív-kontrasztos sorozatok fúziója javasolt), a tervezéshez szükséges protokollok alapján. A képi információ DICOM formátumban kerül a tervezőrendszerre.
- **Kontúrozás:** a kontúrozás során definiálásra kerülnek a céltérfogatok, valamint a védendő szervek.
- **Besugárzástervezés:** a kontúrozás során definiált célterületek ellátása mellett a rizikószervek védelme a feladat. Általában több mezős, izocentrikus tervek készülnek, a mezők alakja formálható (multileaf kollimátorok segítségével), ékek, szűrők alkalmazhatóak. A kész terv alapján digitálisan rekonstruált képek készülnek (DRR), melyen a csontos anatómiára vetítve

látszanak a besugárzási mezők. A mezőbeállítások, valamint az izocenter elmozdítási adatai digitális, illetve manuális úton kerülnek vissza a szimulátorba.

- **Végyszimulálás.** A végyszimulálás során a tervezési folyamatban meghatározott izocenterbe mozdítják a beteget, a RTG átvilágító képét összevetve a DRR-al történik a mezők ellenőrzése. A páciens bőrére a lézer jeleknek megfelelő jelölések (tinta, tetoválás stb.) kerülnek.

**IMRT kezelések tervezése.** Az IMRT (intenzitás modulált sugárterápia) elve azon alapul, hogy a célterületben nem csupán a mezőirányok, mezőformák változtatásával, hanem az egyes mezőn belüli sugárintenzitás változtatásával is el lehet érni az eltérő dóziseloszlást. Nagy előnye az, hogy a rizikószervek nagyobb védelmét, a célterület pontosabb lefedését teszi lehetővé, ezáltal a leadható összdózis emelésének lehetőségét megteremti. Az IMRT tervezési folyamata eltérő a konvencionális 3D kezelésekétől, ezekben az esetekben ún. inverz tervezést alkalmazunk. Az eljárás lényege az, hogy ellentétben a hagyományos technikával (ahol a terv elkészítését követően értékeljük azt és végezzük el az esetleges módosításokat) a kívánt dóziskritériumok megadása alapján a tervezőrendszer azok figyelembe vételével készíti a tervet.



32.4. ábra CT-szimulátor

**CT-szimulálás – virtuális szimuláció.** A konvencionális szimulátorok mellett egyre elterjedtebb a CT-szimulátorok használata. Ezek lehetnek diagnosztikus vizsgálatokhoz használt CT-berendezések a megfelelő átalakítással (egyenes asztallap, LINAC kompatibilis rögzítő-indexáló eszközök, LINAC kompatibilis lézerrendszer, komplex fájlcsere, rendszerkommunikáció), illetve direkt erre a célra dedikált C- szimulátorok. A CT-szimulálás során a primer betegfektetés és pozicionálás a CT-asztalon történik meg, és direkt innen kerülnek az képadatok a tervezőrendszerbe. Konvencionális tervezést követően az elmozdítási adatok visszaküldhetők a CT-szimulátor pozicionáló rendszerébe, és a beállítás is ellenőrizhető. Ebben az esetben a beállított mezők ismételt verifikációjára szükség van a LINAC-on (32.4. ábra).

A virtuális szimulálás lényege az, hogy a végyszimulálás lépése lényegében kimarad, a terven meghatározott elmozdítások, mezőelrendezések direkten a LINAC vezérlő számítógépébe kerülnek, és az eltolásokat, mezőellenőrzést és esetleges korrekciókat már a kezelés keretében végezzük el.

## Képkalkotó eszközök a külső sugárterápia kivitelezésében

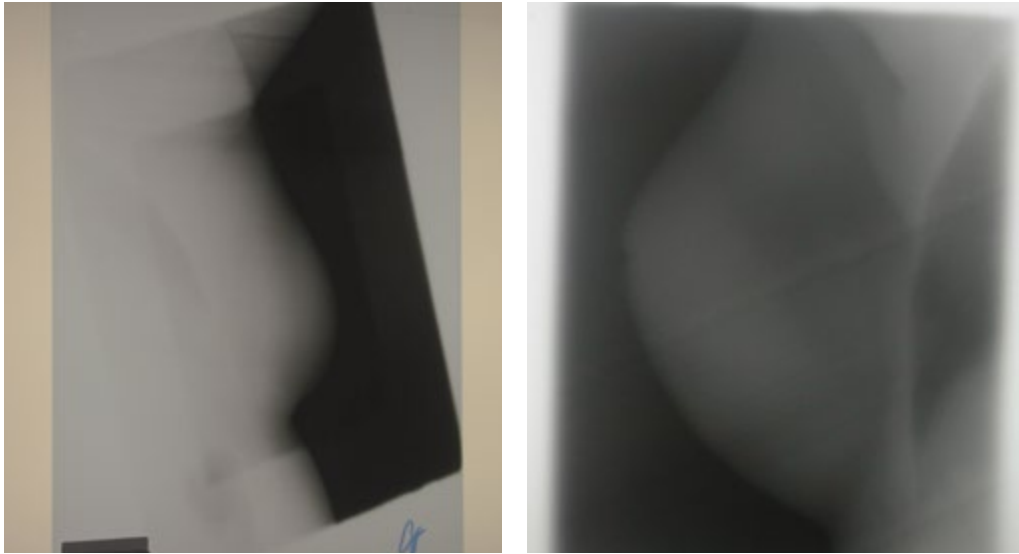
A legpontosabb besugárzási terv sem használható akkor, ha az abban meghatározott kezelési mezők nem felelnek meg a valóságos helyzetnek. A sugárterápiás eljárások, kezelések során a mezőellenőrzés-korrekció rendkívül fontos tényező. A képkalkotó eszközök széles skálája használt ebben a tevékenységben.

### Portal imaging

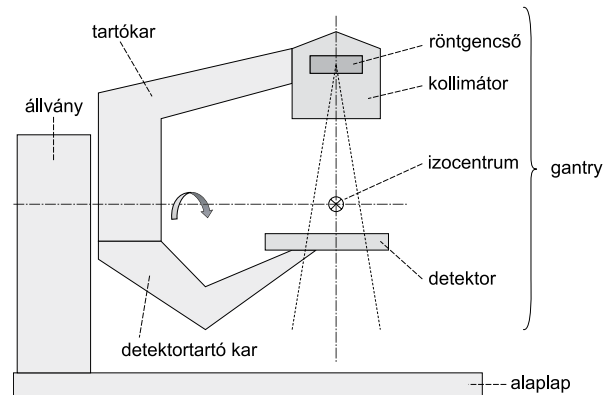
A leginkább leterjedt módszer a „portal imaging”. Lényege az, hogy a kezelési mezőről a terápiát megelőzően készül képkalkotó vizsgálat, amelyen a mező kívánt helyzete vethető össze a valós képpel. Referenciaként a korábban taglalt DRR (digitálisan rekonstruált kép) szolgál.

- **Portál film:** legegyszerűbben alkalmazható módszer a RTG-filmre készített LINAC portál film. Lényege az, hogy a LINAC energiát felhasználva (előre definiált értékek alapján) egy RTG-filmre készítünk felvételt, melyen a csontos anatómia mellett a mezőnek megfelelő kép kerül exponálásra. A verifikációs felvétel abban különbözik ettől, hogy csak a mezőelrendezést mutatja meg (32.5. ábra).
- **EPID (electronic portal imaging device):** a portál filmeket felváltó technológia. Lényege, hogy a filmek helyét a LINAC-ba integrált, a gantryvel párhuzamosan elhelyezett fluoroszkópos panel (szilicon flat panel) helyezkedik el (32.7. ábra). A felvétel során a képadat elektronikus formában kerül a kontroll számítógépre, ahol az ugyancsak elektronikusan tárolt DRR-al összevethető. Nagy előnye az, hogy ablakolási lehetőséget ad a



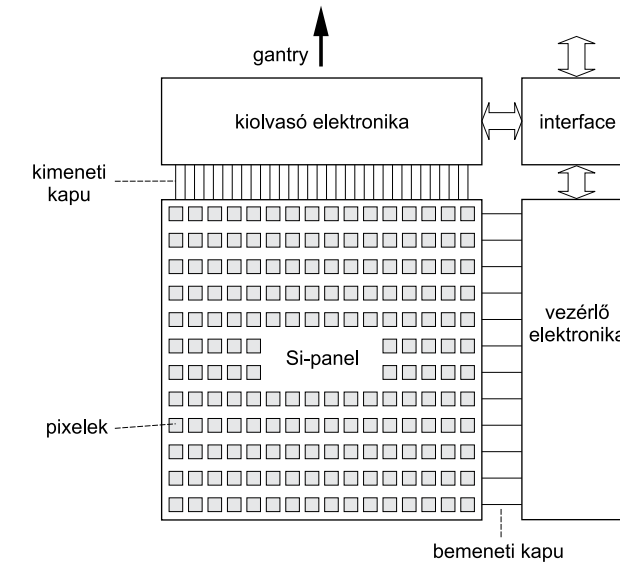


32.5. ábra Portál, illetve verifikációs felvétel



32.6. ábra EPID-el szerelt LINAC vázlatos ábrája. Az EPID a kollimátorral szemben helyezkedik el

pontosabb definícióhoz, valamint az elmozdítások pontosan lemérhetővé válnak. Lehetőség nyílik használatával az úgynevezett „on site” beállításokra (a szükséges elmozdításokat a beállítást követően távirányítással azonnal elvégezhetjük). Tekintettel arra, hogy a LINAC energiáit használja (megavoltos nagyságrend) **MV portal** imaging-nek hívják (32.6. ábra).



32.7. ábra Flat panel sematikus ábrája

### 32.3.2. KV imaging

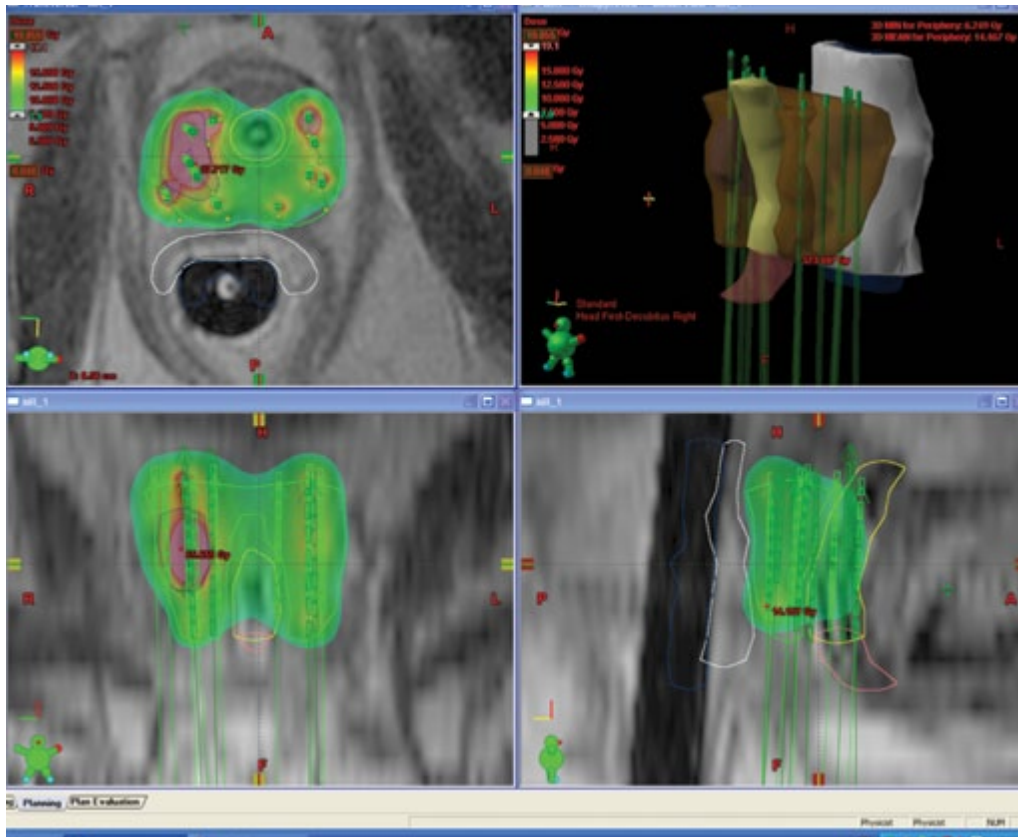
- A modern LINAC-okat felszerelik egy kiegészítő C karral. Ezek KV-os tartományban dolgozó átvilágítók képesek a beteg körül elforogva készíteni sorozatfelvételeket, ezáltal pontos 3D információt szolgáltatni a verifikációs folyamathoz. Másik lehetőség 3D információ nyerésére az „in room CT” használata. Lényege az, hogy a LINAC helyiségbe egy CT-berendezés is installálva van, melyen az elvégzett kontrollal (CT-vizsgálat a kezelési pozícióban) a mezőbeállítások ellenőrzése lehetővé válik.
- A „cone beam” CT-berendezések a KV-os on line mezőverifikáció új generációját képviselik. A LINAC-hoz installált berendezés megadott körív mentén elforogva készít KV-os verifikációs vizsgálatot. Ez gyors, pontos, nagy felbontású 3D képrekonstrukciót tesz lehetővé.  
Egyre inkább elterjedő terápiás modalitás a tomoterápia. Lényege az, hogy egy körben forgó gantrybe van építve LINAC és a CT-berendezés is, mely gyors és nagyon pontos mezőellenőrzést, beállítást, on line verifikációt tesz lehetővé.
- **ART** (adaptív sugárterápia): a mezőellenőrzés mellett használatosak a képvezérelt adaptív sugárkezelési eljárások is. Lényegében arról van szó, hogy a rendszer nem csupán folyamatosan képes követni a beteg, illetve a tumor mozgásait, hanem magát a kezelést is képes ennek megfelelően befolyásolni. Például egy tüdőtumor kezelése ART rendszerben lehetővé teszi azt, hogy ha a daganat légzésszinkron mozgása a megengedett határon kívül esik, a sugárzás megáll, és csak akkor indul újra, amikor a tumor visszatér a kívánatos pozícióba.

Az adaptív sugárkezelések lehetővé teszik a tumor méretváltozásának leírását, követését a kezelés ahhoz történő adaptálását, alkalmazását.

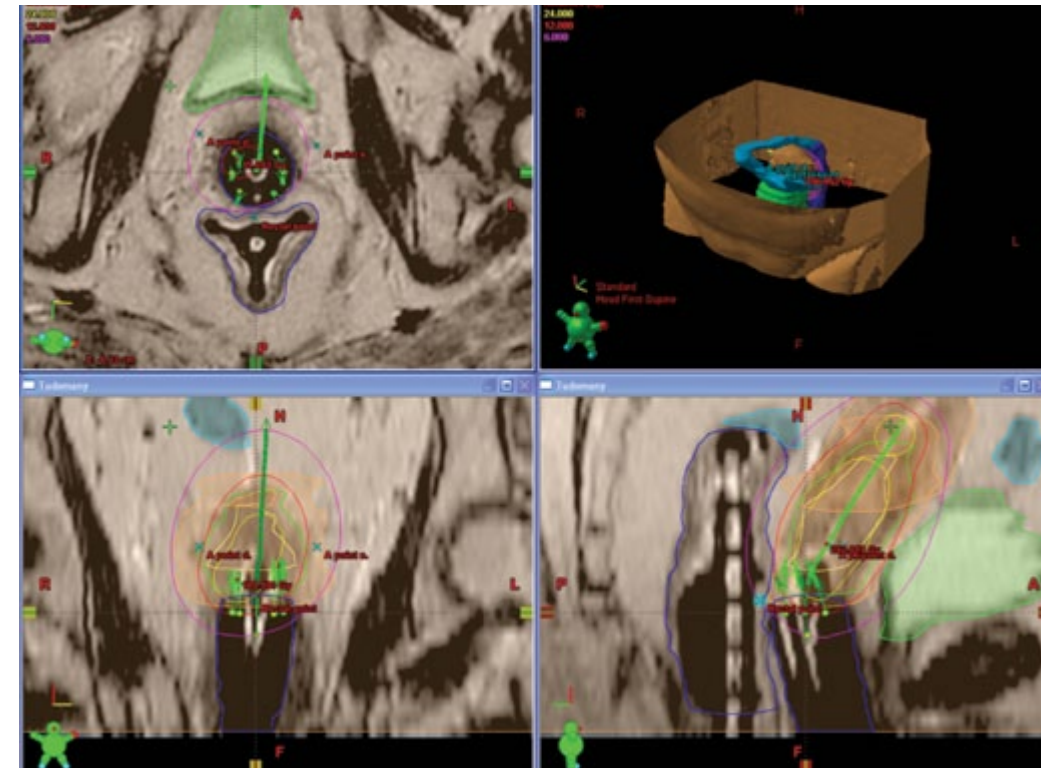
Ezeken a technikákon kívül ismertek az in room UH-berendezések, a különböző optikai, lézeres, video alapú verifikációs rendszerek. Ezek a technológiák folyamatos fejlődést mutatnak, alkalmazási területük folyamatosan bővül.

## Képalkotó eszközök a közelterápiában

A közelterápiás beavatkozások (brachyterápia) szerepe a nőgyógyászati, a prostata-, a fej-nyak-, az emlő-, valamint a bőrtumorok kezelésében a legfontosabb. A hagyományos RTG kontrollált beavatkozások mellett egyre szélesebb körben elterjedtek az egyéb képalkotó modalitás által asszisztált-vezé-



32.8. ábra MR alapú prostata-daganat brachyterápiás terve



32.9. ábra Cervix tumoros beteg 3D CT alapú brachyterápiás besugárzási terve

relt, ellenőrzött brachyterápiás eljárások. A fő cél az, hogy a behelyezett eszközök, katéterek pozícióját ellenőrizni, kontrollálni tudjuk, azok környezethez viszonyított helyzetet minél pontosabban leírjuk. Erre a célra a képalkotó eljárások közül a klinikai rutinban a RTG, UH, CT, valamint az MR használatos.

