



eBook for Undergraduate Education in Radiology

┃ Röntgen képalkotás alapjai



Előszó

A radiológia alapképzését Európában a nemzeti rendszerek szerint biztosítják, és akadémiai intézményenként jelentősen eltérhet. Néha a radiológia területét "átfogó tudományágnak" tekintik, vagy más klinikai tudományágak, például a belgyógyászat vagy a sebészet összefüggésében tanítják.

Ez az e-könyv azzal a céllal jött létre, hogy Európa-szerte segítse az orvostanhallgatókat és az egyetemi tanárokat a radiológia egészének koherens tudományággént való megértésében és oktatásában. Tartalma az ESR alapfokú Európai Radiológiai Képzési Tantervének alapul, és összefoglalja az alapvető elemeket, amelyeket minden orvostanhallgatónak ismernie kell. Bár a képértelmezéshez szükséges specifikus radiológiai diagnosztikai készségeket nem minden hallgató sajátíthatja el, és inkább az ESR képzési tantervek posztgraduális szintjeinek céljai közé tartozik, ez az e-könyv további betekintést is tartalmaz a modern képalkotással kapcsolatban. Ennek a célja, hogy az érdeklődő egyetemi hallgató megértse a modern radiológiát, tükrözve annak multidiszciplináris jellegét, mint szervalapú specialitást.

Szeretnénk külön köszönetet mondani az ESR Oktatási Bizottsága szerzőinek és tagjainak, akik hozzájárultak ehhez az e-könyvhöz, Carlo Catalanónak, Andrea Laghinak és Palkó Andrásnak, akik kezdeményezték ezt a projektet, valamint az ESR Hivatalnak, különösen Bettina Leimbergernek és Danijel Lepirnek a projekt megvalósításában nyújtott támogatásukért.

Reméljük, hogy ez az e-könyv hasznos eszközként szolgálhat az egyetemi radiológiai egyetemi oktatásban.

Minerva Becker
ESR Education Committee Chair

Vicky Goh
ESR Undergraduate Education Subcommittee Chair

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Szerzői jog és felhasználói feltételek

Ez a mű a Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 nemzetközi Licenc alatt készült.

Önnek lehetőségében áll:

Megosztás – másolja és terjessze az anyagot bármilyen médiumban vagy formátumban

A következő feltételekkel:

- Forrásmegjelölés – Meg kell adnia a megfelelő forrásmegjelölést, meg kell adnia a licencre mutató hivatkozást, és jeleznie kell, hogy történtek-e módosítások. Ezt bármilyen ésszerű módon megteheti, de nem olyan módon, amely azt sugallja, hogy a licenciaadó támogatja Önt, vagy a módosított formátumot.
- Kereskedelem– Az anyagot nem használhatja kereskedelmi célokra.
- Átalakítás – Ha újramegeríti, átlakítja vagy épít az anyagra, nem terjesztheted a módosított anyagot.

Hogyan kell idézni ezt a munkát:

Európai Radiológiai Társaság, Haidara Almansour, Jan Brendel, Daniel Wessling (2023) eBook for Undergraduate Education in Radiology: Computed Tomography. DOI 10.26044/esr-undergraduate-ebook-12

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Hyperhivatkozások



Alapkészségek



További ismeretek



Figyelmeztetés



Összehasonlítás



Kérdések



Referenciák

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



eBook for Undergraduate Education in Radiology

Hagyományos röntgen képalkotás

Szerzők

Pascal Monnin¹

Marta Sans-Merce²

marta.sansmerce@hcuge.ch

pascal.monnin@chuv.ch



¹ Institute of radiation physics (IRA), Lausanne University Hospital (CHUV) and University of Lausanne (UNIL), Lausanne, Switzerland

² Geneva University Hospitals (HUG), Geneva, Switzerland

Fordította

Juhász Kollár Nándor Attila,
Kincses András

kincses.andras@szte.hu



Szegedi Tudományegyetem, Radiológiai Klinika

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



A fejezet áttekintése

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

- **A röntgen képalkotás alapelvei**

- **Röntgensugarak előállítása**

- Röntgencső
- Röntgensugár spektruma
- Beállítási paraméterek
 - Fókusz méret
 - Csőfeszültség
 - Csőáram-idő szorzat
 - Sugárszűrés

- **Röntgen sugárnyaláb**

- **A röntgensugár és az anyag kölcsönhatása**
 - Fotoelektromos effektus
 - Compton szórás
 - Rayleigh szórás
- **A röntgensugárzás gyengülése**
 - Lineáris sugárgyengítési együttható
 - Felezőréteg vastagság
- **Szóródás**

- **Radiológiai képalkotás**

- **A szórt sugárzás minimalizálása**
 - Rácsok
 - Légrés
- **Projekció**
 - Nagyítás
 - Geometriai élettenség
- **Digitális röntgendetektorok**
- **Automatikus expozíciókontrol (AEC)**

- **Dozimetriai mennyiségek**

- **Expozíciós érték**
- **Levegő KERMA**
- **Belépő bőrdózis**
- **Dózis-terület szorzat**
- **Diagnosztikus referenciaszint**

- **Képminőség**

- **Kontraszt**
- **Jel-zaj viszony**
- **Térbeli felbontás**

- **Összefoglalás**

- **Referenciák**

- **Teszteld a tudásod!**

A röntgen képalkotás alapelvei

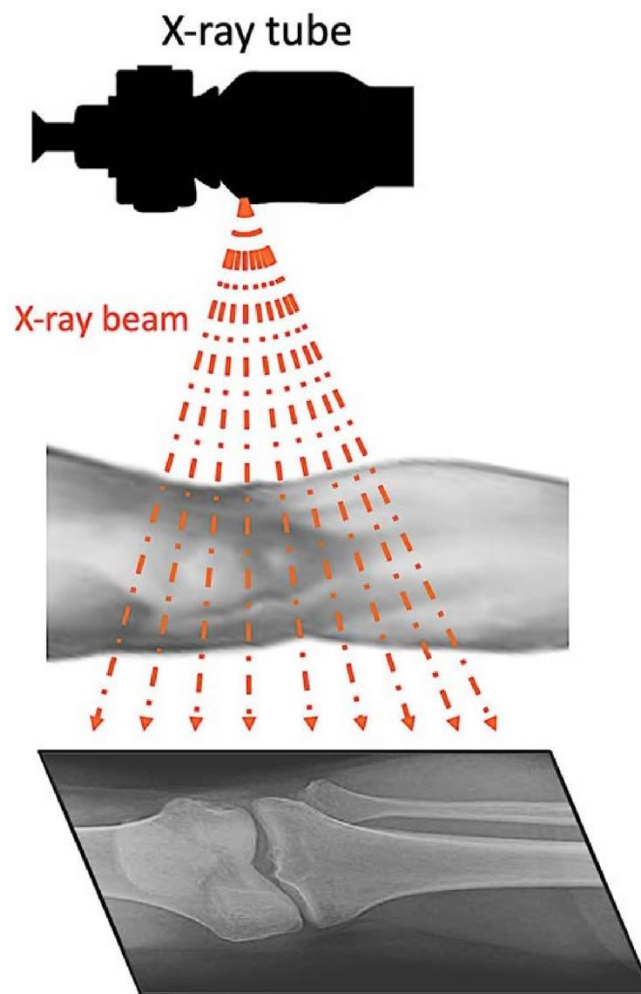
A röntgensugaras képalkotás egy diagnosztikai technika, amely a röntgensugarak és a szervek/szövetek anyagának kölcsönhatásán alapul.

Három fő röntgen képalkotó módszert használnak:

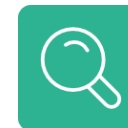
- Projekciós radiográfia
- Fluoroszkópia
- Számítógépes tomográfia (CT)

Az 1. ábrán látható módon, ez a három képalkotó technika a következőkön alapul:

- Röntgensugarak előállítása röntgenszóben
- Röntgensugár áthaladása a páciensen keresztül
- Az áthaladt fotonok detektálása detektoron
- Képfeldolgozás



1. ábra– A röntgen képalkotás alapelve



Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

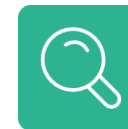
Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