- RTG-átvilágítók, C-karok: hagyományos nőgyógyászati brachyterápiás eljárásokhoz használjuk a felhelyezett eszközök lokalizálására, azok csontos anatómiához viszonyított helyzetének leírására. A fej-nyak tumoros betegek kezeléséhez is használták régebben. Ugyancsak használatos volt az emlőtűzdelés esetén a katéterek helyzetének ellenőrzésére.
- UH: az ultrahang lehetőséget ad lágyszöveti struktúrák leírására, a behelyezett katéterek, eszközök pozíciójának ellenőrzésére. Legelterjedtebb alkalmazási területe a prostata brachyterápia, mely során a rectumba helyezett UH transducer pontos szervi leírást, valamint a behelyezett tű-seedek pozíciójáról pontos információt ad.
- CT: a külső besugárzási eljárásokhoz hasonlóan a brachyterápiás 3D tervezés is történhet CT információ alapján. A modern brachyterápiás tervező rendszerek alkalmasak mind CT, mind UH, mind MR alapú tervek elkészítésére.



- MR: az MR alapú tervezés a brachyterápiában egyre nagyobb teret nyer. Az MR információk használata lehetőséget ad a lágyzövetek pontos feltérképezésére (daganatkiterjedés, védendő szervek), valamint akár MR alapú intervenciós beavatkozásokra is. Főként a nőgyógyászati, valamint prostata-tumork brachyterápiás kezeléseiben használatos modalitás (32.8., 32.9. ábra).

## Irodalomjegyzék

1. BALKAY L., KRASZNAI Z. ÉS MIKECZ P.: FDG-PET-vizsgálatok kvantitatív kiértékelési módszereinek összehasonlító analízise, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
2. BUSHONG S. C.: Radiologic Science, Workbook and Laboratory Manual, Mosby Inc, 7th ed. 2001.
3. CARLTON R. R., ADLER A. M.: Principles of Radiographic Imaging, Delmar, 3rd ed. 2001.
4. DAMJANOVICH S., MÁTYUS L. (szerk.): Orvosi biofizika, Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 2003.
5. DONALD T. GRAHAM, PAUL CLOKE Principles of radiological physics. Churchill, Livingstone, 4th ed. 2003
6. EMRI M., BOGNER P., BALKAY L., TÓTH Á., KISELY M., WEISZ J., ÁDÁM GY., GLAUB T., BERECS R. ÉS REPA I.: [15O]-butanol PET-vizsgálatok térbeli standardizálása szegmentált, T1-súlyozott MRI-felvételek segítségével, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
7. ÉSIK O., SZENTIRMAY Z., MÁRIÁN T., KÁSLER M., ÁGOSTON P., LENGYEL E. ÉS TRÓN L.: A PET és a kettős, független patológiai leletezés hatékonyan támogatják a rejtett primaer tumorok keresését, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
8. FRÁTER L. (szerk.): Radiológia, Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 2004.
9. Halász P., Neuwirth M., Mikecz P., Szakáll Sz. jr., Emri M., Zelei Zs. és Trón L.: A PET helye az epilepsziás agyi működészavar meghatározásában, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
10. KÖSZEGI Zs., GALUSKA L., SZAKÁLL SZ. JR., LEHEL SZ., FÜLÖP T., ÉDES I. ÉS BALKAY L. *A metabolicus PET-vizsgálatok helye a kardiológiai képalkotó eljárások között* 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
11. LENGYEL Zs., ÉSIK O., TRÓN L.: Pozitronemissziós tomográfia Magyarországon: eredmények a klinikumban és a kutatásban, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
12. LENGYEL Zs., FEKÉSHÁZY A., KÁLVIN B., GALUSKA L. ÉS SZAKÁLL SZ. JR.: Standard PET-vizsgálati protokollok, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
13. Márián T., Lehel Sz., Lengyel Zs., Balkay L., Horváth G., Mikecz P., Miklovicz T., Fekete I. és Szentmiklósi A. J. A [<sup>18</sup>F]-FNECA széleskörűen alkalmazható radioligand a purinerg receptor-expresszió PET-vizsgálatához 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
14. MIKECZ P., TÓTH GY., HORVÁTH G., LEHEL SZ., KOVÁCS Z., PRIBOCZKI É., BOROS I., MIKLOVICZ T., MÁRIÁN T.: Radiógyszerek előállítása pozitronemissziós tomográfias vizsgálatokhoz, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
15. NOVÁK L., EMRI M., BALKAY L., SZABÓ S., RÓZSA L., GALUSKA L., ÉSIK O., MOLNÁR P., CSÉCSEY GY. ÉS TRÓN L.: PET a neuro-onkológiában – indikációk, elkülönítő diagnózis és klinikai alkalmazás, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.

16. PERRY SPRAWLS JR. Physical principles of medical Imaging. Medical Physics Publishing 2nd ed. 1995
17. The fundamentals of Radiography Eastman Kodak Company 12th ed. 1980
18. TRÓN L.: A pozitronemissziós tomográfia és a magyar PET-program, 2002, Orvosi Hetilap Supplementum 3.
19. WILLIAM R. HENDEE, E. RUSSEL Ritenour Medical Imaging Physics. Wiley-Liss Inc. 4th ed. 2002
20. WOLBARST A.B. PHD.: Physics of Radiology, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1993.
21. Now you see it. Imaging in radiotherapy treatment planning and delivery. Dag R. Olsen, David I. Thwaites. Radiotherapy and Oncology 2007; 85: 173–175.
22. From IMRT to IGRT: frontierland or neverland? Ling CC, Yorke E, Fuks Z. Radiotherapy and Oncology 2006; 78: 119–22.
23. Cone-beam-CT guided radiation therapy: technical implementation Daniel Le´tourneau, John W. Wong, Mark Oldham, Misbah Gulam, Lindsay David A. Jaffray, Jeffrey H. Siewerdsen, Alvaro A. Martinez. Radiotherapy and Oncology 75 (2005) 279–286
24. NÉMETH GYÖRGY: Sugárterápia 2001. Springer Kiadó, 129-158.
25. GÓDÉNY MÁRIA, KÁSLER MIKLÓS: A képalkotó vizsgálmódszerek alkalmazása daganatok esetében. Javaslat a képalkotók alkalmazásához. Magyar Onkológia, Vol. 48, Nr. 2, 167–190, 2004.
26. A tumor mozgások jelentőségének multislice-CT alapú képfúziós vizsgálata tüdő tumoros betegeknél. Kovács Árpád, Hadjiev Janaki, Lakosi Ferenc, Antal Gergely, Horváth Ákos, Bogner Péter, Repa Imre. Magyar Onkológia Vol. 51, Nr. 3, 219–223, 2007.
27. Dynamic MR based analysis of tumor movement in upper and mid lobe localized lung cancer. Kovacs A., Hadjiev J., Lakosi F., Antal G., Vandulek Cs., Somogyine Ezer E., Bogner P, Horvath A., Repa I. Pathology Oncology Research. (2009) 15: 269–277.

## Tesztkérdések

### Egyszeres feleletválasztás

Az egyszeres feleletválasztásos típusú tesztkérdésekben egy egyszerűen megfogalmazott kérdéshez vagy felvetéshez általában három/négy/öt válasz tartozik, amelyek közül KI KELL VÁLASZTANI az EGYETLEN HELYES VÁLASZT, illetve annak betűjelét.

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

Az egyszerű feleletválasztásos tesztkérdés másik fajtája a hibakereső egyszerű feleletválasztásos tesztkérdés, melyben/melyhez (a kérdéshez) négy vagy több meghatározás/válasz tartozik, melyek közül egy helytelen állítást tartalmaz. Ezt a helytelen választ kell megtalálni és a betűjelét megadni.

### Többszörös feleletválasztás *állandó 4-es kulcs* alapján

Ebben a kérdés- (feladat-) csoportban az 1, 2, 3 és 4-es számokkal jelölt válaszok közül egy vagy több helyes válasz lehetséges az A, B, C, D és E betűkkel jelölt kombinációk szerint. Válassza ki az alábbi kulcs alapján a helyes (legmegfelelőbb) választ.

- A az 1., 2., 3. válasz helyes
- B az 1., 3. válasz helyes
- C a 2., 4. válasz helyes
- D csak a 4. válasz helyes
- E mindegyik válasz helyes

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

Az alábbi állításokról döntse el, hogy igaz vagy hamis és az ennek megfelelő betűjelet jelölje meg.

## Relációanalízis

A tesztkérdés helyes megválaszolásához gondosan el kell olvasni az összetett mondatot, amelynek az első része egy állítást tartalmaz, mely lehet igaz állítás, de lehet hamis. Mindezek figyelembevételével az összefüggés elemző, illetve relációanalízis típusú tesztkérdésekben a helyes válaszlehetőségek öt kombinációja adódik, melyet meg kell találni és annak betűjelét megadni.

- A Az állítás igaz, az indoklás is igaz, és az indoklás magyarázza az állítást.
- B Az állítás igaz, az indoklás is igaz, de az indoklás nem magyarázza az állítást.
- C Az állítás igaz, az indoklás nem igaz.
- D Az állítás nem igaz, az indoklás igaz.
- E Sem az állítás, sem az indoklás nem igaz.

## 1. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

#### 1. A röntgenfoton energiája egyenesen arányos:

- A frekvenciájával
- B tömegével
- C sebességével
- D a sebesség négyzetével
- E a hullámhosszával

#### 2. Az elektron nyugalmi energiája az einsteini $E=mc^2$ összefüggés értelmében 511 keV-nak felel meg. Ez megfelel:

- A 511 eV
- B 511 MeV
- C 0,51 eV
- D 0,51 MeV
- E 5,1 MeV

#### 3. Egy röntgenfoton energiáját, melynek hullámhossza 10 nm, az alábbi képletből lehet kiszámolni:

- A  $E = mc^2$
- B  $E = hf$
- C  $E = hc/\lambda$
- D  $E = \lambda n$
- E  $E = \lambda/hc$

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

#### 4. Válassza ki, hogy melyik válasz NEM igaz a sugárzás kvantum természetéből fakadóan:

- A Elektromágneses foton abszorpció  $\rightarrow$  energiát az elektronnak adja.
- B Az abszorpció eredményesebb, ha az elektronszintek energiája és a foton energiája hasonló.
- C Az elektromágneses foton energiája a foton sebességétől függ.
- D Elektromágneses fotonok az anyaggal való energia kölcsönhatásból keletkeznek és nyelődnek el.
- E Az elektromágneses sugárzás kvantum természetű.

**Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján**

5. Az alábbiak közül melyik elektromágneses sugárzást használhatjuk a diagnosztikai képalkotásban?
1. 12,000 eV
  2. 65 keV
  3. 14 meV
  4. 0,1 MeV
6. Az alábbiak közül melyik/melyek ionizáló sugárzások?
1. ultraibolya sugárzás
  2. alacsony energiájú rtg-sugárzás
  3. 16,3 eV elektromágneses sugárzás
  4. terápiás ultrahang

**Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás**

7. A párkeltésnek a diagnosztikai képalkotásban nincsen jelentősége.
- A igaz
  - B hamis

**Relációanalízis**

8. Vákuumban a röntgensugárzás  $3 \times 10^{10}$ -en m/sec. sebességgel terjed, MERT minden elektromágneses hullám azonos sebességgel terjed ilyen körülmények között.
9. A párképződés a diagnosztikai képalkotás szempontjából irreleváns kölcsönhatási forma, MERT a radiográfiai diagnosztikában 140 keV-nál nagyobb energiájú fotonokat nemigen használunk.

**2. fejezet****Egyszeres feleletválasztás**

1. Melyik mértékegység az energia mértékegysége?
- A Gray
  - B Joule
  - C Newton
  - D rad
  - E Sievert
2. Melyik fogalom rendelkezik helyes mértékegységgel?
- A abszorbeált dózis: Sv
  - B radioaktivitás: rem
  - C dózis ekvivalens: rad
  - D expozíció: Bq
  - E expozíció: R
3. Milyen radiológiai mértékegységet eredményez az alábbi képlet?
- $$\frac{\text{milliCoulomb} \times \text{sec}}{\text{sec}}$$
- A ESE
  - B  $kV_p$
  - C mAs
  - D PBL
  - E  $kV_i$
4. Az alábbiak közül melyik a mágneses indukció mértékegysége?
- A Gauss
  - B Tesla
  - C Coulomb
  - D  $N/m^2$
  - E Vs

**5. Melyik mértékegységet használjuk a fluoroszkópiás kép fényességének jellemzésére?**

- A cd/m<sup>2</sup>
- B Coulomb
- C Coulomb/kilogram
- D Lambert
- E Roentgen

**6. Az energia SI mértékegysége:**

- A dyn
- B eV
- C erg
- D Joule
- E Newton

**Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján****7. Az elektron energiája az alábbiakkal jellemezhető – jelölje meg a helyes válaszokat!**

1. Az elektron nyugalmi energiája azt jelenti, hogy bizonyos körülmények között a tömeg energiává konvertálható  $\rightarrow E=mc^2$ .
2. Egy pozitron és egy elektron annihilációs sugárzás formájában megszűnhetnek.
3. Rtg-csőben az elektron sebessége: kb.  $\frac{1}{2}$  fénysebesség.
4. Az elektron potenciális energiája relatív mennyiség.

**8. Elektromos mennyiségek – jelölje meg a helytelen állításokat!**

1. Az áramkörben mozgó elektron energiát szállít.
2. Az áramerősség a mozgó elektronok percenkénti áramlása a vezetőben; SI mértékegysége az ampere (A) =  $6,25 \times 10^{18}$  elektron/min.
3. 1 V feszültség esetén minden elektron 1 eV potenciális energiakülönbséggel rendelkezik.
4. A feszültség az elektron potenciális és kinetikus energiájának különbsége egy áramkörben.

**9. A töltés mértékegysége:**

1. Ampere
2. Coulomb
3. eV
4. mAs

**Relációanalízis**

**10. Az atomnak nincs elektromos töltése, MERT az atom töltés nélküli neutronokat is tartalmaz.**

### 3. fejezet

#### Egyszeres feleletválasztás

**1. Az alábbi részek közül melyik helyezkedik el a cső pozitív oldalán?**

- A katód
- B izzószál
- C fókuszáló csésze
- D a rács
- E az állórész (stator)

**2. Az anódszög a forgóanódú röntgencsőben megközelítőleg:**

- A 1°
- B 10°
- C 20°
- D 50°
- E 100°

**3. Az anódsarok effektus oka:**

- A fókuszáló csésze
- B alacsony csőfeszültség
- C a katódszál hossza
- D a tértöltés effektus
- E az anódban történő röntgenfoton-abszorpció

**4. Az effektív fókuszpont:**

- A nagyobb, mint az aktuális fókuszpont
- B kisebb, mint az aktuális fókuszpont
- C ugyanakkora, mint az aktuális fókuszpont
- D a sugárnyaláb anód oldalán nagyobb, mint az aktuális fókuszpont
- E a sugárnyaláb katód oldalán nagyobb, mint az aktuális fókuszpont

**5. Mi a röntgencső hosszú életének legnagyobb ellensége:**

- A a nagyfeszültség
- B hő
- C sok expozíció
- D rendszertelen szerviz
- E a sugárzás

#### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

**6. Melyik állítás NEM igaz az aszinkron motorokra?**

- A A forgórész fordulatszáma kb. 3%-kal (slip) eltér a forgó mágneses mező szinkronfordulatszámától.
- B Terhelés esetén kiesik a szinkronfordulattól és leáll.
- C Terhelésre nagyobb forgatónyomatékkal reagál.
- D A forgórész-tekerccset egyenárammal gerjesztik.
- E A tekerccspárok között  $n=f/p$  fordulatszámokkal forgó eredő mágneses mező alakul ki.

#### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

**7. A wolfram azért alkalmas az anód anyagának, mert:**

- 1. magas a rendszáma
- 2. nehezen törik
- 3. magas az olvadáspontja
- 4. kiváló az elaszticitása

**8. Az alábbiak közül melyek helyezkednek el a röntgencső belsejében?**

- 1. katódszál
- 2. sztátor
- 3. rotor
- 4. nagyfeszültségű vezeték

**9. Az extrafokális sugárzásra jellemző, hogy:**

- 1. alacsony az átlagos energiája
- 2. nem az aktuális fókuszpontban keletkezik
- 3. öreg röntgencsővekben fordul elő
- 4. jó lágyrész kontrasztot ad

**10. Az alábbiak közül melyek képesek a mezőméretet kontrollálni?**

- 1. blende
- 2. apertúra diafragma
- 3. tubus
- 4. rács



**Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás**

11. A nagy sebességű rotorok általában hosszabb expozíciós időt tesznek lehetővé az alacsony sebességű rotoroknál.  
A igaz  
B hamis
12. A legnagyobb problémát okozó hőmennyiség az izzó katódcsálzon keletkezik.  
A igaz  
B hamis

**Relációanalízis**

13. A vonalfókusz elvet azért alkalmazzák a röntgen fotonok előállításánál, MERT ezáltal csökkenteni lehet az anódsarok effektust.
14. A röntgensugárzás az anód felőli oldalon nagyobb, mint a katód felőli oldalon, MERT az anódsarok effektusból ez következik.
15. A nagyfeszültség hatására a katódcsálrról leváló elektronok nagy sebességre gyorsulnak, EZÉRT az elektronok kinetikus energiára tesznek szert.
16. A röntgenső egy egyszerű villamosenergia átalakító készülék, MERT a villamosenergiából elsősorban hőenergiát készít.