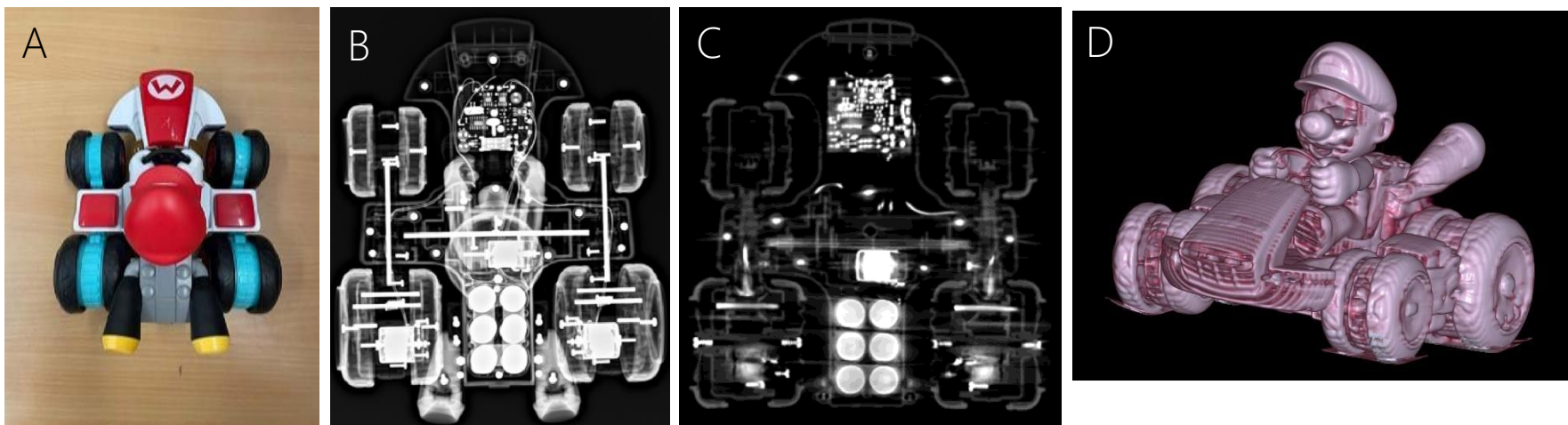
A röntgenképalkotás alapelvei



A röntgensugaras képalkotási módok kétdimenziós vetületeket vagy szeleteket készítenek a röntgensugárzásnak kitett szövetek elnyelő tulajdonságai alapján.

- A radiográfia egy levilágításra egyetlen statikus vetületet ad (2B ábra).
- A fluoroszkópia a vetületek időbeli sorozatát készíti el állítható képalkotási sebességgel (0,5-30 kép másodpercenként), így alkalmas dinamikus képalkotásra.
- A számítógépes tomográfia (CT) 360°-os fordulat során több szögben egyedi vetületeket készít és ezt rekonstruálja az anatómiai szeletekké (2C. ábra), illetve térfogat-leképezéssé (2D. ábra).

Ez a fejezet elmagyarázza a projekciós röntgen képalkotás, más néven "hagyományos röntgenképalkotás" elvét.



Ábra. 2 – Különbség a röntgenvetület (B) és a leképezett objektum CT-szelete (C) között (A). A D egy 3 dimenziós rekonstrukciót mutat be a CT szeletekből. Az ábra Davide Cabral, Genfi Egyetemi Kórházak Radiológiai Osztályának jóvoltából.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

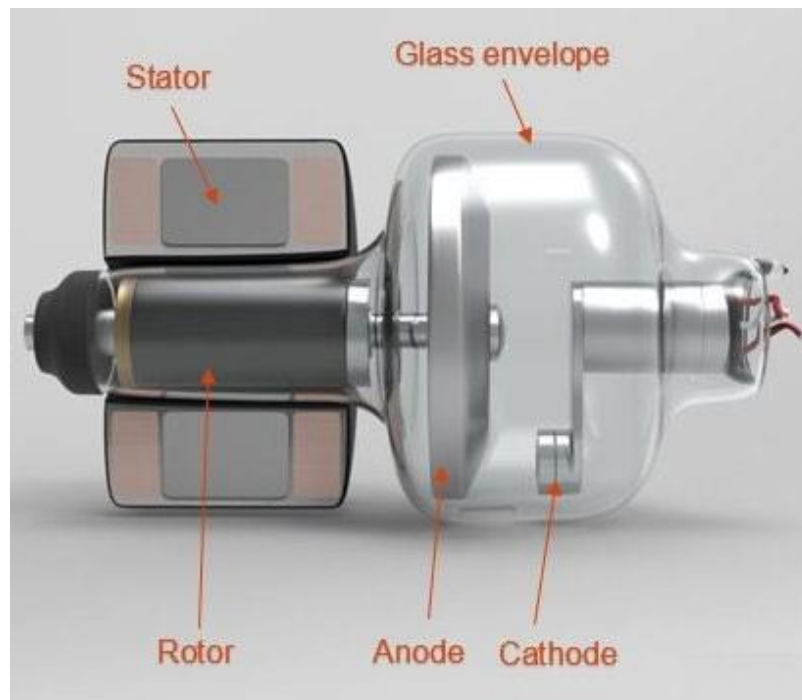
A röntgenső

A röntgensugarak magas frekvenciájú elektromágneses hullámok, melyek a röntgen csőben keletkeznek nagy energiájú elektronok és az anyag kölcsönhatásából

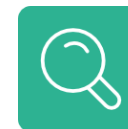


A fő csőalkatrészek (3. ábra):

1. Katód: Negatív elektróda, amely egy elektronkibocsátóból és egy fókuszáló csészeből áll.
2. Anód: Fém célelektróda, a katódhoz képest pozitív potenciállal
3. Rotor/állórész
4. Üveg vagy fém burkolat
5. Ólomárnyékolást tartalmazó csőház



3. Ábra Röntgen cső



Fejezet vázlat

A röntgen képképzés alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képképzés

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



A röntgenső: Katód



- A katód általában volfrámszálat tartalmaz, amelyek elektromosan kapcsolódnak a röntgenerátorhoz
- A legtöbb röntgensövet kettős fókuszú csőnek nevezik, mivel két izzószáluk van: egy nagy izzószál és egy kis izzószál.
- A kicsi vagy a nagy izzószál manuálisan vagy automatikusan kiválasztható, a feszültségtől (kV) és az csőáram-idő szorzattól (mAs) függően.
- Az izzószálat elektromos ellenállása melegíti (Joule-hő)
- Az izzószál körül statikus elektronfelhő képződik
- Feszültség hatására az izzószálból származó elektronok az anód felé gyorsulnak.
- Az elektronok haladása megfelel a röntgenső áramának.