**4. fejezet****Egyszeres feleletválasztás**

1. A fékeződési sugárzás emissziós spektrumának amplitúdója:  
A  $kV_p$ -gel egyenlő energiánál maximális  
B a maximuma 0 energiánál maximális  
C  $kV_p$  kb. egyharmad energiájánál maximális  
D a  $kV_p$  fele energiájánál maximális  
E csak a filtrációtól függ
2. Ha egy felvételnél wolfram anódot használva a  $60 kV_p/80$  mAs beállítást  $80 kV_p/80$  mAs-ra változtatjuk:  
A a fékeződési rtg-sugár intenzitás nem változik  
B a karakterisztikus rtg-sugár intenzitás nem változik  
C növelni kell a filterezést  
D a rtg-foton mennyiség nőni fog
3. Az anód anyagának elektronkötési energiái a következők: K-héj 81 keV, L-héj 14 keV, M-héj 3 keV N-héj 1 keV. Az alábbiak közül melyik karakterisztikus sugárzás lesz jelen a spektrumban  $90 kV_p$  csőfeszültségnél?  
A 12 keV  
B 67 keV  
C 76 keV  
D 87 keV  
E 90 keV
4. Az alábbiak közül melyik esetben lesz a legnagyobb energiájú a karakterisztikus röntgensugárzás?  
A  $K \rightarrow M$   
B  $K \rightarrow O$   
C  $M \rightarrow K$   
D  $O \rightarrow K$   
E  $O \rightarrow M$

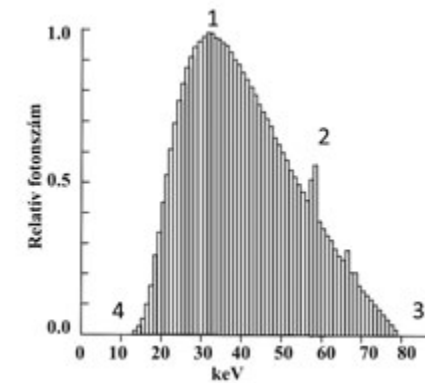
5. **Mi keletkezik, ha a röntgensőben a nagy sebességre felgyorsított elektron egy külső héjelektron gerjeszt?**
- fékeződési röntgensugárzás
  - karakterisztikus röntgensugárzás
  - energia
  - hő
  - fényfoton
6. **A röntgenemissziós spektrumot hogyan befolyásolja a röntgensugárzás, ha a sugárnyaláb elé 2 mm-es alumíniumszűrőt helyezünk? A spektrum relatív pozíciója:**
- nem változik
  - nem változik, de az amplitúdója csökken
  - nem változik, de az amplitúdója növekszik
  - balra tolódik, az amplitúdója alacsonyabb lesz
  - jobbra tolódik, az amplitúdója alacsonyabb lesz
7. **Az alábbi tényezők közül melyik nem befolyásolja a röntgensugárzás mennyiségét?**
- filtráció
  - kVp
  - mA
  - radioaktivitás
  - idő

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

8. **A Compton fotonok energiája NEM függ**
- a beeső foton energiájától
  - a szóródás szögétől (0–180°)
  - a foton hullámhosszától
  - a lassulás mértékétől

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

9. **A wolframanódban mely elektronhéjakon keletkezik a diagnosztikai képképzés szempontjából hasznos karakterisztikus röntgensugárzás?**
- N-héj
  - M-héj
  - L-héj
  - K-héj
10. **A karakterisztikus röntgensugárzásra jellemző, hogy:**
- milyen szűrőn haladt át a röntgensugárzás
  - milyen anyagú anódban keletkezett
  - milyen sebességű fotonokból áll
  - nem más, mint elektromágneses sugárzás



11. **A fenti ábra egy emissziós röntgenspektrumot ábrázol. A spektrumon az 1-essel jelölt pont jelöli:**
- a maximális energiát
  - az átlagos fotonenergiát
  - az összes foton egyharmadát
  - a maximális energia 30–40%-át
12. **A 4-essel jelölt pontra jellemző:**
- a gyorsítófeszültség értéke
  - az anód anyaga
  - a mAs értéke
  - a röntgenső ablakának anyaga

**13. A 4-essel jelölt pont:**

1. változhat a szűréssel
2. a diagnosztikai képzés szempontjából értékes fotonokat képvisel
3. a beteg sugárterhelése szempontjából érdekes
4. a szakdolgozók sugárvédelme szempontjából fontos

**14. A 2-essel jelölt pont:**

1. megfelel a karakterisztikus csúcsnak
2. csak meghatározott energiájú fotonok alkotják
3. az anód anyagára jellemző a fotonok energiája
4. csak a K → L átmenetet képviseli

**15. A 3-ossal jelölt pont:**

1. pozíciója a fotonok számától is függ
2. összefüggésben van a röntgensóben felgyorsított elektronok kinetikus energiájával
3. mindig fékező fotonok adják
4. teljes energiaátadás révén keletkezett fotonok alkotják

**Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás****16. A röntgensugárzás mennyiségét a gyorsítófeszültség nagysága határozza meg.**

- A igaz  
B hamis

**5. fejezet****Egyszeres feleletválasztás****1. A fotoelektromos kölcsönhatás hogyan függ össze a szövetek fizikai sűrűségével?**

- A azzal arányos  
B azzal fordítottan arányos  
C a sűrűség köbével arányos  
D a sűrűség köbével fordítottan arányos  
E nincs köztük összefüggés

**2. A fotoelektromos abszorpció (fotoeffektus) az alábbiak közül melyikkel van kapcsolatban?**

- A rtg-foton abszorpcióval  
B fékező rtg-sugárzás keletkezésével  
C karakterisztikus rtg-sugárzás keletkezésével  
D rtg-foton szórással

**3. A fotoelektromos hatás a rtg-sugár energiájától (E) a következőképpen függ:**

- A  $E^{-3}$   
B  $E^{-2}$   
C E  
D  $E^2$   
E  $E^3$

**4. A 39 keV rtg-foton fotoeffektus útján kölcsönhatásba kerül egy báriumatom K-héj elektronjával (kötési energia = 37 keV). Ezért:**

- A a keletkező fotoelektronnak 2 keV energiája lesz  
B a keletkező fotoelektronnak 37 keV energiája lesz  
C a keletkező fotoelektronnak 39 keV energiája lesz  
D a szórt rtg-fotonnak 2 keV energiája lesz  
E a szórt rtg-fotonnak 37 keV energiája lesz

**5. A Compton fotonok jellemzője, hogy**

- A a diagnosztikus radiográfiában nagyon hasznosak  
B kisebb energiájúak, mint a beeső rtg-fotonok  
C javítják a kontrasztot  
D leképezési műtermékeket okoznak  
E fékező sugárzásból származnak

**6. A Compton hatás jellemzője:**

- A független a rendszámától ( $Z$ )
- B fordítottan arányos a rendszámmal ( $1/Z$ )
- C arányos a rendszám köbével ( $Z^3$ )
- D függ a rendszámától ( $Z$ )
- E arányos a fotonenergiával ( $E$ )

**Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás****7. A Compton-kölcsönhatás az atom gyengén kötött elektronjai révén jön létre.**

- A igaz
- B hamis

**Relációanalízis**

8. A Compton-szóródás a röntgenfoton és a külső héjelektron kölcsönhatásából származik, MERT a beeső röntgenfotonok csak a külső héjelektronokkal ütköznek.
9. A Compton-szóródás aránya nem függ a röntgensugárzás átlagos energiájától, HANEM gyakorlatilag csak az elektrondenzitástól.
10. A fotoeffektus során ionizáció történik, MERT a belső elektronhéjról elektron lökődik ki.
11. A másodlagos sugárzásnak nincs biológiai hatása, MERT a másodlagos röntgenfotonok nagyon alacsony energiával rendelkeznek.
12. A fotoelektromos abszorpció valószínűsége függ a beeső röntgenfoton energiától, MERT ha két energia egymáshoz közel van, akkor a legnagyobb a valószínűség.
13. A szórt sugárzás mennyiségét a besugárzott anyag térfogata is befolyásolja, MERT nagyobb térfogatban több külső héjelektron helyezkedik el.

**6. fejezet****Egyszeres feleletválasztás****1. Nagyobb maximum energiájú rgt-fotonokat a következő módon lehet kapni:**

- A növelni kell a filterezést
- B növelni kell a csőfeszültséget
- C növelni kell a csőáramot
- D növelni kell az anód anyagának rendszámát
- E növelni kell a cső hőleadását

**2. A rgt-berendezésben a transzformátor:**

- A váltóáramot egyenirányít
- B egyenáramot váltóárammá alakít
- C frekvenciát módosít
- D feszültséget módosít
- E rgt-sugarakat is termelhet

**3. Egy felvételnél 300 mA, 20 msec., 120 kV<sub>p</sub> beállítást használunk. Milyen expozíciós időt kell választani, ha 400 mA, 120 kV<sub>p</sub> értékek mellett azonos denzitást kívánunk elérni?**

- A 5 msec.
- B 10 msec.
- C 15 msec.
- D 25 msec.
- E 30 msec.

**4. A mellkas egy magas kontrasztú anatómiai területnek számít. A mellkasi szervek vizsgálatára melyik technikát javasolná?**

- A nem lehet általánosítani, ez a beteg testméreteitől függ,
- B magas kV<sub>p</sub> és magas mAs,
- C magas kV<sub>p</sub> és alacsony mAs,
- D alacsony kV<sub>p</sub> és magas mAs,
- E alacsony kV<sub>p</sub> és alacsony mAs.

5. Egy adott anatómiai régióban a mAs értéknek mi az a legkisebb változtatása, mely a készült felvételen már észlelhető?
- 5%
  - 15%
  - 30%
  - 50%
  - 70%
6. Egy radiográfia felvétel esetén fókusztávolságot 100 cm-ről 200 cm-re kell növelni: Ha 100 cm-nél a mAs 22,5 volt, mennyi legyen az új érték azonos denzitás eléréséhez?
- 50 mAs
  - 70 mAs
  - 78 mAs
  - 45 mAs
  - 90 mAs
7. A karakterisztikus röntgensugárzás energiája növekedni fog, ha:
- szűrést alkalmazunk
  - az anód anyaga magasabb rendszámú
  - nagyobb gyorsítófeszültséget alkalmazunk
  - magasabb mAs-t alkalmazunk
  - nagyobb az anód forgási sebessége

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

8. Az alábbiak közül mely állítás NEM igaz a háromfázisú áramrendszerre?
- Az egyes fázisok  $120^\circ$  ill.  $240^\circ$ -os fáziskésésben vannak egymáshoz képest.
  - A háromfázisú generátorban a tekercspárok száma háromszorosa a póluspárok számának.
  - A három fázis feszültségamplitúdói rendre 120V, 240V ill. 360V.
  - A fáziskésések az állórész tekercspárjainak térbeli elrendeződéséből fakad.

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

#### 9. Mi igaz a Graetz-egyenirányítóra?

- egyfázisú, kétutas egyenirányító
- háromfázisú, egyutas egyenirányító
- az egyenirányított áram lüktető, nem szaggatott
- az egyenirányított áram lüktető, szaggatott

#### 10. A sávmodell szerint melyik állítás helyes a félvezetőkre?

- A vezetési sávot az alapsávától csak egy nagyon keskeny tiltott sáv választja el.
- A p-típusú szennyezés esetén az alapsávhoz közel a tiltott sávban akceptornívók jönnek létre.
- Az n-típusú szennyezés esetén a vezetési sávhoz közeli donornívók helyezkednek el a szennyező atomok 5. elektronjai.
- A teljesen üres vezetési sáv részben belelóg az elektronokkal teljesen betöltött alapsávba.

#### 11. Mely tényezők befolyásolják az anód hőmérsékletét?

- gyorsító feszültség
- az anód anyaga
- mAs
- mezőméret

## 7. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

#### 1. A röntgensugárzás előállításának hatékonysága:

- A kisebb, mint 5%
- B nagyobb, mint a hőképződésé
- C több mint 5%
- D nem függ a csőfeszültségtől

#### 2. A katódszál fűtésének oka:

- A termikus fotonemisszió
- B termikus elektronemisszió
- C fotoelektron-sokszorozás
- D üzemi hőmérséklet beállítása

#### 3. A katódszál hőmérsékletét szabályozó paraméter:

- A kV
- B mAs
- C mA
- D mezőméret

#### 4. Melyik mechanizmus segít leginkább lehűteni a rtg-csővet?

- A hővezetés
- B hőszigetelés
- C hőszigetelés
- D hőáramlás

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

#### 5. Az anód jellemzően az alábbi anyagokból készül:

- 1. ólom
- 2. wolfram
- 3. gadolinium
- 4. molibdén

#### 6. A forgó anód előnyei:

- 1. jobb hatásfok
- 2. gyorsabb rtg-fotonok
- 3. jobb hőkapacitás
- 4. energiatakarékosság

#### 7. A rtg-cső hűtésére az alábbi hűtőrendszerek alkalmasak:

- 1. léghűtés
- 2. vízhűtés
- 3. olajhűtés
- 4. folyékony hélium hűtés

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

#### 8. A geometriai leképezés szempontjából minimális elmosódást kis gyújtóterület esetén kapunk, ugyanakkor kis fókussterület koncentrálja a hőképződést.

- A igaz
- B hamis

#### 9. A fókussterület mérete és hőkapacitása, valamint a kivetített fókussterület közötti összefüggést az anód dőlésszöge határozza meg.

- A igaz
- B hamis

#### 10. A fókussterület hőkapacitása nem jelent expozíciós korlátot.

- A igaz
- B hamis



## 8. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- 1. A lumbális gerinc vizsgálata esetén mely beállítás okozza a legnagyobb sugárterhelést?**
  - A 70 kVp/200mAs
  - B 80 kVp/100mAs
  - C 95 kVp/50mAs
  - D 110 kVp/25mAs
  - E 120 kVp/25mAs
- 2. Az alábbiak közül melyik paraméter alkalmas a röntgensugárzás minőségének jellemzésére?**
  - A hozzáadott szűrés
  - B felezőréteg-vastagság
  - C kV
  - D mAs
  - E teljes szűrés
- 3. A mAs egyértelműen a röntgensugárzás mennyiségét szabályozza, míg a kV:**
  - A filtrációt és a röntgensugárzás mennyiségét
  - B a teljesítményt és a filtrációt
  - C a röntgensugárzás mennyiségét és minőségét
  - D a fókuszt–film távolságot és a röntgensugárzás mennyiségét
  - E a film–fókuszt távolságot és a film–tárgy távolságot

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

- 4. A felező rétegvastagságra NEM igaz:**
  - A kifejezi egy adott sugárzás áthatoló képességét
  - B kifejezi egy adott anyagon való áthatolás képességét
  - C az anyag azon vastagsága, melyen a sugárzás fele tud áthatolni (mm, cm)
  - D az anyag azon vastagságának fele, melyben a sugárzás teljes mértékben elnyelődik

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

- 5. A differenciál abszorpció bár egy viszonylag komplikált folyamat, de alapvetően a fotoelektromos hatáson és a sugárpenetráción múlik.**
  - A igaz
  - B hamis
- 6. Ha a kVp-t növeljük, akkor a szövetekben való kölcsönhatás mennyisége is növekedni fog.**
  - A igaz
  - B hamis
- 7. Ha a kVp-t növeljük, akkor a penetráló röntgensugarak mennyisége nőni fog.**
  - A igaz
  - B hamis
- 8. A diagnosztikai képzésben akkor használunk alacsony kV értékeket, ha a páciens sugárterhelését csökkenteni akarjuk.**
  - A igaz
  - B hamis

## 9. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

**1. A rtg-sugárzás minősége alapvetően a következő paraméter függvénye:**

- A mezőméret
- B filtervastagság
- C  $kV_p$
- D mAs

**2. A sugár négyzetes fogyását az alábbiak közül melyik okozza:**

- A abszorpció
- B gyengítés
- C divergencia – széttartás
- D szóródás
- E penetráció

**3. Az alábbi szövetek közül melyiknek van a legnagyobb sűrűsége?**

- A vér – alakos elemek
- B csont
- C zsír
- D tüdő
- E izom

**4. A tárgykontrasztot az alábbiak közül melyik befolyásolja?**

- A a vizsgált tárgy átlagos rendszáma
- B mAs
- C tárgy–film távolság
- D fókusz–film távolság
- E fókusz–tárgy távolság

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

**5. Ha a Compton-szóródás dominál:**

- A gyengébb a kontraszt, több szürkeárnyalat van
- B magas kVp + alacsony mAs beállítás szükséges
- C kisebb a sugárterhelés
- D nagyobb a sugárterhelés

**6. Ha a fotoelektromos hatás dominál**

- A jó a kontraszt, kevés szürkeárnyalat
- B alacsony  $kV_p$  + magas mAs szükséges
- C a  $kV_p$  nem befolyásol
- D a kontrasztanyagok a fotoelektromos hatást fokozzák
- E fokozott a sugárterheléssel jár

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

**7. A diagnosztikai képképzésben csak két fontos röntgenfoton-anyag kölcsönhatással kell számolni, mégpedig a fotoelektromos abszorpcióval és a koherens szóródással.**

- A igaz
- B hamis

**8. A fotoelektromos abszorpció valószínűsége a fotonenergiától függ, mégpedig fordítottan arányos az energia köbével.**

- A igaz
- B hamis

### Relációanalízis

**9. A radiográfiai vizsgálat előtt adott esetben érdemes a vizsgálandó testrészt megmérni, MERT a választandó beállítások a szövetvastagságtól függenek.**

**10. A radiográfiai vizsgálat előtt adott esetben érdemes a vizsgálandó testrészt megmérni, MERT a szövetek fizikai sűrűségét azok vastagsága is befolyásolja.**

**11. A radiográfiai vizsgálat előtt fölösleges a vizsgálandó testrészt megmérni, MERT a légnyészeknek valójában ugyanolyan a sugárgyengítési tulajdonságuk.**

## 10. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

#### 1. A rtg-sugár filtrációjának fő oka:

- A a nagy energiájú rtg-sugárzást Compton-szóródásra bírni
- B védeni a filmet az alacsony energiájú rtg-fotonoktól
- C eltávolítani az alacsony energiájú elektronokat
- D eltávolítani az alacsony energiájú rtg-fotonokat
- E eltávolítani a penetráló rtg-fotonokat

#### 2. Ha a csőből kilépő rtg-sugarat filterezzük, akkor

- A nőni fog a fotonkoncentráció
- B csökkenni fog a cső élettartama
- C romlik a rtg-sugárzás minősége
- D megvédjük a beteget a fölösleges sugárterheléstől
- E megemeljük az expozíciós időt

#### 3. A rácsok alapvetően mely sugárzás gyengítésében játszanak fontos szerepet?

- A fotoelektronok
- B penetráló rtg-sugárzás
- C Compton-kölcsönhatásból származó rtg-sugárzás
- D fotoeffektusból származó rtg-sugárzás

#### 4. A rácsok általános jellemzői:

- A rendszeresen tisztítani kell
- B kevesebb mAs is elég a használatuknál
- C növelik a beteg sugárdózisát
- D a sugárterhelés miatt előregednek

#### 5. Az alábbi technikák közül melyik okozza a legnagyobb dózist, ha a mAs beállítást kompenzáljuk az azonos optikai denzitás eléréséhez?