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



A röntgenső: Anód



Az anód egy fém célelektroda, melynek a polaritása a katódhoz képest pozitív.

- Magas olvadáspontja (3000°C) és nagy atomszáma ($Z = 74$) miatt a volfrám a legszélesebb körben használt anódanyag, amely magas röntgensugárzást biztosít.
- Az elektronok által érintett anódterület a fókuszpont.
- A fogászati röntgenkészülékek, a mobil röntgenkészülékek és a mobil fluoroszkópiai berendezése rögzített anódokat használnak.
- A forgó anódok nagyobb röntgenkibocsátást tesznek lehetővé, mivel a hőt nagyobb felületre oszlatják el.
- A tényleges fókuszpont mérete az anód elektronok által eltalált területe, amelyet a katódban kiválasztott izzószál mérete határoz meg.
- Az effektív fókuszfoltméret a tényleges fókuszfolt méretének vetülete a képsíkra, amelyet az anódszög határoz meg.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

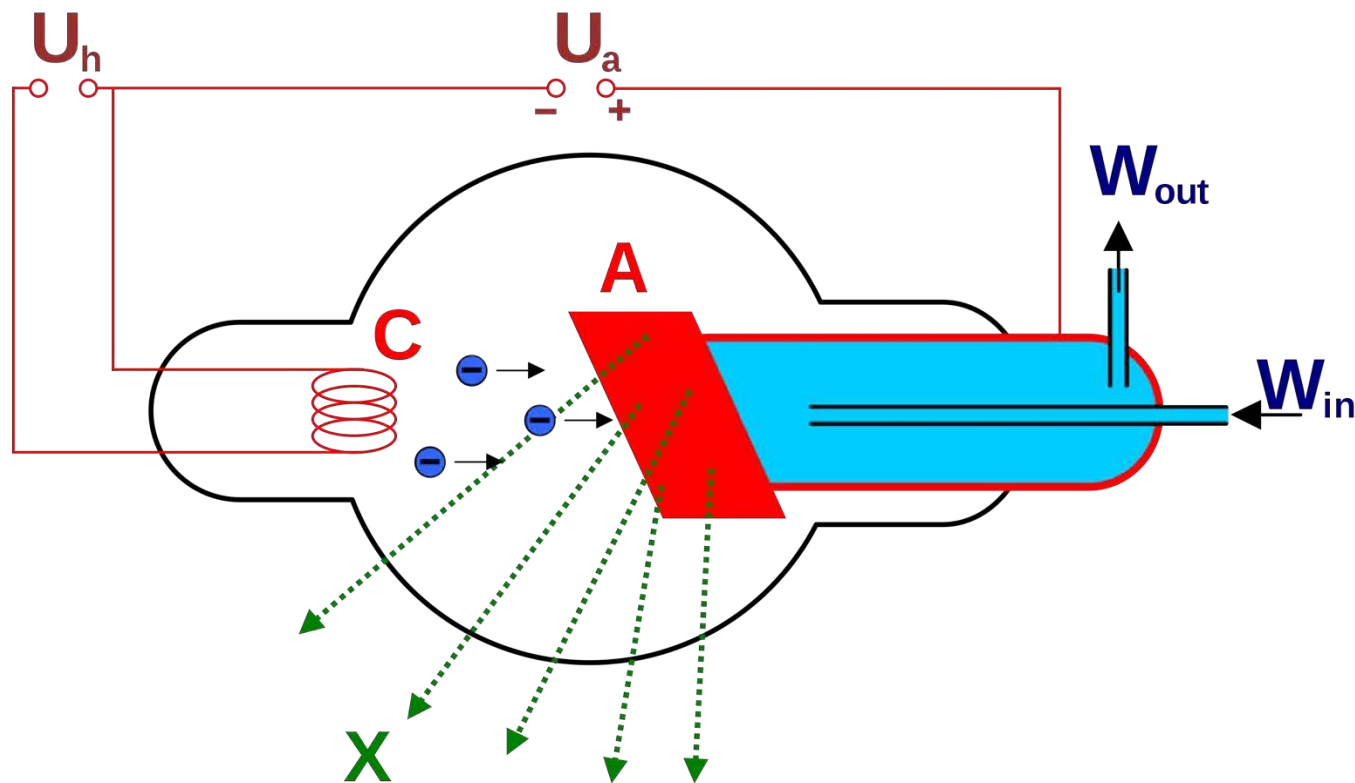
Képminőség

Összefoglalás

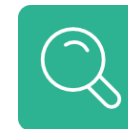
Referenciák

Teszteld a tudásod!

A röntgenső



Ábra. 4 – Az eredeti Coolidge oldalablak röntgenső sematikus rajza, ahol az elektronokat egy volfrámszál elektromos árammal történő hevítésével állítják elő. C: izzószál/katód (-); A: anódok (+); W_{in} és W_{out} : a hűtőberendezés vízbemenete és kimenete. U_h : feszültségpotenciál a katód fűtéséhez; U_a : feszültségpotenciál az anód és a katód között. A katód által termelt elektronok a vákuumcsőben felgyorsulnak az anód felé. X: Az anód által keltett röntgensugárzás. A kép forrása: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:WaterCooledXrayTube.svg>



Fejezet vázlata

A röntgen képképzés alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képképzés

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

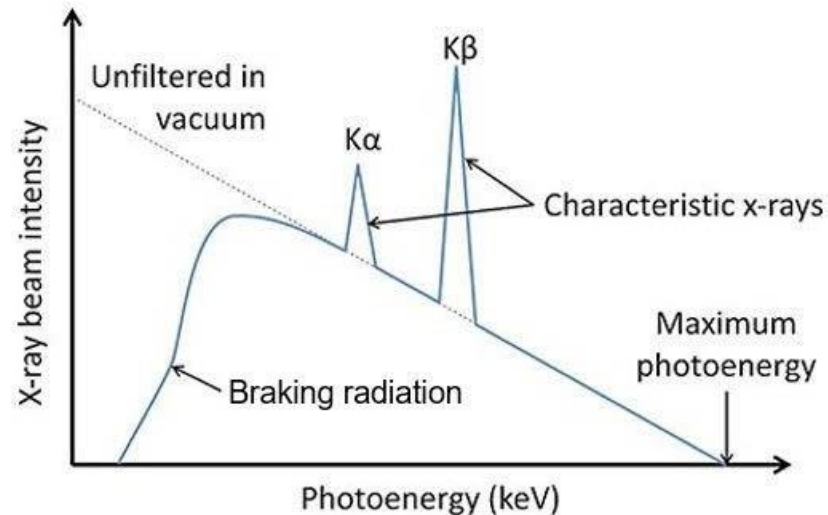
Összefoglalás

Referenciák

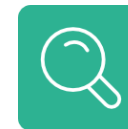
Teszteld a tudásod!

Röntgensugár spektruma

- A röntgensugarak két folyamaton keresztül keletkeznek: *fékezéssel* és *karakterisztikus sugárzással*.
- A *fékezési röntgensugarakat* az anód egy folytonos energiatarományban bocsátja ki, melynek maximális energiáját a csőfeszültség határozza meg (5. ábra).
- Az elektronok más elektronokat lökhetnek ki az anód atomjainak belső héjaiból. Ezeket az üresedéseket külsőbb magasabb energiájú héjjakon lévő elektronok töltik be, és *karakterisztikus röntgensugarakat* bocsátanak ki (4. ábra).
- A *karakterisztikus röntgensugarak* jól meghatározott energiákkal rendelkeznek, amelyeket az anódot alkotó atomok elektronszélei közötti energiakülönbségek határozzák meg.
- A cső kimeneténél elhelyezett alumínium szűrő elnyeli az alacsony energiájú röntgensugárzást, amely növelné a beteg dózisát, de a *gyenge energiájú fotonok* soha nem hagynák el a páciensét és nem érnék el a detektort (így nem vennének részt a képalkotásban).