- A 5 : 1 lineáris rács, 70 kV<sub>p</sub>
- B 5 : 1 lineáris rács, 90 kV<sub>p</sub>
- C 10 : 1 fókuszált rács, 70 kV<sub>p</sub>
- D 12 : 1 lineáris rács, 70 kV<sub>p</sub>

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

#### 6. A sugárnyaláb kontroll eszközökre melyik NEM jellemző?

- A a penumbrát befolyásolják
- B korlátozzák a mezőméretet, melynek hatása van a dóziszra
- C vannak fix és állítható méretűek
- D extrafokális sugárzást okoznak

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

#### 7. A szórt sugárzás függ:

- 1. a mezőmérettől
- 2. a test vastagságától
- 3. a testben lévő atomok rendszámától
- 4. a beteg mozgásától

#### 8. Az alábbiak közül melyik nő a mezőméret növekedésével?

- 1. anódsarok effektus
- 2. kV
- 3. mAs
- 4. szórt sugárzás

#### 9. A rács anyaga lehet:

- 1. ólom
- 2. vas
- 3. műanyag
- 4. berillium

#### 10. A rács fajtái:

- 1. lineáris
- 2. négyzetrácsos
- 3. fókuszált
- 4. párhuzamos

## 11. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- 1. A 15%-os szabályt figyelembe véve, ha 60 kV<sub>p</sub> használtunk az első felvételnél és a denzitást felére akarjuk csökkenteni, milyen feszültség értéket kell választani változatlan mAs mellett?**

  - A 48 kV<sub>p</sub>
  - B 51 kV<sub>p</sub>
  - C 54 kV<sub>p</sub>
  - D 66 kV<sub>p</sub>
  - E 69 kV<sub>p</sub>
- 2. A radiográfiában az általánosan megfelelő optikai denzitástartomány:**

  - A 0,1–0,3
  - B 0,5–2,5
  - C 1,0–3,0
  - D 0,5–4,0
  - E 3,0–5,0
- 3. Ha csőfeszültséget 20 kV-tal emelem, az alábbiak közül melyik változás következik be?**

  - A a szürkeárnyalatok száma csökken
  - B a szürkeárnyalatok száma nő
  - C a kontrasztviszonyokat az nem érinti
  - D a szürkeárnyalatok száma változatlan
  - E csak a denzitás fog nőni

### Hibakereső egyszerű feleletválasztás

- 4. Az alábbiak közül melyik NINCS hatással a tárgykontrasztra?**

  - A rácshányados
  - B kVp
  - C mAs
  - D a tárgy mérete

- 5. Ha az egyéb befolyásoló tényezők NEM változnak, az alábbi beállítások közül melyik eredményezi a legnagyobb optikai denzitást?**

  - A 100 mA, 750 ms, 90 cm FFT (fókusz–film távolság)
  - B 200 mA, 500 ms, 90 cm FFT
  - C 300 mA, 300 ms, 100 cm FFT
  - D 400 mA, 200 ms, 100 cm FFT
  - E 500 mA, 100 ms, 100 cm FFT

### Relációanalízis

- 6. Megfelelő kollimációval (blendézéssel) a mezőméretet egy radiográfiai felvételnél csökkenteni lehet, melynek következtében javulni fog a képkontraszt felbontása.**
- 7. Megfelelő kollimációval (blendézéssel) a mezőméretet egy radiográfiai felvételnél csökkenteni lehet, melynek következtében javulni fog a térbeli felbontás.**

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

- 8. Ahhoz, hogy a denzitásban látható különbséget találjunk, a mAs értékek legalább 30%-kal különbözni kell.**

  - A igaz
  - B hamis
- 9. A csőfeszültség meghatározó hatással van a röntgensugárzás mennyiségére és minőségére, következésképpen nagy jelentőséggel bír a radiográfiai denzitás kialakításában.**

  - A igaz
  - B hamis

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

- 10. A denzitást az alábbi tényezők befolyásolhatják:**

  - 1. anódsarok effektus
  - 2. rác
  - 3. távolság
  - 4. kontrasztanyag

**11. A denzitást az alábbi tényezők befolyásolhatják:**

1. anatómia
2. röntgensó típusa
3. kollimáció
4. a film mérete

**12. A denzitás kontrollálhatja:**

1. kV
2. expozíciós idő
3. rács típusa
5. mAs

**Relációanalízis**

13. A filmet ért expozíció a távolság négyzetével fordítottan arányos, MERT fókusztávolság a sugárnyaláb intenzitását a négyzetes sugárfogyás alapján befolyásolja.
14. A filtráció befolyásolja a röntgensugárzás intenzitását, MERT a filtráció bármilyen röntgen-fotót eltávolít a sugárnyalábból.
15. Ha a filtráció növekszik, akkor a denzitás is növekszik, MERT a filtráció befolyásolja a röntgensugárzás intenzitását.
16. A szórt sugárzás igen jelentős mértékben megnövekedik, ha vastag anatómiai struktúrát nagy csőfeszültség értékkel vizsgálunk, MERT a szórt sugárzás a zsírmolekulákban keletkezik.
17. A rögzítőanyagok (pl. gipsz) összetétele valamelyest eltérő az emberi szövetektől, DE a sugárgyengítési tulajdonságuk mégis ehhez hasonló.
18. A filmkontraszt a filmdenzitással együtt változik, MERT ha a  $kV_p$  állandó, akkor az expozíció aktuális értékét a mAs és a távolság határozzák meg.

**12. fejezet****Egyszeres feleletválasztás****1. A nagy gyújtópont használatának legfőbb előnye:**

- A jobb térbeli felbontás
- B jobb kontraszt
- C több röntgen-fotót kaphatunk
- D kisebb a feszültség-ingadozás

**2. A torzítás az alábbiak közül mely tényező következménye?**

- A expozíció
- B fókusztávolság nagysága
- C anódsarok effektus
- D nagyítás
- E fókusztávolság

**3. Ha a nagy fókuszt kisebbre kapcsoljuk, akkor:**

- A a fókusztávolság miatti életlenség fokozódik az anód oldalán
- B a kVp-t fokozni kell azonos denzitás eléréséhez
- C a mAs-t növelni kell azonos denzitás eléréséhez
- D a mozgásból származó életlenség csökkeni fog
- E csökken a penumbra

**4. Egy jól exponált felvétel nagy fókusssal készült. Ha a felvételt megismételjük kis fókusssal azonos technikai beállításokkal (kV, mAs), mi lesz a következménye?**

- A kisebb lesz a dózis
- B alulexponált lesz a kép
- C túlexponált lesz a kép
- D élesebb lesz a kép
- E kontrasztosabb lesz a kép

**5. A kis fókusztávolság előnyét mely vizsgálati típusnál élvezzük leginkább?**

- A hasi vizsgálatnál
- B mellkasvizsgálatnál
- C alacsony kontrasztú vizsgálatoknál
- D nagyítós felvételeknél
- E sztereoszkópiás vizsgálatoknál

**6. Az alábbiak közül melyik módszerrel csökkenthetjük a radiográfiai felvétel során létrejövő nagyítást?**

- A növeljük a kV-ot
- B csökkentjük az erősítőernyő sebességét
- C növeljük a fókusz–film távolságot és a tárgy–film távolságot
- D növeljük a fókusz–film távolságot és csökkentjük a tárgy–film távolságot,
- E csökkentjük a fókuszméretet

**Hibakereső egyszerű feleletválasztás**

**7. Az alábbiak közül melyiknél alkalmaznak nagyított felvételt?**

- A magas kontrasztú struktúrák
- B nagyméretű struktúrák
- C alacsony kontrasztú struktúrák
- D mozgó struktúrák
- E kisméretű struktúrák

**Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján**

**8. Mely anatómiai képlet lehet a leginkább nagyított a típusos felvételnél?**

- 1. a. carotis
- 2. mutatóujj
- 3. nyaki gerinc oldalirányú felvétel esetén
- 4. mamma mikrokalcifikációk

**9. Az alábbi tényezők közül melyek befolyásolják a radiográfiai kép elmosódottságát?**

- 1. fókuszméret
- 2. fókusz–film távolság
- 3. tárgy–film távolság
- 4. kVp

**10. Mi befolyásolja az elmosódottságot?**

- 1. fókuszpont mérete
- 2. fókusz–film távolság
- 3. tárgy–film távolság
- 4. kVp

## 13. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

**1. A fluoroszkópiás rtg-cső csőáramtartománya:**

- A 0,1–1,0 mA
- B 1–5 mA
- C 5–50 mA
- D 10–100 mA
- E 10–1000 mA

**2. A képerősítő cső kimeneti ernyőjén az alábbiak közül melyik történik?**

- A fény-foton abszorpció
- B fényfoton kibocsátás
- C elektronemisszió
- D rtg-foton emisszió
- E rtg-foton abszorpció

**3. A hagyományos felvételi technikával összehasonlítva mi a fluoroszkópiás vizsgálat elsődleges célja?**

- A keresztmetszeti képek
- B dinamikus képek
- C longitudinális képek
- D statikus képek
- E célzott felvételek

**4. A pálcikák az alábbiak közül melyik típusú látásra alkalmasak?**

- A fotopiás látás
- B színlátás
- C szkotopiás látás
- D fókuszálás
- E éles látás



## 14. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- Az LCD cellában két, egymásra merőleges polarizátor van. Hogyan juthat át a fény a cellán?**
  - A fény a merőleges polarizátorokon gond nélkül áthalad, mert longitudinális hullám.
  - A fény a merőleges polarizátorokon gond nélkül áthalad, mert transzverzális hullám.
  - A polarizátorok között elhelyezkedő folyadékkristály  $90^\circ$ -kal elforgatja a polarizációs síkot.
  - Feszültség hatására az egyik polár szűrő  $90^\circ$ -kal elfordul, így a fény áthaladhat.
- Mit mutat meg a képfrekvencia?**
  - Azt, hogy másodpercenként hány félkép jelenik meg.
  - Azt, hogy másodpercenként hány alkalommal pászta az elektronsugár vízszintes irányban.
  - Azt, hogy az emberi szem, mekkora képfrissítési gyakoriságot lát egybefolyjni.
  - Azt, hogy másodpercenként hány alkalommal pászta az elektronsugár függőleges irányban.
- Az alábbiak közül melyik jellemző az LCD monitorokra?**
  - A képpontokban cellák találhatók.
  - Röntgensugárzást bocsát ki.
  - Polarizálatlan fényt bocsát ki.
  - Kb. 10.000 V feszültséggel gyorsítják benne az elektronokat.
- Mi jellemzi a folyadékkristályokat?**
  - Olvadáspontjuk fölé melegített kristályos anyagok.
  - Folyadékokra és kristályokra jellemző tulajdonságokat is mutatnak.
  - Kristályos tulajdonságokat nem mutató, amorf szilárd anyagok.
  - Kritikus állapotban lévő, gáz- és folyadék halmazállapot között lévő anyagok.
- Mit mutat meg az LCD monitor válaszideje?**
  - Azt, hogy másodpercenként hány alkalommal képes képfrissítésre.
  - Azt, hogy hány másodperc alatt áll elő egy félkép.
  - Azt, hogy mennyi idő alatt vált át egy képcella a zárt és nyitott állapot között.
  - Azt, hogy mennyi ideig tart a képcella színei közötti csere.

## 15. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- Az automatikus fényerő-szabályozást minek a kompenzálása céljából alkalmazzák?**
  - a vizsgálati idő
  - a szöveti összetétel
  - dózis
  - a beteg pozíciója
  - vizsgálati technika
- A mammográfiában az alábbi tényezők közül melyek miatt alkalmazunk alacsony gyorsító feszültséget?**
  - a magas mAs miatt
  - az emlői kompresszió miatt
  - az emlő szöveti összetétele miatt
  - a mammográfiában használt speciális filmek miatt

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

- Az alábbiak közül milyen szövetek építik fel a mammat?**
  - izom
  - zsír
  - rostos kötőszövet
  - mirigyállomány
- A mammográfiában használt kompresszió az alábbiak közül milyen előnyt jelent?**
  - csökkenti a geometriai elmosódottságot
  - komfortossá teszi a vizsgálatot
  - csökkentheti a mozgási műtermékeket
  - növeli a fókusztávolságot

**Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás**

5. **A mammográfiában azért használunk molibdén anódot, mert a keletkező röntgensugarakat nem kell filterezni, és ezáltal több hasznos röntgenfoton kerül ki a röntgen-csőből.**  
A igaz  
B hamis
6. **A mammográfiában azért használunk molibdén anódot, mert a karakterisztikus röntgensugárzásból származó röntgenfotonok relatíve nagy mennyiségben megfelelő energiatarományban keletkeznek.**  
A igaz  
B hamis

**16. fejezet****Egyszeres feleletválasztás**

1. **Egy mérőműszer, mely 1 m-re van egy pontszerűnek tekinthető sugárforrástól, 50 cm-rel közelebb kerül a sugárforráshoz. Ezáltal a detektált sugárzási intenzitás:**  
A felére csökken  
B negyedére csökken  
C duplájára nő  
D négyszeresére nő  
E nem változik
2. **A mobil radiográfia leggyakoribb alkalmazási területe:**  
A mellkas-rtg  
B végtagok rtg-vizsgálata  
C kórtermi vizsgálat  
D kopony-rtg
3. **Csak a mobil rtg-gépre jellemző:**  
A speciális rtg-cső  
B molibdén anód  
C az áramforrása kondenzátort tartalmaz  
D C-karos állványa van

## 17. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

**1. A modern angiográfias készülék detektora:**

- A flat panel
- B képerősítőcső
- C lapfilmváltó
- D CR kazetta

**2. Az angiográfias asztalra jellemző:**

- A íves faasztal
- B sugárfogó anyagból készül
- C alumíniumból készül
- D szénzálal műanyagból készül

**3. A DSA készülékben hogyan függ össze a jel-zaj viszony és a detektálás sávszélessége?**

- A lineárisan
- B egymással fordítottan arányos
- C exponenciálisan
- D nincs összefüggés a kettő közt

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

**4. Mely módszerek alkalmasak a jel-zaj viszony növelésére a DSA képalkotás során?**

- 1. képkocka-átlagolás
- 2. képkocka-kivonás
- 3. dózisemelés
- 4. dóziscsökkentés

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

**5. A klinikai DSA képalkotás problémája, hogy nehezen lehet minden anatómiai struktúrát egzakt módon egymásra illeszteni a maszk (kontrasztanyag adása előtt készült kép, melyet ki lehet vonni a kontrasztanyag után készült képből) és a kontrasztos képen.**

- A igaz
- B hamis

**6. A hibrid szubtrakció a hagyományos időbeli és a dupla energiával készült képek szubtrakcióját jelenti.**

- A igaz
- B hamis

## 18. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- A reflexió az ultrahang képzés alapjának tekinthető, mely:**
  - két különböző anyag határán jön létre, mely anyagok akusztikus impedanciája ( $Z$ ) eltérő
  - két különböző anyag határán jön létre, mely anyagok sűrűsége ( $\rho$ ) eltérő
  - a lágyszövet határfelületeknél a legnagyobb
  - a beesési szöggel arányos
- Mi a diagnosztikai ultrahang frekvenciatartománya?**
  - 20–20000 Hz
  - 20–20000 MHz
  - 1–20 Hz
  - 1–20 MHz
- Milyen messzire jut el az ultrahanghullám egy hullámperiódus alatt?**
  - az a frekvenciától függ
  - hullámhossznyi távolságra
  - fél hullámhossznyi távolságra
  - a vizsgált anyag sűrűsége határozza meg
- Az emberi szövetekben az ultrahang terjedési sebessége:**
  - 340 m/s
  - 340 km/h
  - 1540 m/s
  - 6420 m/s
- Mit jellemez az ultrahang pulzus amplitúdója?**
  - a kompressziós zónát
  - a ritkulási zónát
  - a hullám energiatartalmát
  - a frekvencia inverzét

- A relatív amplitúdó jellemzésére használt mértékegység:**

- MHz
- decibel
- watt/cm<sup>2</sup>
- mm

- Az alábbi szövetek közül melyik gyengíti leginkább az ultrahanghullámot?**

- tüdő
- máj
- zsír
- vese

- A szövetek gyengítési együtthatójának mértékegysége:**

- dB/cm/MHz
- dB/MHz
- MHz/dB
- MHz/dB/mm

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

- Melyek az ultrahang képzésből legfontosabb kölcsönhatások?**

- refrakció
- abszorpció
- szóródás
- reflexió

- Az ultrahangpulzus abszorpciója általában mely tényezőtől függ?**

- az anyag fajtája
- az ultrahang hullámhossza
- az ultrahang frekvenciája
- az ultrahang amplitúdója

**Hibakereső egyszerű feleletválasztás****11. Melyik állítás NEM igaz az alábbiak közül?**

- A Az ultrahangpulzus térben és időben változik.
- B Egy ultrahangpulzus több hullámhosszt is tartalmaz.
- C A hullámhosszt a transzducer frekvencia ( $f$ ) és a médium ( $c$ ) határozza meg.
- D Az ultrahangpulzus sebessége a médiumot alkotó molekulák mozgásával függ össze.

**Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás****12. A különböző anyagokban a sebesség változása hullámhossz megváltozását vonja maga után, míg a frekvencia változatlan.**

- A igaz
- B hamis

**Relációanalízis****13. Az ultrahang képzés során fontos ismerni az ultrahang terjedési sebességét, MERT egy adott struktúra csak ennek ismeretében lokalizálható.****14. A szervezetben belül a víz, illetve folyadék, (pl. a cisztákban, húgyhólyagban) úgynevezett ablakot nyit az alatta lévő struktúrákra, MERT a vízben gyorsabban terjed az ultrahang, mint a szövetekben.****15. Mivel az ultrahang sebessége szintén az anyag fent említett jellemzőivel függ össze, EZÉRT összefüggés áll fenn egy szövet akusztikus impedanciája, valamint az ultrahang sebessége között is.****19. fejezet****Egyszeres feleletválasztás****1. Mi a Doppler-effektus?**

- A A hullámot kibocsátó objektum mozgásának hatására bekövetkező frekvenciaváltozás.
- B Hullám és mozgó objektum kölcsönhatása következtében létrejövő sebességváltozás.
- C Nagy sebességeknél tapasztalható tömegnövekedés.
- D Mozgó tárgyak sebessége változik a megfigyelő mozgásállapotától függően.

**2. Mikor tapasztalunk Doppler-effektus során frekvencianövekedést?**

- A Ha a megfigyelő és a hangforrás távolodik egymástól.
- B Ha a megfigyelő sebessége kisebb a hangforrás sebességénél.
- C Ha a megfigyelő sebessége nagyobb a hangforrás sebességénél.
- D Ha a megfigyelő és a hangforrás közeledik egymáshoz.

**3. Mit tapasztalunk, ha a hangot kibocsátó objektum és a megfigyelő egymáshoz képest távolodik?**

- A A hang frekvenciáját magasabbnak halljuk a valóságoshoz képest.
- B A hang frekvenciája nem változik.
- C A hang frekvenciáját alacsonyabbnak halljuk a valóságoshoz képest.
- D A hang frekvenciájában megjelenik az első két felharmonikus.

**4. Mi a Radar-elv?**

- A A visszaverődő hullám frekvenciája nő.
- B A visszaverődő hullám frekvenciája csökken.
- C A visszaverődő hullám frekvenciája változik a sebesség és a mozgásirány függvényében.
- D A visszaverődő hullám frekvenciája nem változik, mert a frekvencia nem változhat meg.

**5. Jellemzi-e a fényhullámot a Doppler-effektus?**

- A Igen, mert a fény leírható hullámként.
- B Nem, mert a fény részecskékből áll.
- C Igen, mert a fény hullámhossza 380 nm és 780 nm közé esik.
- D Nem, mert a fénysebesség vákuumban állandó érték.

## 20. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- A visszatérő echó amplitúdóját a szövetben történő abszorpció is befolyásolja, melyet az alábbi technikával kompenzálni lehet:**
  - AEC
  - ABC
  - TGC
  - ADC
- TGC során a kompenzáció mértékét hogyan, milyen mértékegységben fejezik ki?**
  - dB
  - mV
  - cm
  - MHz
- A szöveti határ általában miként ábrázolódik a B-módú megjelenítésben?**
  - sehogy
  - hiperreflektív
  - hiporeflektív
  - a készülék típusától függ
- Milyen szövetben jön létre szórt (nem spekuláris) visszaverődés leginkább?**
  - csont
  - izom
  - máj
  - tüdő
- A transzducerben a kristályra kapcsolt feszültség időtartamának nagyságrendje:**
  - msec
  - sec
  - $\mu$ sec
  - nsec

### 6. Mit határozza meg a transzducer frekvenciáját?

- a piezoelektromos kristályra kapcsolt feszültség frekvenciája
- a kristály típusa
- a kristály vastagsága
- a transzducer alakja

### 7. A vékony kristályok frekvenciája

- magasabb
- alacsonyabb
- olyan, mint a vastagé
- a kristály anyagától függ

### 8. A csatoló médium primér feladata:

- lubrikáns
- összekapcsol két felületet (transzducer és szövet)
- csökkenti az energiaveszteséget
- elektromechanikus kapcsolást végez

### 9. Hogy hívják az ultrahangforráshoz közeli régiót, ahol a hulláminterferenciák jellemző módon előfordulnak?

- Fraunhofer-zóna
- Hofbauer-zóna
- Fresnel-zóna
- Curie-zóna

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

### 10. Milyen megjelenítési módokat ismer az ultrahang képzésben?

- A-mód
- B-mód
- M-mód
- doppler

### 11. Szöveti határként viselkedhet:

- érfalak
- lágyszövet határ
- csont
- katéter



**12. Az ultrahangképen alacsony intenzitással jelenik meg:**

1. epe
2. vér (az erekben)
3. vizelet a hólyagban
4. vérömleny

**13. Az ultrahang képzésben használt gél szerepe:**

1. hűsíti a bőrfelületet
2. csatoló médium
3. elsősorban síkosít
4. kiküszöböli a levegőt a transzducer és a bőr közül

**14. Hogyan lehet az ultrahangnyalábot fókuszálni?**

1. mechanikusan
2. a transzducer erős nyomásával is
3. elektronikusan
4. ultrahang gél segítségével

**15. A laterális elmosódottság fő okai:**

1. a kristály anyaga
2. a kristály mérete
3. az ultrahangnyaláb hullámhossza
4. az ultrahangnyaláb fókuszálása

**16. Az axiális elmosódottság oka(i):**

1. az ultrahang pulzus hossza
2. terjedési sebesség
3. az ultrahang hullámhossza
4. az adott szövet akusztikus impedanciája

**Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás****17. Az ultrahang képzésben használt transzducerek rövid ultrahang pulzus kibocsátására képesek, és a visszatérő echók széles frekvenciatartományú hullámokat tartalmaznak.**

- A igaz  
B hamis

**18. Az ultrahang képzésben használt transzducerek rövid ultrahangpulzus kibocsátására képesek, és a visszatérő echók keskeny frekvencia tartományú hullámokat tartalmaznak.**

- A igaz  
B hamis

**Relációanalízis****19. A szöveti abszorpció hatásának kiküszöbölésére született meg a kompenzáló erősítés (TGC), MERT a TGC-t egy elektromos erősítőrendszer végzi.****20. Az ultrahang képzésben az egyes reflexiós felületeken képződő gyengébb echók konstruktív interferencia folytán egymást erősítik, MERT egy jellegzetes szöveti mintázatként jelennek meg az ultrahangképen.****21. A legtöbb folyadék a hagyományos ultrahangképen jellegzetes módon jelenik meg, MERT a folyadékok kevéssé okoznak visszaverődést.****22. A Fresnel-zónán túl az energianyaláb kezd kiszélesedni, MERT az orvosi diagnosztikában használt ultrahangnyalábnak nagy az oldalirányú energiavesztése.**

## 21. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

1. A szövetek rugalmasságának mérésére alkalmas UH-technika:

- A power doppler
- B sonoelasztográfia
- C felharmonikus ábrázolás (THI)
- D kontraszt harmonikus ábrázolás (CHI)

2. Mit tartalmaz az UH-kontrasztanyag?

- A jódot
- B dextransz mikropartikulumokat
- C speciális immunglobulint
- D mikrobuborékokat

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

3. A 4D ultrahangkép megjelenítése mozgásban, valós idejű (real-time) 3D ultrahangvizsgálatot jelent.

- A igaz
- B hamis

## 22. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

A Tc99m izotóp gamma sugarának mekkora az energiája?

- A 140 keV
- B 510 keV
- C 70 keV
- D 1,02 MeV

2. Mekkora egy gammakamera érzékenysége, ha 200 MBq pontszerű aktivitásból 20000 cps beütésszámot tud detektálni (érzékenység = másodpercenkénti beütésszám [cps]/aktivitás[MBq])?

- A 10 cps/MBq
- B 100 cps/MBq
- C 1000 cps/MBq
- D 1 cps/MBq

3. A  $^{123}\text{I}$  izotóp gamma sugarának mekkora az energiája?

- A 140 keV
- B 510 keV
- C 159 keV
- D 69,5 keV

4. A  $^{123}\text{I}$  izotópnak mennyi a felezési ideje?

- A 13 óra
- B 8 óra
- C 2 nap
- D 3 év

5. A  $^{131}\text{I}$  izotóp gamma sugarának mekkora az energiája?

- A 143 keV
- B 463 keV
- C 643 keV
- D 364 keV

**6. A  $Tc^{99m}$  izotópnak mennyi a felezési ideje?**

- A 8 óra
- B 0,5 óra
- C ~ 6 óra
- D 21 óra

**7. A nukleáris medicinában felhasznált  $Tc^{99m}$  izotóp elnevezésében az „m” betű jelentése:**

- A az anyaelem  $Mo^{99}$ -re utal
- B mágneses karakterére utal
- C metastabil állapotára utal
- D „minded”, tehát bányászati kitermeléssel előállított

**8. Mi a különbség a gammafoton és a röntgenfoton között?**

- A keletkezési helyük
- B a röntgenfoton mechanikai, a gammafoton elektromágneses hullám
- C nincs különbség
- D különböző az energiájuk

**Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján****9. Jelölje meg a helyes állításokat. A parallel falú kollimátor esetén**

- 1. a látóteret (FOV) a kristály mérete (átmérője) határozza meg
- 2. a látótér a tárgy–kamera távolságtól független
- 3. a kamera érzékenysége nem változik a távolsággal
- 4. a cellafalba ütköző gammafotonok általában abszorbeálódnak

**23. fejezet****Egyszeres feleletválasztás****1. Egy 6 mm-es felbontóképességű gammakamera szcintillátor kristálya**

- A  $1 \times 1 \times 1$  mm-es pixellátságú elemekből
- B  $6 \times 6 \times 10$  mm-es pixellátságú elemekből
- C  $6 \times 6 \times 6$  mm-es pixellátságú elemekből
- D egy darab homogén darabból állhat.

**2. A gammakamerák felbontása nem függ**

- A a NaJ kristály vastagságától
- B a kollimátor vastagságtól
- C a kollimátor és a leképezendő terület távolságától (parallel cellafalú kollimátor)
- D a kollimátor lyukátmérőtől

**3. A gammakamerák működése nem tartalmazza a következő típusú korrekciót:**

- A energia
- B random koincidencia
- C linearitás
- D uniformitás

**4. Radioaktív bomlás esetén, ha N a detektált bomlások száma, akkor a mérést jellemző zaj (szórás) mértéke:**

- A  $2N$ ;
- B  $N^3$ ;
- C  $e^{-N/T^{1/2}}$ ;
- D  $N^{1/2}$ ;

## 24. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

#### 1. Mi a populáció inverzió?

- A A gerjesztett állapotú atomok számának hirtelen csökkenése.
- B A gerjesztett állapotú atomok sűrűsödése a rezonátor egyik felén.
- C A gerjesztett állapotú elektronok számának hirtelen növekedése.
- D A fényhullám fotonjai számának hirtelen ugrásszerű növekedése.

#### 2. Miért fókuszálható jól a lézerefény?

- A Mert monokromatikus.
- B Mert párhuzamos sugarakból áll és monokromatikus.
- C Mert a fény optikai rezonátorban keletkezik.
- D Mert spektruma többnyire a látható fény tartományba esik.

#### 3. Miben különbözik a 638 nm hullámhosszú lézerefénye a 638 nm hullámhosszú LED fényétől?

- A Más a frekvenciájuk.
- B A LED fénye koherens.
- C A lézér fénye koherens.
- D A lézér fotonok keletkezési helye más.

#### 4. Mi jellemzi az ideális lézerefényt?

- A Látható fénytartományba esik.
- B Nagy energiasűrűségű.
- C Monokromatikus.
- D Folytonos üzemmódú.

#### 5. Mi jellemzi az indukált emissziót?

- A Csak elektromágneses indukció hozhatja létre.
- B Nem szükséges gerjesztett állapotú elektron jelenléte.
- C A fotonok száma megduplázódik.
- D Csak radioaktív anyagokban hozható létre.

#### 6. Mit nevezünk indukált emisszióknak?

- A Gerjesztett állapotú elektron külső hatás következtében való visszatérését alapállapotba, foton kibocsátás mellett.
- B Gerjesztett állapotú elektron külső hatás nélküli visszatérését alapállapotba, foton kibocsátás mellett.
- C Gázok és szilárd testek gerjesztés hatására történő fény kibocsátását.
- D Az anyagok elektromágneses indukció hatására történő fénykibocsátását.

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

#### 7. Jelölje meg az alábbi állítások közül azokat, amelyek a lézér fényt jellemzik!

- 1. koherens fény
- 2. monokromatikus
- 3. nagyfokú párhuzamosság jellemzi a nyalábot
- 4. polarizált fény

#### 8. Jelölje meg az alábbi állítások közül azokat, amelyek az optikai rezonátorra igazak!

- 1. Hossza szorosan összefügg a hullámhosszal.
- 2. Mindkét végén tükör található.
- 3. Pumpálással idézik elő a lézér anyagban a populáció inverziót.
- 4. Belsejében indukált emisszió zajlik le.

## 25. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

**1. Mely tényező okozza a radiográfiai képen a zaj növekedését?**

- A expozíciós idő
- B rácshányados
- C film–fókusz távolság
- D mAs
- E erősítő ernyő foszforréteg-vastagság

**2. Az alábbi paraméterek közül melyik NEM függ össze a képminőséggel?**

- A jel–zaj viszony
- B kontraszt
- C térbeli felbontás
- D szeletvastagság
- E kontraszt–zaj viszony

**3. Ha egy zajos mérés helyett négyszer mérünk, hogyan változik a jel–zaj viszony?**

- A. 1,5-szörösére javul
- B. 4-szer lesz jobb
- C. megduplázódik
- D. 8-szor lesz jobb

## 26. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

**1. A CT-berendezés részei**

- A Gantry, páciens asztal, nagyfeszültségű generátor, operátor konzol, számítógép
- B Gantry, páciens asztal, nagyfeszültségű generátor, számítógép
- C Gantry, páciens asztal, nagyfeszültségű generátor, monitor, számítógép
- D Gantry, páciens asztal, gradiens erősítő, operátor konzol, számítógép
- E Gantry, páciens asztal, nagyfeszültségű generátor, operátor konzol, számítógép, injector

**2. Hogy hívjuk a CT-kép elemeit?**

- A Voxel
- B Mátrix
- C Pixel
- D Image
- E Hounsfield egység

**3. Mennyi a normál tüdőszövet denzitása?**

- A –1000 HU
- B 50–80 HU
- C 0–10 HU
- D 70–100 HU
- E –600 – –800 HU

**4. Mekkora a pitch értéke, ha a cső egy körbefordulása alatt az asztal 15 mm-t mozdul el és a kollimáció 10 mm?**

- A 0,66
- B 1,25
- C 1,5
- D 1,66
- E 2,0

**5. Egy  $120 \times 120$  képmátrix hány pixelt tartalmaz?**

- A 120
- B 240
- C 1440
- D 14 400
- E 4400

**6. Mi határozza meg a denzitást?**

- A a látott szürkeségi fokozat
- B a térbeli felbontás
- C a röntgensugár gyengítési együttható
- D a pitch
- EA a röntgensugárnyaláb szélessége

**7. Melyik anyagot használják a CT-készülékek detektoraiban?**

- A bizmut germanát
- B kalcium wolframát
- C nagynyomású levegő
- D szelén
- E ezüst halogenid

**8. Milyen képet alkot a CT-berendezés**

- A vetületi
- B átnézeti
- C árnyék
- D keresztmetszeti
- E egyik sem

**9. Mi jellemzi a párhuzamos röntgensugár áthaladását inhomogén anyagon?**

- A A kilépő intenzitást a szeletek elnyelési együtthatóinak átlaga határozza meg.
- B A kilépő intenzitást a teljes vastagság nem befolyásolja.
- C A kilépő intenzitást a szeletek elnyelési együtthatóinak összege határozza meg.
- D A kilépő intenzitás nem függ a kezdeti intenzitástól.

**10. Algebrai rekonstrukciós technika esetén  $512 \times 512$ -es mátrix összes ismeretlenjének kiszámításához hány irányú átvilágítás szükséges?**

- A Elegendő egyetlen irányú is.
- B  $512 \times 512 = 262144$  irány szükséges.
- C 512 független irány szükséges.
- D Legalább 800 - 1000 irányt kell alkalmazni.