Ábra. 5 – Tipikus röntgenspektrum



Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

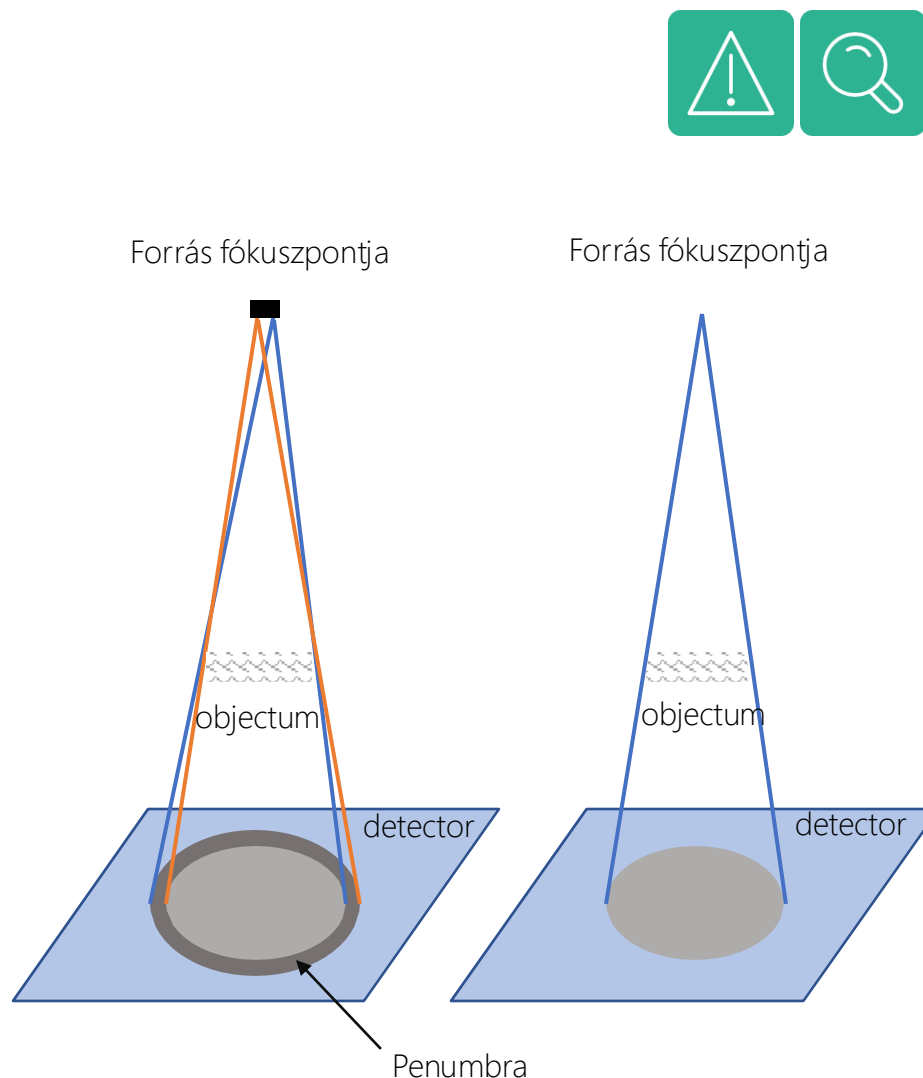
Beállítási Paraméterek

Fókuszméret (6. ábra)

- A kis fókuszméret (kis katódszál) segít csökkenteni a geometriai elmosódást (penumbra), amikor nagyítást alkalmazunk.
- A nagy fókuszméret segít csökkenteni a mozgás közbeni elmosódást. Ilyenkor a legrövidebb expozíciós időhöz nagy expozíciós sebesség (nagy mA) szükséges.

Feszültség (kV)

- A röntgensőben nagy feszültséget alkalmazunk a katód és az anód között.
- A röntgenspektrum átlagos energiája és a keletkezett röntgensugárzás mennyisége a csőfeszültséggel nő.
- A csőfeszültség a következő paraméterek között van beállítva:
 - 40 és 150 kV szabványos radiográfiában és fluoroszkópiában
 - 23 és 40 kV *mammográfiában*



Ábra. 6 – Geometriai elmosódás

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

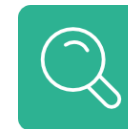
Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Beállítási paraméterek



Csőáram-idő szorzat

- A röntgenső elektromos árama az elektronok össztöltése egységnyi idő alatt (mA)
- Az csőáram-idő szorzata a katódról az anódra jutó elektromos töltést jelenti az expozíciós idő alatt.

Szűrés (9. ábra)

A röntgensőben a szűrés elnyeli az alacsony energiájú röntgensugarakat. Ezek az alacsony energiájú fotonok elnyelődnek a betegben és nem érik el a detektort. Így a páciens felesleges dózist kap olyan röntgensugarakból melyek nem vesznek részt a képalkotásban.

- *Az intrinsic szűrés a cső és a csőház összetételéből adódik.*
- *A további szűrés különböző vastagságú alumínium és réz lemezekkel történik, amik az ablak és a kollimátor között vannak.*
- *A teljes szűrés az összes szűrés összege.*



A teljes szűrést alumínium miliméter ekvivalensben adjuk meg és legalább 2.5mm.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

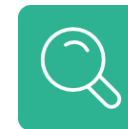
Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

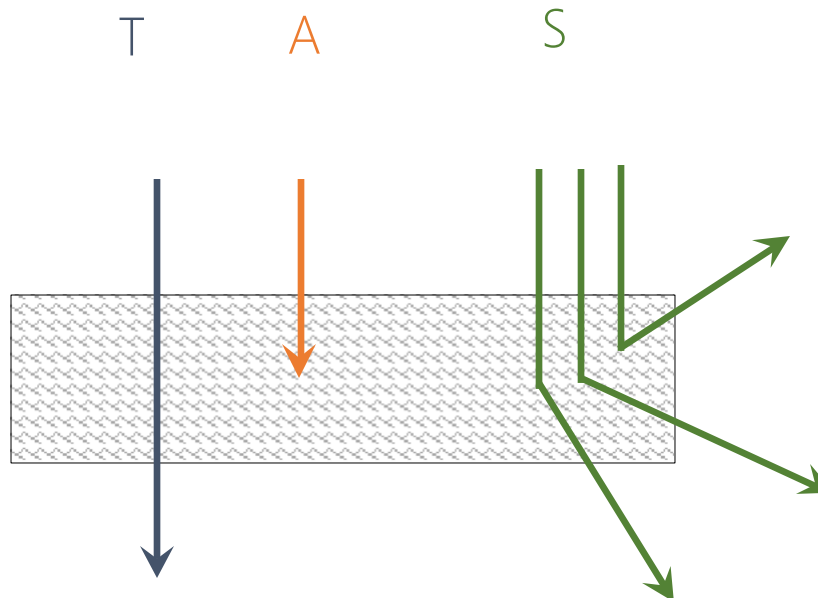


Az anyagban a röntgensugarak haladása szempontjából három féle kölcsönhatás léphet fel (7. ábra):

- T: Transmisszió (nincs interakció)
- A: Abszorpció
- S: Szórás



- A röntgensugárzás abszorpcióját a fotoelektromos hatás okozza.
- A fotoelektromos hatás a radiológiai kép kontrasztját hozza létre.
- Ez képezi a röntgen képalkotás alapját.
- Szórt sugárzás két mechanizmussal keletkezik:
 - Inkoheren szórás: *Compton hatás*
 - Koherens szórás: *Rayleigh hatás*
- A szórt sugárzás nem hoz létre kontrasztot a radiológiai képen. Ez egy „nem kívánt hatás”.



7. ábra – Röntgensugarak kölcsönhatásai anyaggal

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

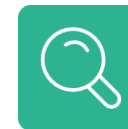
Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

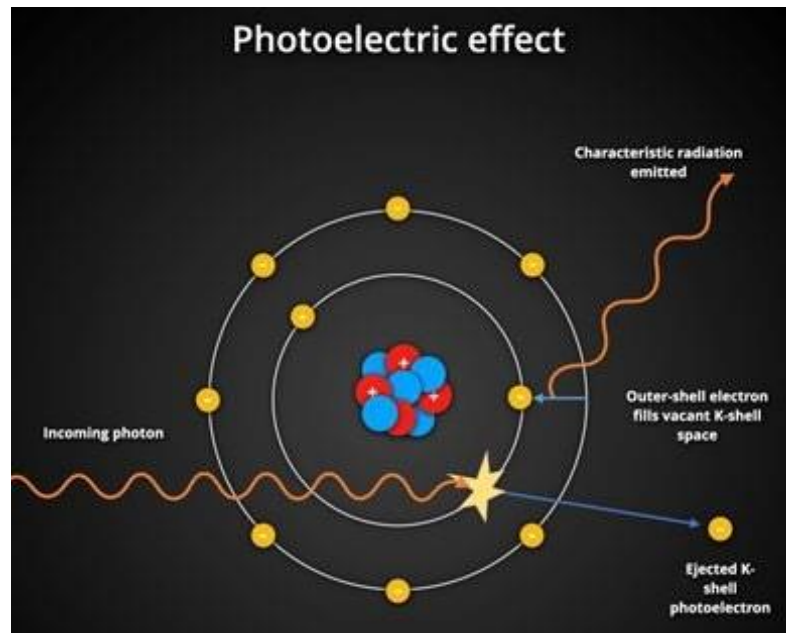


A fotoelektromos hatás (abszorpció) (8. ábra)

- A röntgenfoton eltalál egy elektront, amely kilökődik az atomból (fotoelektron)
- A röntgenfoton elnyelődik, és az atom ionizálódik, a belső elektronhéj üresedésével.
- Az elektron üresedés helyét egy másik elektron tölti ki, amely egy külső héjról lép a betöltetlen belső héjra.
- A kötési energia különbsége felszabadul karakterisztikus röntgensugarakként vagy Auger-elektronok formájában

A fotoelektromos hatás valószínűsége:

- Csökken a sugár energiájával, ami megmagyarázza, hogy miért csökken a kép kontrasztja az E röntgenenergiával.
- Növekszik a nagy Z rendszámú anyagok esetében
- Hozzávetőleg Z^3/E^3 arányosságot mutat.



8. ábra – Fotoelektromos interakció

Frank Gaillard jóvoltából,

<https://radiopaedia.org/articles/photoelectric-effect>



Ha a fotonenergiákat megduplázzuk, a fotoelektromos kölcsönhatás valószínűsége nyolcadára csökken: $(1/2)^3 = 1/8$

Fejezet vázlat

A röntgen képképzés alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képképzés

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

Compton-szóródás (rugalmatlan szóródás)

- A röntgensugár eltalál egy elektront, amely az atomból kilökődik (atom ionizált) (9. ábra).
- A szórt röntgensugárzás a beeső fotonhoz képest eltérő szögben halad
- A szórt röntgensugárzás energiája csökken az elektronnak átadott energia miatt.
- A szórt röntgensugárzás további kölcsönhatásokon, például Compton- vagy Rayleigh-szóráson vagy fotoelektromos abszorpción mehet keresztül.
- A Compton-szórás a röntgensugárzás fő kölcsönhatása a légyszövetekkel a diagnosztikai energiatartományban.