**11. Mi igaz a szűrt visszavetítéses képrekonstrukcióra?**

- A Üres képmátrixból indul ki.
- B A kép elmosódott lesz.
- C Az intenzitás értékeket a mérési irányok mentén összeadjuk.
- D Zajmentesítés miatt szűrjük a képet.

**12. Milyen energiájú sugárzást használnak a CT-ben?**

- A 100 – 250 keV nagyságrendű energiájú röntgensugárzást
- B 100 – 250 keV nagyságrendű energiájú  $\gamma$ -sugárzást
- C 511 keV energiájú röntgensugárzást
- D 511 keV energiájú  $\gamma$ -sugárzást

**13. Mikor készült az első CT-felvétel?**

- A 1895-ben
- B 1916-ban
- C Az 1970-es években.
- D Az 1980-as években.

**14. Mi határozza meg a voxel magasságát?**

- A A gantry forgásának szögsebessége.
- B A mAs érték.
- C A szeletvastagság.
- D A  $kV_p$  érték.

**15. Mi befolyásolja a CT-kép radiális felbontását?**

- A A gantry forgásának szögsebessége.
- B Az akvizíció során alkalmazott projekciók száma.
- C A mezőméret.
- D Az akvizíció során alkalmazott sugarak száma.



**16. Mi befolyásolja a CT-kép kerületi felbontását?**

- A A gantry forgásának szögsebessége.
- B Az akvizíció során alkalmazott projekciók száma.
- C A mezőméret.
- D Az akvizíció során alkalmazott sugarak száma.

**17. Mit mutat meg a CT-szám HU-ban kifejezett értéke?**

- A A szövet lineáris elnyelési együtthatójának abszolút értékét.
- B A szövet elnyelési együtthatójának százalékban kifejezett eltérését a víz elnyelési együtthatójához viszonyítva.
- C A szövet elnyelési együtthatójának ezrelékben kifejezett eltérését a víz elnyelési együtthatójához viszonyítva.
- D A szövet elnyelési együtthatójának ezrelékben kifejezett eltérését a vákuum elnyelési együtthatójához viszonyítva.

**18. Melyik kölcsönhatás dominanciája van leginkább befolyással a CT-számra?**

- A A fotoeffektusé.
- B A párkeltésé.
- C A gerjesztésé.
- D A Compton-szórásé.

**19. Mi az ablakolás?**

- A A kép kontrasztjának rekonstrukciós eljárással történő megváltoztatása.
- B A kép felbontásának rekonstrukciós eljárással történő megváltoztatása.
- C A kép méretének rekonstrukciós eljárással történő megváltoztatása.
- D A kép zajának rekonstrukciós eljárással történő megváltoztatása.

**20. MIP-technikát alkalmazó 3D megjelenítésnél mi okozza a 3D illúziót?**

- A Az egyes képek egymás utáni mozgófilm szerű lejátszása.
- B A kontrasztanyag alkalmazása.
- C A felületek hozzárendelése és árnyékolása digitálisan.
- D A maximális intenzitás értékének kivetítése.

**21. Mi igaz a CT-kép térbeli és kontrasztfelbontására?**

- A Térbeli felbontása kiemelkedik a modalitások közül, kontrasztfelbontása nem túl magas.
- B Kontrasztfelbontása kiemelkedik a modalitások közül, térbeli felbontása nem túl magas.
- C Térbeli és kontrasztfelbontása is egyaránt alacsony.
- D Térbeli és kontrasztfelbontása is egyaránt magas.

**22. CT-fuoroszkópiánál hogyan készül a valós idejű kép?**

- A Nagyon magas mAs beállítással.
- B Nagyon magas  $kV_p$  beállítással.
- C A gantry egy fordulata alatt a teljes kép egy része frissül, maradék részei az előző kép adataiból állnak össze.
- D A gantry egy fordulata alatt a teljes kép többször is frissül.

**Hibakereső egyszerű feleletválasztás****23. Mi NEM befolyásolja a CT-kép zajtartalmát?**

- A mAs érték
- B a megjelenítő monitor beállítása
- C kV érték
- D szeletvastagság
- E rekonstrukciós algoritmus

**24. Melyik paraméter NEM befolyásolja a beteg által elszenvedett sugárdózist?**

- A mA
- B szeletvastagság
- C kV
- D mérési idő
- E rekonstrukciós algoritmus

## 27. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

1. Egy szövetmintának a relaxációs ideje T1 1000 msec., a T2 relaxációs ideje pedig 100 msec. A 90°-os pulzus után mennyi idő múlva lesz az Z irányú mágnesszettség az eredő mágnesszettség 63%-a?
  - A 50 msec.
  - B 100 msec.
  - C 200 msec.
  - D 1000 msec.
  - E 2000 msec.

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

2. Egy szövetmintának a T1 relaxációs ideje 1000 msec., a T2 relaxációs ideje pedig 100 msec. A 90°-os pulzus után ebben a mintában a transzverzális mágnesszettség 100 msec. múlva csökken az eredeti érték 37%-ára.
  - A igaz
  - B hamis
3. Egy bizonyos erősségű rádiófrekvenciás pulzus 2 msec. alatt képes az eredő mágnesszettséget 90°-kal elfordítani. Ha ezt a pulzust 4 msec. hosszan alkalmazzuk, akkor az eredő mágnesszettség 180°-kal térül el.
  - A igaz
  - B hamis

## 28. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

1. A szeletvastagság változtatható:
  - A a frekvenciakódoló grádiens erősségének állításával
  - B a szeletkiválasztó grádiens erősségének kiválasztásával
  - C a fáziskódoló grádiens időtartamának állításával
  - D a B null. mágneses tér térerősségének változtatásával
  - E a rádiófrekvenciás pulzus frekvenciájának módosításával
2. Az alábbiak közül melyik kombináció nem értelmes, mert a T1 és T2 kontraszt kialakítását összekeveri?
  - A rövid TE, rövid TR
  - B rövid TR, hosszú TE
  - C hosszú TR, rövid TE
  - D hosszú TR, hosszú TE
  - E a fentiek közül egyik kombináció sem

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

3. Az alábbi molekulák közül az MR-képeken melyek/melyik adnak jelet?
  1. víz
  2. glükóz
  3. zsír
  4. fehérjék
4. Az MR képzésben a képelemek (voxelek) térbeli lokalizációját az alábbi tényezők határozzák meg:
  1. frekvenciakódoló grádiens
  2. fáziskódoló grádiens
  3. szeletkiválasztó grádiens
  4. az alkalmazott tekercs típusa

5. Az alábbi műtermékek közül melyik fordul elő dominánsan a frekvenciakódoló irányban?
1. légzési műtermék
  2. áthajlás
  3. szuszceptibilitási műtermék
  4. kémiai eltolódás műtermék
6. Az alábbiak közül melyek okozhatnak jelentős mozgási műterméket?
1. légzés
  2. beépített szívbillentyű
  3. szívverés
  4. liquor-pulzáció
7. A gadolínium tartalmú kontrasztanyagok az alábbi struktúrák jelintenzitását befolyásolják:
1. hypophysis hátsó lebeny
  2. hypophysis elülső lebeny
  3. az elszakadt meniszkuszok
  4. gyulladt nyálkahártya
8. Az alábbi mérések közül melyek leginkább a gadolínium tartalmú kontraszt-anyagok?
1. proton denzitású képek
  2. T1 súlyozott spin-echo képek
  3. diffúzió súlyozott képek
  4. T1 súlyozott grádiens-echo képek

### ***Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás***

9. Ha a látótér (Field of View) nagyságát megduplázzuk a frekvenciakódoló irányban anélkül, hogy a vételi sávfrekvenciát módosítanánk, akkor a kép felbontása kétszer olyan jó lesz, mint korábban.
- A igaz  
B hamis
10. Az MR-vizsgálóhelyiség azért igényel rádiófrekvenciás szigetelést, hogy a környezetből származó elektromágneses hullámok ne zavarják a vizsgálatot.
- A igaz  
B hamis

11. Az MR-vizsgálóhelyiség azért igényel rádiófrekvenciás szigetelést, mert a rezonancia jelenség csak jól szigetelt mágneses térben jön létre.
- A igaz  
B hamis

### ***Relációanalízis***

12. Az áthajlási műtermék kizárólag a fáziskódoló irányban alakul ki, MERT ez a műtermék az adatvételezés gyakoriságával függ össze.
13. Az MR képzésben a szeptevastagság hatással lehet a képminőségre, MERT a szeptevastagságtól függ a jelet adó protonok mennyisége.
14. Az MR képzésben a képminőség egyáltalán nem függ a szeptevastagságtól, MERT a szeptevastagságtól függ a jelet adó protonok mennyisége és a jel-zaj viszony a képminőség egyik fontos paramétere.
15. Az MR képzésben bármilyen mozgási műtermék jól kiküszöbölhető, MERT megfelelő kommunikációval és gyógyszeres szedációval bármilyen akaratlagos és nem akaratlagos mozgás minimálisra csökkenthető.
16. A túlságosan rövid repetíciós idő (TR) alkalmazása negatív hatással lehet a képminőségre, MERT csökkenti a jel-zaj arányt.
17. Ha elég hosszú repetíciós időt (TR) használunk, akkor az echo idő (TE) semmilyen módon nem zavarhatja a jel-zaj viszonyt, MERT mindig megfelelő képminőséget kaphatunk (a jel-zaj viszony szempontjából).

## 29. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- Az iteratív rekonstrukció előnyösebb lehet, mint a szűrt visszavetítéses rekonstrukció, mert:**
  - modellezhető vele pl. a Compton-szórás és az elnyelődés
  - az eredmény független az iterációs számtól
  - effektívebb szűrőket is lehet használni
  - minden operációs rendszer mellett implementálható
- A szűrt visszavetítéses rekonstrukció előnyösebb lehet, mint az iteratív rekonstrukció, mert:**
  - modellezhető vele pl. a Compton-szórás és az elnyelődés
  - kevesebb zajt visz a képbe
  - gyorsabb
  - nem szükséges szűrő az alkalmazása során
- A SPECT-vizsgálat során a gamma kamerát:**
  - spirál pályán a beteg körül kell forgatni 64-128 vetületi kép leképzése mellett
  - egyszerű körpályán kell körbeforgatni 64-128 vetületi kép leképzése mellett
  - dinamikus adatgyűjtésre kell használni
  - nem kell használni
- A SPECT és a PET kamerákban a szcintillációs kristályban keletkező fény detektálásának eszköze a:**
  - fotodióda
  - Geiger–Müller-számláló
  - fotoelektron-sokszorozó
  - optikai szál
- A SPECT kamerákban a leggyakrabban használt szcintillációs kristály a:**
  - LaBr<sub>3</sub>
  - NaJ(Tl)
  - LSO/LYSO
  - CsI

- Egy SPECT-képen levő pixelekben a számok jelentése a következő:**

- sűrűség
- beütésszám
- radioizotóp koncentráció
- elnyelési faktor

- Egy SPECT térbeli felbontása lehet:**

- 0,02 mm
- 0,2 mm
- 2 mm
- bármelyik

- Egy Tc99m-Mibi farmakonnal injektált beteg sugárzási dóziséra vonatkozóan a következő lesz igaz:**

- gamma kamerás vizsgálatnál a legnagyobb
- SPECT-vizsgálatnál a legnagyobb
- mindkét esetben ugyanakkora
- akkor lesz a legkisebb, ha nem vesz részt a vizsgálaton

- Melyik szervre vonatkozó SPECT-vizsgálattípus a leggyakoribb?**

- máj
- koponya
- csont
- szív

### Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás

- A SPECT-vizsgálat előnyösebb a planáris gamma kamerás vizsgálatnál, mert valós térbeli eredményt szolgáltat.**
  - igaz
  - hamis
- A SPECT-vizsgálat egyetlen hátránya a planáris gamma kamerás vizsgálatokkal szemben az, hogy drágább a vizsgálat eszköze.**
  - igaz
  - hamis

**12. A SPECT kamerák térbeli felbontása nem függ a kollimátor és a beteg távolságától.**

- A hamis
- B igaz

**30. fejezet****Egyszeres feleletválasztás**

- 1. A nukleáris medicinán belül a PET- és a gammakamerával végzett vizsgálatok aránya**
  - A lényegesen nagyobb a PET javára
  - B lényegesen nagyobb a gammakamera javára
  - C körülbelül egyforma
  - D az elmúlt években lényegesen megváltozott
- 2. A PET térbeli felbontását a következő határozza meg:**
  - A detektorméret
  - B detektorgyűrű átmérője
  - C a pozitron emitter energiája;
  - D az összes előző
- 3. Milyen plusz információt határoz meg a „Time of Flight” PET-kamera a PET-vizsgálat közben?**
  - A a gamma fotonpárok repülési időkülönbségét
  - B a gamma fotonpárok szögét repülés közben
  - C a gamma fotonpárok által keltett jelek időhosszainak különbségét
  - D a gamma fotonpárok energiáját repülés közben
- 4. A nukleáris medicinában felhasznált F18 izotóp előállítása**
  - A ciklotronban
  - B kutató-atomerőműben
  - C ún. izotópgenerátorban
  - D radiokémiai laboratóriumban történik
- 5. Egy human kamera esetén a koincidencia időablakot miért nincs értelme 1 ns-ra vagy ez alá csökkenteni?**
  - A Mert 1 ns alatt már nincs hatása a random koincidencia eseményeknek.
  - B Mert 1 ns alatt már nincs hatása a scatter koincidencia eseményeknek.
  - C Mert nem lehet ilyen pontosan időt mérni.
  - D Mert így a 30 cm-nél nagyobb átmérőjű területről jövő annihilációkat eleve kizárnánk.

**6. Valódi PET-rendszerek esetében a 3D koincidencia vonalak száma a következő nagyságrendbe esik:**

- A Tízezres nagyságrend.
- B 100 milliós nagyságrend.
- C Milliós nagyságrend.
- D Ahány gyártó, annyi különböző nagyságrend található.

**7. Milyen a szcintillátor kristályok és a PMT csövek aránya a PET-ben?**

- A Több PMT van, mint szcintillációs kristály pixel.
- B Kevesebb PMT van, mint szcintillációs kristály pixel.
- C Egyenlő mennyiségű PMT és szcintillációs kristály pixel van.
- D Ahány gyártó, annyi különböző arány található.

**8. Mit jelent a koincidencia fogalom a PET-nél?**

- A Időben egyszerre és térben egy helyen
- B Időben egyszerre
- C Térben egy helyen
- D Időben egyszerre és térben különböző helyen

**Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján**

**9. Az alábbi rekonstrukciós módszerek közül válassza ki az iteratív technikákat.**

- 1. MAP
- 2. FBP(3D)
- 3. OSEM
- 4. FBP

**10. Mely szcintillátor anyagokat alkalmazzák manapság a leggyakrabban a PET-technikában?**

- 1. LSO
- 2. BGO
- 3. LYSO
- 4. GSO

## 31. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

**1. Az intravasculáris jódtartalmú kontrasztanyagok elsődleges kiválasztásának helye:**

- A bélrendszer
- B vese
- C máj
- D húgyhólyag

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

**2. A kontrasztanyagok fajtái:**

- 1. pozitív
- 2. nem-ionos
- 3. negatív
- 4. szerv-specifikus

**3. A kontrasztanyagok fajtái:**

- 1. Rtg
- 2. UH
- 3. MRI
- 4. CT

**4. A pozitív rtg-kontrasztanyagok fajtái:**

- 1. jódtartalmú
- 2. vastartalmú
- 3. bárium szulfát tartalmú
- 4. bárium klorid tartalmú

**5. A báriumos kontrasztanyag adásának kontraindikációi:**

- 1. perforáció
- 2. súlyos stenosis
- 3. aktív vérzés (pl. varix, ulcus)
- 4. terhesség



**6. Az intravaszkuláris kontrasztanyagok indikációja lehet:**

1. urographia
2. phlebographia
3. arthrográfia
4. coronarographia

**7. Az intravénás, jódtartalmú kontrasztanyagok beadásának abszolút kontraindikációja(i):**

1. veseelégtelenség
2. klinikailag manifeszt hypertireózis
3. terhesség
4. az adott kontrasztanyaggal szemben fennálló ismert és súlyos túlérzékenység

**8. Az intravénás, jódtartalmú kontrasztanyagok beadásának relatív kontraindikációja(i):**

1. metformintartalmú gyógyszer szedése
2. hiperhidráció
3. szívelégtelenség
4. kontrasztanyag-allergia

**9. Melyek a kontrasztanyag-allergia azonnali szövődményei?**

1. minor szövődmények/mellékhatások
2. akut, súlyos kardiovaszkuláris szövődmény
3. akut allergiás reakció
4. extravasatio

**10. Melyek a kontrasztanyag-allergia késői szövődményei?**

1. Kontrasztanyag indukálta nefropátia
2. Késői allergiás reakciók
3. Tireotoxikus krízis
4. extravasatio

**11. Melyek a paramagnetikus MR-kontrasztanyagok?**

1. mangántartalmú kontrasztanyagok
2. vastartalmú kontrasztanyagok
3. gadolíniumtartalmú kontrasztanyagok
4. jódtartalmú kontrasztanyagok

**12. Melyek a gadolíniumtartalmú kontrasztanyagok szövődményei?**

1. extravasatio
2. tireotoxikus krízis
3. akut allergiás reakció
4. nefrogénszisztémás fibrózis

***Igaz-hamis egyszerű feleletválasztás*****13. Szoptató édesanyjának kontrasztanyag a szokásos dózisban korlátozás nélkül adható és a szoptatás rendjét nem kell megváltoztatni.**

- A igaz  
B hamis

**14. Pheochromocytoma (vérnyomáselő katekolaminokat termelő daganat) esetén hypertóniás krízist provokálhatunk a kontrasztanyaggal.**

- A igaz  
B hamis

**15. A mangán alapú kontrasztanyagok szövetspecifikusak.**

- A igaz  
B hamis

***Relációanalízis*****16. A jódtartalmú kontrasztanyagok azért javítják a kontrasztot, mert a fizikai sűrűségük alapvetően eltér a szövetek fizikai sűrűségétől.****17. Kettős kontrasztos eljáráskor a kevesebb, jó felületbevonó tulajdonságú szuszpenzió a nyálkahártyára tapad, mert a lumenbe juttatott CO<sub>2</sub> vagy levegő a belet kitágítja, negatív kontrasztként a nyálkahártya rendellenességeinek megítélését segíti elő.****18. A kontrasztanyagok testhőmérsékletre melegítése – ha azt a gyártó cég engedélyezi – mindenképpen ajánlható gyakorlat, mert ezzel csökkenthető a kontrasztanyag viszkozitása, ami előnyös a befecskendezés során.**

## 32. fejezet

### Egyszeres feleletválasztás

- 1. A TNM-rendszerben nem szerepel:**
  - A tumorméret
  - B nyirokcsomó státus
  - C tumor grádus
  - D távoli áttét
- 2. Az alábbiak közül mely berendezés nem alkalmas külső sugárkezelés elvégzésre?**
  - A LINAC
  - B TECO
  - C tomoterápia
  - D brachyterápiás eszköz
- 3. Melyik képalkotó modalitás képezi az alapját a sugártervezési folyamatoknak?**
  - A T1 MR
  - B PET
  - C RTG
  - D nativ CT
- 4. Milyen energiatartományban működik a cone beam CT?**
  - A kV
  - B MV
  - C mindegyik
  - D egyik sem
- 5. A modern 3D alapú közel terápiaiban MR alapú tervezést alkalmazhatunk kivéve:**
  - A prostaták közelterápiája
  - B cervixrák közelterápiája
  - C fej-nyak daganatok közelterápiája
  - D tüdődaganatok közelterápiája

- 6. Az IMRT-re igaz kivéve:**
  - A Intenzitást változtathatunk a kezelési mezőkön belül
  - B létezik step and shoot valamint ivkezelési formája is
  - C hagyományos tervezési folyamatot igényel
  - D inverz planinget igényel
- 7. Mely állítás nem igaz a konvencionális szimulátorra?**
  - A lézerrendszere egyezik a LINAC-al
  - B fektető rendszere egyezik a LINAC-al
  - C lényegében egy konvencionális RTG átvilágító
  - D nem kommunikál a tervező-vezérlő rendszerrel
- 8. A BTV meghatározáshoz legalkalmasabb képalkotó modalitás:**
  - A UH
  - B MR
  - C PET
  - D CT

### Többszörös feleletválasztás állandó 4-es kulcs alapján

- 9. Mely modalitás információt lehet integrálni sugártervezési folyamatokba?**
  1. kontrasztanyag CT
  2. T1 MR
  3. T2 MR
  4. PET
- 10. Modern prostata brachyterápiás beavatkozások tervezéshez használt képalkotó modalitás**
  1. UH
  2. RTG
  3. MR
  4. CT

# Megoldókulcs

## 1. fejezet

- |      |       |       |       |
|------|-------|-------|-------|
| 1. A | 3. E  | 14. E | 8. C  |
| 2. D | 4. B  | 15. C | 9. B  |
| 3. C | 5. B  | 16. B | 10. A |
| 4. C | 6. B  |       | 11. B |
| 5. C | 7. B  |       |       |
| 6. A | 8. B  |       |       |
| 7. A | 9. A  |       |       |
| 8. D | 10. A |       |       |
| 9. D | 11. A |       |       |

## 2. fejezet

1. B
2. E
3. C
4. B
5. A
6. D
7. E
8. C
9. C
10. B

## 4. fejezet

1. C
2. D
3. B
4. D
5. D
6. E
7. D
8. D
9. D
10. C
11. C
12. D
13. B

## 3. fejezet

1. E
2. B

## 5. fejezet

1. A
2. A
3. A
4. A
5. B
6. A
7. A
8. C
9. A
10. A
11. D
12. A
13. A

## 6. fejezet

1. B
2. D
3. C
4. C
5. C
6. E
7. B

## 7. fejezet

1. A
2. B
3. C
4. D
5. C
6. B
7. A
8. A
9. A
10. B

## 8. fejezet

1. C
2. C
3. B
4. A
5. D
6. C
7. B
8. A

## 9. fejezet

1. A
2. B
3. C
4. D
5. A
6. B
7. A
8. B
9. A
10. C
11. D

## 10. fejezet

1. D
2. D
3. C
4. C
5. D
6. D
7. A
8. D
9. B
10. A

## 11. fejezet

1. B
2. B
3. B
4. C
5. B
6. A
7. C
8. A

9. A
10. E
11. B
12. D
13. A
14. C
15. D
16. C
17. A
18. B

## 12. fejezet

1. C
2. D
3. E
4. D
5. D
6. D
7. E
8. B
9. A
10. A

## 13. fejezet

1. B
2. B
3. B
4. C

## 14. fejezet

1. C
2. D
3. A

4. B
5. C

## 15. fejezet

1. B
2. C
3. C
4. B
5. B
6. A

## 16. fejezet

1. D
2. C
3. C

## 17. fejezet

1. A
2. D
3. B
4. B
5. A
6. A

## 18. fejezet

1. A
2. D
3. B
4. C
5. C
6. B

7. A
8. A
9. C
10. B
11. D
12. A
13. A
14. C
15. A

## 19. fejezet

1. A
2. D
3. C
4. C
5. A

## 20. fejezet

1. C
2. A
3. B
4. D
5. C
6. C
7. A
8. C
9. C
10. E
11. E
12. B
13. C
14. B
15. C
16. B
17. A

18. B  
19. B  
20. B  
21. A  
22. C

**21. fejezet**

1. D  
2. B  
3. A

**22. fejezet**

1. A  
2. B  
3. C  
4. A  
5. D  
6. C  
7. C  
8. A  
9. E

**23. fejezet**

1. D  
2. C  
3. B  
4. D

**24. fejezet**

1. C  
2. B

3. C  
4. C  
5. C  
6. A  
7. E  
8. E

**25. fejezet**

1. E  
2. E  
3. C

**26. fejezet**

1. A  
2. C  
3. E  
4. C  
5. D  
6. C  
7. B  
8. D  
9. A  
10. C  
11. A  
12. A  
13. C  
14. C  
15. D  
16. B  
17. C  
18. D  
19. A  
20. A  
21. B  
22. C

23. B  
24. E

**27. fejezet**

1. D  
2. A  
3. A

**28. fejezet**

1. B  
2. B  
3. B  
4. A  
5. D  
6. B  
7. C  
8. C  
9. B  
10. A  
11. B  
12. B  
13. A  
14. D  
15. E  
16. A  
17. E

**29. fejezet**

1. A  
2. C  
3. B  
4. C  
5. B

6. B  
7. D  
8. C  
9. D  
10. A  
11. A  
12. A

**30. fejezet**

1. B  
2. D  
3. A  
4. A  
5. D  
6. B  
7. B  
8. B  
9. B  
10. B

**31. fejezet**

1. B  
2. E  
3. A  
4. B  
5. A  
6. E  
7. C  
8. B  
9. E  
10. A  
11. B  
12. D  
13. A  
14. A

15. A  
16. C  
17. B  
18. A

**32. fejezet**

1. C  
2. D

3. D  
4. A  
5. D  
6. C

7. D  
8. C  
9. E  
10. E

# Tárgymutató

## A, Á

ablak funkció 340  
 ablakolás 387  
 abszorpció 61  
 abszorpciós élettenség 168  
 adatfeltöltés k-space-be 457  
 aktuális fókusztérület 91  
 akusztikus impedancia 271  
 akvizíció 441  
 akvizíciós mátrix 483  
 alacsony energiájú állapot 434  
 alaktorzítás 176  
 ~ megítélése 181  
 alapállapotú elektronok 354  
 alapvonal állítása 340  
 állandó feszültségű röntgenkészülékek 79  
 álló hangforrás 276  
 ~ megfigyelő 278  
 állórész 45  
 alumíniumszűrők 102  
 A-mód megjelenítés 284  
 amper 17  
 angiográfias berendezés 250  
 ~ készülékben alkalmazott röntgenső 249  
 ~ röntgenső terhelhetősége 249  
 anguláció 180  
 anód 39, 188, 195  
 ~ hőkapacitása 95  
 ~ hűlése 95

anódhűlési diagram 48  
 anódsarok effektus 44, 140, 159, 224  
 anódszög 91  
 anódtányér 40  
 anyag mágneses szuszceptibilitása 419  
 apertura diafragma 120  
 áramerősség 17  
 árnyékképződés 304  
 árnyékmag (umbra) 167  
 árnyékmag 205  
 ART (adaptív sugárterápia) 585  
 asztalléptetés 250  
 átlagos hatótávolság 99  
 atom szerkezete 61  
 attenuációkorrekció 505  
 attenuációs együttható 100  
 ~ koefficiens 269  
 automatikus expozíciókontroll (AEC) 223  
 ~ expozícióvezérlés 85  
 autotranszformátor 75  
 axiális/mélységi elmosódottság 301

## B

báriumos kontrasztanyag adásának ellenjavallatai 537, 538  
 báriumtartalmú kontrasztanyagok 114, 536  
 beeső elektronok 52  
 belső elmosódottság 347

belső kontraszt 342  
 bemeneti ernyő 186  
 besugárzástervezés 581  
 besugárzott anyag 118  
 beteg akaratlagos mozgása 170  
 B-mód megjelenítés 284  
 Boltzmann-eloszlás 409  
 Bucky-rács 125

## C, CS

CCD (Charge-Coupled Device) kamera 195  
 centrális sugárnyaláb standardizált pozicionálása 178  
 ciklotron 512  
 C-kar 184  
 color-Doppler 310  
 Compton- (ütközési) elektron 66  
 Compton-foton 66  
 Compton-kölcsönhatás 112  
 Compton-szél 337  
 Compton-szóródás 66, 69, 105, 123, 139, 336, 521  
 computer-asszisztált felismerő szoftverek 240  
 Coolidge-cső 38  
 CT-fluoroszkópia 386  
 CT-szám 385  
 CT-szimulálás 583  
 CTV (clinical target volume) 579  
 Curie-pont 289  
 cső döntésiránya 181  
 csőbesorolási görbék 89  
 ~ grafikonok 48  
 csődöntés szög 181  
 csőfeszültség (kVp) 111, 139, 156, 157

## D

D log E görbe (Hurter–Driffeld-görbe) 137, 148, 150  
 daganatok TNM-rendszer alapú beosztása 577  
 decentralt pozíció 131  
 defokuszálás 132  
 denzitás 135, 148  
 destruktív interferencia 264, 294  
 ~ képalkotási mód 573  
 detektor apertura 392  
 ~ energiafelbontó képessége 335  
 detektorgyűrű 516  
 detektorköz 392  
 diagnosztikai kép minősége 360  
 diamágneses anyagok 404  
 diffúzió 420  
 diffúziós tenzor 422  
 diffuzivitás 421  
 digitális mammográfia 239  
 ~ szubsztrakciós angiográfia (DSA) 250  
 ~ ~ mammográfia 240  
 dinamikus fókuszálás 299  
 ~ PET-vizsgálatok 532  
 ~ protokoll 528  
 diszkriminátor 342  
 divergáló falú kollimátor 328  
 Doppler transzducer 298  
 Doppler-alkalmazások 307  
 Doppler-effektus 306  
 ~ hangtani vonatkozásai 275  
 Doppler-információ audio megjelenítése 309  
 ~ sebesség-idő megjelenítése 310  
 ~ sebességspektrum-idő megjelenítése 309  
 Doppler-képalkotás 306  
 dozimetria 174  
 dózisekvivalens 31  
 DSTN kijelzők 213

**E, É**

echo idő 464, 478  
 effektív fókuszpont 41  
 ~ fókuszterület 43, 91  
 ~ penetráció 105  
 egydimenziós diffúzió 421  
 egyenáram 17  
 egyenirányítás 76  
 egyenirányító 77  
 ~ áramkör 77  
 egyfázisú, állandó feszültségű áramkör 78  
 egyszerű visszavetítés 381  
 EKG-kapuzott szívvizsgálat 528  
 elektromágnesek 403  
 elektromágneses spektrum 11  
 ~ sugárzás 8, 209  
 elektromos eltérés 203  
 elektron 12  
 elektronágyú 200  
 elektronikus hozam 190  
 elektronlyuk 55  
 elektronmennyiség 17  
 elektronvolt (eV) 9  
 elektrosztatikus hatás 209  
 ~ lencsék 187  
 elmosódottság 345, 363  
 ~ mértéke 348  
 elnyeléskorrekció 522  
 elnyelt dózis 29  
 előhívási idő 160  
 ~ körülmények 145  
 ~ tényezők 150  
 előszimulálás 581  
 első dedikált mammográfias készülék 218  
 ~ generációs UH-kontrasztanyagok 572  
 emberi látórendszer kontrasztérzékenysége 367  
 emissziós képzés 6  
 ~ spektrum 56

endoscopos ultrahangvizsgálat 323  
 energiaablak 515  
 energiaátadás 15  
 energiaforrás 16  
 EPID (electronic portal imaging device) 583  
 eredő makroszkopikus mágnesezettség 411, 412  
 erősítés 304  
 erősítőernyő 144, 148, 160  
 ~ felbontóképessége 169  
 ~ relatív sebessége 144  
 érstruktúrák 3D DSA-módszerrel történő ábrázolása 259  
 exitáció 435  
 expozíció 24  
 expozíciós idő 222  
 ~ idő vezérlése 84  
 E-Z termékcsalád 538

**F**

fajhő 88  
 fajlagos abszorpciós tényező (SAR) 34  
 Fast Advanced Spin Echo/HASTE szekvencia 471  
 fázis 438  
 fáziskódolás 450, 488  
 fáziskódoló grádiens 449  
 fáziskoherencia 439  
 fázisvesztés 439  
 FDG-PET-vizsgálatok 530  
 fékezési röntgensugárzás 2010  
 ~ sugárzás 53  
 félárnyék (penumbra) 167  
 felbontás 161, 215  
 ~ javítása 166  
 félérték szélesség 335  
 felezési rétegvastagság 39  
 felharmonikusok 313

felület transzformáció 389  
 felületi integrált expozíció 25  
 ~ képösszegzés 321  
 ~ tekercsek 428  
 fényerő 215  
 fényerősség 33  
 ferromágneses anyagok 404  
 feszültség 18  
 feszültséggel vezérelhető fényzár 213  
 film 144  
 ~ /erősítőernyő kombinációk 168  
 ~ ~ kontaktus 170  
 filmkontraszt 148  
 filterezett visszavetítés 504  
 filtráció 103, 142, 159, 230  
 fizikai kontraszt 147  
 FLAIR szekvencia 475  
 fluoreszcencia 204  
 fluoroszkópia felfedezése 182  
 fluoroszkópiás ernyő 182  
 ~ kép felbontása 193  
 ~ ~ kontrasztja 192  
 ~ készülék 184  
 ~ rendszer elemei 184  
 ~ röntgenső 184  
 fokális hosszúság 297  
 fókuszáló csésze 38  
 fókuszált rács 128  
 ~ transzducer 297  
 fókusz–detektor távolság 166  
 fókusz–film távolság 141, 159, 172  
 fókuszfolt méret 392  
 fókuszon kívüli/extrafokális sugárzás 47, 121  
 fókuszterület 41, 89  
 ~ mérete 158, 167  
 folyadékkristályok 210  
 folyadékkristályos képcella működési elve 211  
 ~ kijelzők háttérvilágítása 212  
 ~ monitorok 210

folyamatos hőterhelési képesség 249  
 fontosabb radiofarmakonok 513  
 fordított kazettatechnika 134  
 ~ piezoelektromos hatás 288  
 ~ rácspozíció 133  
 forgó burkolatú cső 50  
 forgóanód 40  
 forgórész 45  
 foszforeszcencia 204  
 fotócsúcs 336  
 fotodezintegráció 69  
 fotoelektromos abszorpció 62, 69, 123  
 fotoelektron 62  
 fotoelektron-sokszorozó csövek 331  
 fotoemisszió 187  
 fotókatód 187  
 fotonenergia 11, 111  
 fotonkoncentráció 23  
 fotonok 8  
 FOV mérési mezők 484  
 Fraunhofer/távolsági zóna 296  
 Free Induction Decay (FID) 443  
 frekvencia 12  
 frekvenciakódoló grádiens 451  
 frissítési frekvencia 215

**G, GY**

gadoliniumtartalmú kontrasztanyagok 566  
 gammafoton-abszorpció 334  
 gammakamera érzékenysége 325  
 ~ főbb alkotórészei 324  
 ~ holtideje 325  
 ~ látómezője 326  
 gammasugarak 52  
 generátor/áramellátó egység 72  
 gerjesztett állapotú elektronok 354  
 gömb hullámfront 293



grádiens echo pulzus szekvencia 472  
 ~ mágneses terek 404  
 grádiensek jellemzői 453  
 GTV (gross tumor volume) 579  
 gyengítés attenuáció 60  
 gyengítési együttható 99  
 gyógyszerek fehérjekötése 546

## H

hanghullám sebessége 276  
 hangrobbanás 280  
 hangsebesség 280  
 3D DSA 257  
 3D gyűjtési mód 517  
 3D rekonstrukciós eljárás 519  
 háromdimenziós diffúzió 422  
 ~ képi megjelenítés 389  
 háromfázisú áram 79  
 hatáskvantum 400  
 hatékonysági/teljesítményi faktor 268  
 hatótávolság 98  
 háttér kód 192  
 háttérstruktúra 369  
 háttérsugárzás 333, 339  
 háttérvilágítás 368  
 helyszíni ultrahangvizsgálatok 322  
 henger alakú tubus 121  
 hibrid szubsztrakció 255  
 hidegkatód-fénycsőves háttérvilágítású panelek 121  
 hidkapcsolás 78  
 hidrofília/lipofília 546  
 hisztogram-módú adatgyűjtés 518  
 holtidő-korrekción 521  
 Hounsfield-egység 385  
 hő 88  
 hőegység (Heat unit, HU) 9, 87

hőhatás 269  
 hőkapacitás 88  
 hőmérséklet 88  
 hőtermelés sebessége 87  
 hullám amplitúdója 261  
 ~ frekvenciája 261  
 ~ sebessége 261  
 hullámforma állandó 20  
 hullámfront 276  
 hullámhossz 12, 261, 280  
 hullámperiódus 261  
 hullámvölgy 276  
 hűlési görbe 95

## I

impulzus 399  
 impulzusmomentum 399  
 IMRT kezelések tervezése 582  
 indukált emisszió 355  
 in-line elrendezésű képcsövek 207  
 integrált dózis 30  
 intenzitás 10  
 intenzitásszabályozás 266  
 intézményekben használt nagyteljesítményű mobil készülékek 243  
 intravénás, jódtartalmú kontrasztanyagok beadásának kontraindikációja 547  
 inverziós idő 481  
 ~ recovery szekvencia 474  
 ionos kontrasztanyag 541

## J

jelkódolás 447  
 jel-zaj arány 251, 391  
 jódtartalmú kontrasztanyagok 114

jódtartalmú röntgenkontrasztanyagok 539  
 Joule (J) 9

## K

kalcium 113  
 kalibrációs faktor 525  
 kamera egyenletes érzékenysége 353  
 ~ sáv szélessége 251  
 kamerafej(ek) forgása 503  
 karakterisztikus foton vagy másodlagos sugárzás 64  
 ~ kaszkád 55  
 ~ röntgensugárzás 54, 337  
 katód 194  
 katódsugárcső 198  
 katódsugárcsőves monitorok 198  
 katódszál 36  
 kémiai eltolódási műtermékek 497  
 képcső részei 199  
 képélfokozás 256  
 képerősítő cső 184  
 képfrissítési ráta 303  
 képkocka-integráció 253  
 képkontraszt 111  
 képnézés feltételei 366  
 képregisztrációs és -fúziós eljárások 533  
 képrekonstrukció 518  
 képrekonstrukciós módszerek 519  
 kép-zaj 351, 364  
 2 dimenziális Fourier-transzformáció (2DFT) 452  
 2D alapú besugárzás 578  
 2D rekonstrukciós módszer 519  
 kétdimenziós diffúzió 421  
 kettős fókuszú elrendezés 37  
 kibillenési szög 464, 480  
 kicsinyítési hozam 189  
 kimeneti ernyő 189  
 kinetikus energia 13  
 kisállat PET-kamerák 527  
 kisugárzott felesleges energia 417  
 klipping műtermék 496  
 koherenciahossz 358  
 koherens fény 355  
 ~ nyaláb 357  
 ~ szóródás 65  
 koincidencia-áramkör 514  
 koincidenciaesemények 521  
 koincidencia-vonalak inhomogenitása 525  
 koleszterikus folyadékkristályok 211  
 kollimátor 121, 326  
 ~ elmosódottság 347, 348  
 kompakt ciklotronok 512  
 kompenzáló erősítés (TGC) 285  
 kompressziós eszköz 234  
 ~ zóna 260  
 kondenzátor 81  
 ~ alapú röntgenkészülékek 83  
 konstruktív interferencia 264, 294  
 kontraszt 145, 360  
 ~ képminőségre gyakorolt hatása 156  
 ~ megítélése 154  
 kontrasztanyag hígulása 253  
 ~ nefropátia 556  
 kontrasztanyagok farmakokinetikája 546  
 ~ meghatározása 534  
 ~ tárolása 563  
 kontrasztanyag-szövődmények 550  
 kontrasztarány 216  
 kontrasztérzékenység 361  
 kontrasztfelbontás 391, 392  
 kontraszt-harmonikus ábrázolás 313  
 kontrasztjavítás 130  
 kontrasztlépcső 147  
 kontúrozás 581  
 konvergáló falú kollimátor 330

konvergenciapont 128  
 konverziós faktor 190  
 konzervatív erők 14  
 kör alakú adatgyűjtési pályák 503  
 közelterápiás beavatkozások 586  
 kreatív pozicionálás 177  
 k-space 454  
 ~ feltöltési technikák 458  
 kúp alakú tubus 121  
 kV szint 118  
 kvantumszámok 400  
 kvantum-zaj 170, 192, 193, 365  
 kVp 228

**L**

lágyszövet-radiográfia 113  
 Lak-sűrű 384  
 laparoscopus ultrahangvizsgálat 323  
 Larmor-szögsebesség/frekvencia 407, 432  
 laterális elmosódottság 300  
 látható kontraszt 147  
 láthatósági szög 216  
 légréstechnika 133  
 legyűrés 305  
 lézerefény 357  
 lineáris rács 127  
 ~ szórás 573  
 lipofil készítmények 540  
 list-módú adatgyűjtés 518  
 longitudinális – T1 relaxáció 413, 436  
 ~ hanghullám 276  
 ~ mágnesség 435  
 lumineszcencia/hidegsugárzás 204

**M**

mA érték beállítás 83  
 magas energiájú állapot 434  
 mágneses dipólusok 405  
 ~ fókuszáló tekercs 201  
 ~ indukció 402  
 ~ kvantumszám 406  
 ~ momentum 405  
 ~ rezonancián alapuló képkalkotás (MRI) 34  
 mágneszettségi vektor 410  
 mágnesség 401, 435  
 mammográfia 113  
 ~ röntgensó konfigurációk 227  
 mammográfiában alkalmazott kazetták 236  
 ~ használt erősítőernyő-film kombináció 237  
 mammográfiás erősítőernyők 236  
 ~ film 237  
 ~ generátor 221  
 ~ készülék röntgensőve 224  
 ~ rendszerek felbontása 237  
 ~ röntgensó katódja 225  
 mangántartalmú kontrasztanyagok 566  
 mAs 138, 158  
 második generációs UH-kontrasztanyagok 572  
 maximum intenzitás projekció (MIP) 390  
 megsemmisülési reakció 68  
 megvilágítás 34  
 mérettorzítás 172  
 metastabil nívó 204  
 metformin-protokoll 560  
 Micropaque termékcsalád 539  
 mikrobuborék 313  
 mikrofókuszú röntgensővek 225  
 milliampereperc 17  
 minőségbiztosítási folyamatok elvégzése/be-  
 tartása 85  
 mintavételezési sáv szélesség 491  
 M-mód megjelenítés 306

mobil röntgenegység 241  
 ~ röntgenfelvételek elkészítése 242  
 mobilkészülékekben előállított röntgensugár-  
 zás 244  
 modalitások 7  
 molekuláris leképezés 580  
 molibdén anód 228  
 mozgásból származó élettenség 164  
 mozgási műtermékek 398, 489, 493  
 mozgó hangforrás 278  
 ~ megfigyelő 276  
 MR-gép 423  
 MR-képek kontrasztja 466  
 MR-kontrasztanyagok 564  
 ~ dózisa 567  
 ~ klinikai alkalmazásai 568  
 multidetektor elrendezés 394  
 multi-echo szekvencia 465  
 műtermék 366

**N, NY**

nagyfeszültségű gyorsító elektromos tér 201  
 nagyfrekvenciás/multifázisos generátorok 248  
 nagyításból eredő mérettorzítás 172  
 nagyítási tényező 175  
 nagyító képerősítők 187, 188  
 nagyított felvételek 232  
 nagysebességű forgóanód 91  
 negatív röntgenkontrasztanyagok 536  
 4D ultrahangkép megjelenítése 322  
 négyzetes sugárfogyás 23, 165  
 négyzetrácsos rács 127  
 nematikus folyadékkristályok 210  
 nézetek száma 392  
 nyersadat rekonstrukciója 456  
 Nyquist-elmélet 491  
 nyugalmi energia 13

**O, Ó**

OD érték 154  
 ólomköpenyek 197  
 optikai denzitás 135  
 ~ rezonátor 357  
 ozmolalitás 542

**Ö**

összetett spektrum 339  
 ~ transzducer 298

**P**

panoráma-ultrahangkép 311  
 parallel falú kollimátor 328  
 paramágneses anyagok 404  
 ~ műtermékek 494  
 paramagnetikus kontrasztanyagok 565  
 parciális volumen hatás 398  
 parenchymaminták 287  
 párképződés 68  
 penetráció 97  
 penumbra 120  
 ~ szélessége 168  
 perfúziós tracer-ek 532  
 permanens MR-vizsgáló berendezések előnyei/  
 hátrányai 424  
 ~ /állandó mágnesek 403, 424  
 PET egésztest-vizsgálatok 528  
 PET-izotópok 511  
 PET-kamerát jellemző paraméterek 523  
 PET-MRI integráció 528  
 PET-vizsgálatok sugárterhelése 529  
 Phase Wrap műtermékek 495  
 Phased Array tekercsek 429

piezoelektromos hatás 288  
 ~ kristály 262, 290  
 polarizációs szűrők 213  
 Polibar termékcsalád 539  
 populáció inverzió 356  
 portál film 583  
 ~ imaging 583  
 potenciális energia 14  
 pozitív röntgenkontrasztanyagok 536  
 ~ /negatív pontok 16  
 pozitron emittáló izotóp 514  
 pozitronemissziós tomográfia (PET) 510  
 precessáló mozgás 407  
 prekursor-molekula 513  
 progresszív letapogatás 207  
 proton denzitású kontraszt 468  
 pulzus relatív amplitúdója 266  
 pulzus-szekvenciális szkennelés 254  
 pulzusszekvencia 460

## Q

Q érték 292  
 quadrature tekercsek 428

## R

rács 123, 144, 201  
 ~ által létrejött kontrasztjavulás 170  
 ~ használata mammográfiában 233  
 ~ ólomtartalma 127  
 rácsfrekvencia 126  
 rácshányados 125  
 rácskonverziós faktor (RKF) 129  
 rács-szintkülönbség 131  
 radar-elv 281  
 rádiófrekvencia műtermékek 495

rádiófrekvenciás (RF) lánc 429  
 ~ tekercsek 427  
 radiográfiai denzitás 118  
 ~ filmek felbontóképessége 169  
 ~ kontraszt 148  
 ramp szűrő 508  
 rasztermintázat 194  
 Rayleigh-szóródás 65  
 rebinnelési eljárások 519  
 receiver operating characteristics (ROC) görbe 370  
 receptorzaj 365  
 reciprocitás szabály 138  
 referenciatengely 227  
 relaxáció 413, 436  
 relaxációs idő 413  
 repetíciós idő 463, 477  
 részecskesugárzás 9  
 rezisztív mágnesek 425  
 rezonancia 399, 436  
 rezonanciafrekvencia 262, 399  
 Richardson-formula 200  
 ritkulási zóna 260  
 „road mapping” technika 192  
 ródiom anód 230  
 röntgencső 35  
 ~ off-center elhelyezése 226  
 röntgencsőbaleset 46  
 röntgencsővek hőtermelése 87  
 röntgenfotonok 52  
 röntgenkontrasztanyagok 535  
 röntgensugár anyagokon való áthaladása 373  
 röntgensugárkontraszt 110  
 röntgensugárzás által a szervezetre ható teljes energia 28  
 ~ áthatoló képessége 102, 105  
 ~ termelésének határfoka 59  
 rövid távú hőterhelési képesség 249

## S, SZ

sávszélesség 490  
 Shepp–Logan szűrő 384  
 SI mértékegységrendszer 21  
 sík hullámfront 293  
 síkhullám 293  
 Snelius–Descartes-törvény 273  
 sono-CT 311  
 sonoelastográfiás vizsgálat 312  
 sötétadaptáció 184  
 „space-charge” effektus 38  
 SPECT térbeli felbontása 508  
 ~ vetületi képek 501  
 SPECT-kollimátorok 507  
 spektrométer 333, 339  
 Spike műtermék 498  
 Spin Echo szekvencia 460  
 spinquantumszám 400  
 spontán emisszió 355  
 stationer rács 129  
 STACK mód 390  
 staging vizsgálatok 577  
 statikus PET-vizsgálatok 528  
 statisztikus parametrikus képfeldolgozás 533  
 STIR szekvencia 475  
 Straton CT-röntgenforrás 50  
 ~ sugárforrás szerkezete 51  
 Straton-cső 51  
 strukturális zaj 364  
 sugarak száma 392  
 sugárforrások 7  
 sugárgyengülési törvény 374  
 sugárkeményedés 395  
 sugárnyaláb geometriája 165  
 sugárnyalábkontroll 118, 119, 142, 159  
 sugárszivárgás 47  
 sugárzás biológiai hatása 31  
 ~ fogalma 7

sugárzási energia elnyelődése 29  
 ~ köd 68  
 ~ zaj 364  
 sűrűség 154  
 szabadon indukált válaszjel 417  
 scintillációs kristály 330  
 ~ ~ vastagsága 325  
 szekvenciák előnyei/hátrányai 476  
 szekvenciaparaméterek 477  
 szeletek közti távolság (SG) 486  
 szeptikiválasztás 449  
 szeptikiválasztó gradiens 447  
 szeptikvastagság 392, 453, 485  
 szilárdtest detektor 394  
 szimmetria k-space-ben 458  
 színeskép 205  
 szinogram 379  
 szmektikus folyadékkristályok 210  
 szórás-/scatter-korrekció 522  
 szóródás 62  
 ~ szöge 336  
 szórt foton 117  
 ~ sugárzás 117  
 szórt sugárzás 344  
 ~ ~ mennyisége 119, 124  
 ~ ultrahanghullámok 274  
 ~ visszaverődés 287  
 „szökési” (escape) csúcs 339  
 szöveti elnyelés 521  
 ~ határok 286  
 szövetvastagság 159  
 ~ /típus 143  
 sztereoszkópiás készség 173  
 szuperparamagnetikus (vasoxid) alapú MR-kontrasztanyagok 570  
 szupravezető mágnes 404, 425  
 ~ MR-gépek előnyei/hátrányai 426  
 szuszceptibilitási műtermékek 496

szűrés (filterezés) 58  
szűrt visszavetítés 382

## T

T1 kontraszt 467  
~ relaxációs görbék 437  
T2 kontraszt 467  
~ relaxációs görbék 440  
~ ~ idő 416  
target-kamra 512  
tárgy–film távolság 142, 159, 172, 173  
tárgykontraszt 109, 151  
tárgyméret 368  
tárgynagyítás 392  
teljes energia 18  
~ fényességi hozam 189, 190  
teljesítmény 10, 18, 34  
térbeli felbontás 392  
~ feloldóképesség 524  
térfogati képösszegzés 321  
tértöltés 84  
tervezérlés 213  
tervezéses CT-vizsgálat 581  
„testkontúr” adatgyűjtési pályák 502  
TFT kijelző 214  
THI képkalkotás 313  
Thomson-szóródás 65  
Tip Angle/Flip Angle (FA) 436  
<sup>11</sup>C-metionin-PET-vizsgálatok 532  
TOF-PET berendezés 526  
tomoszintézis 240  
torzítás 171, 193, 366  
többfejes SPECT-kamerák 507  
többsíki megjelenítés 321  
~ rekonstrukció 388  
többszörös szeletakvizíció 464  
~ visszaverődés 305

töltés 17  
transzducer 262, 288  
~ rezonanciafrekvenciája 292  
transzducerkárosodás 299  
transzformátor 73  
transzmissziós képkalkotás 6  
~ mérések 522  
transzverzális – T2 relaxáció 415, 438  
tubusok 121  
turbo spin echo pulzus szekvencia 470  
tükkörserű (spekuláris) visszaverődés 287  
tűpárna torzítás 187

## U

UH-kontrasztanyagok 314, 571  
~ koncentrációja 574  
UKA-vizsgálatok 316  
ultrahang energiavesztése 269  
~ hullámhossza 265  
~ kontrasztérzékenysége 303  
~ sebessége 264  
ultrahang-biomikroszkópia (UBM) 323  
ultrahanghullámok frekvenciája 262  
~ intenzitása 267  
ultrahangkép elmosódottsága 300  
ultrahang-navigációs rendszer 319  
ultrahangnyaláb 296  
ultrahangnyalábok sűrűsége 302  
ultrahangpulzus abszorpciója 269  
~ amplitúdója 266  
~ visszaverődése 271

## Ü

üvegbura 46

## V, W

vakítás 369  
válaszidő 215  
valóban hordozható mobil készülékek 243  
valós idejű képkalkotás 183  
váltóáram 17, 19  
váltott soros letapogatás 207  
védőburkolat hőkapacitása 95  
végszimulálás 582  
vérgörbe 533  
videocsövek 194  
videomegjelenítés 194  
virtuális navigációs rendszer 319  
~ ~ ~ alkalmazásának előnyei 320  
~ szimuláció 583  
vizkozitás 544  
visszavert sugárzás 67  
vízoldékony készítmények 540

vizsgálható anyag mennyisége 153  
~ anyag típusa 154  
volumen RF-tekercek 428  
vonalfókusz elv 42, 167  
voxel mátrix 375  
Wehnelt-henger 201

## X

xenon detektor 393  
xeromammográfias eljárás 218

## Z

„zebra” műtermék 499  
zóna szonográfia 317