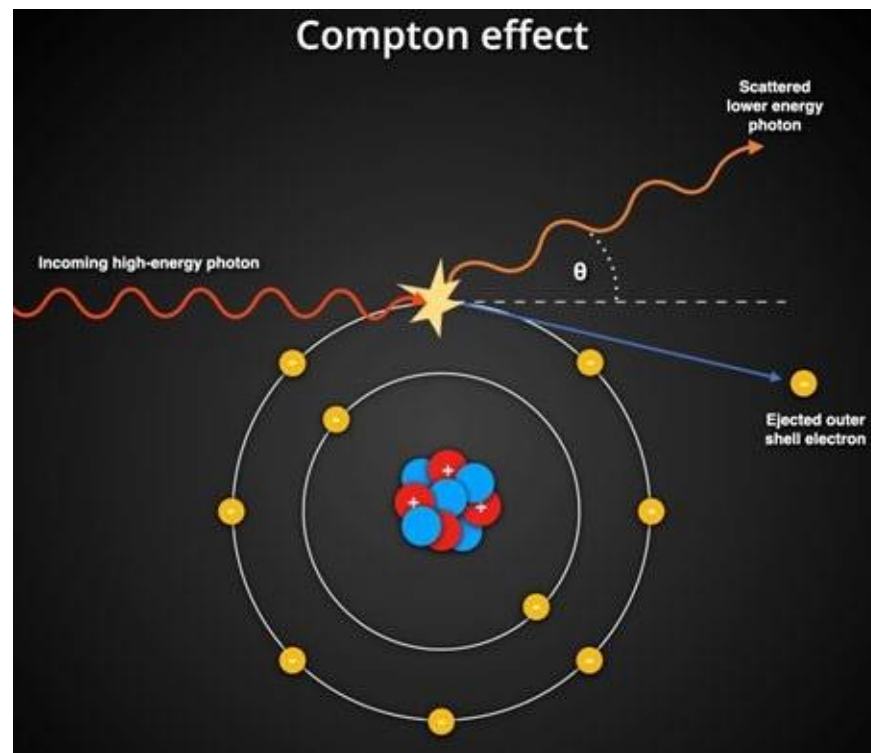
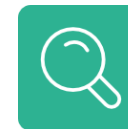


Fig. 9 – Compton kölcsönhatás

Frank Gaillard jóvoltából,
<https://radiopaedia.org/articles/compton-effect>



Fejezet vázlat

A röntgen képképzés alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képképzés

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



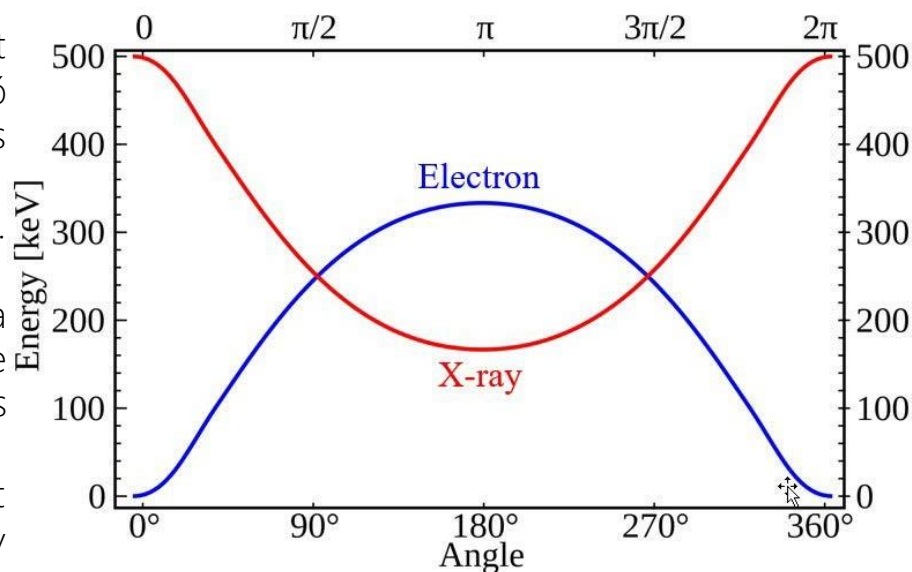
A szórt röntgensugarak rontják a kép kontrasztját és a jel/zaj arányt.

A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal



Compton-szóródás (rugalmatlan szóródás)

- A diagnosztikai képképzésben használt röntgenenergiáknál (15 - 150 keV) a beeső röntgenfotonok energiája leginkább szórt sugárzás formájában adódik le
- A szórás szöge csökken ahogy az energia nő (10. ábra).
- A kibocsátott elektron szórási szöge nem haladja meg a 90° -ot, holott a szórt röntgen sugár szöge bármekkora, akár 180° -os visszaszórás (backscatter) is lehet.
- A szórt röntgen sugárzással ellentétben, a kilökött elektron reabszorpciót szenved a szórási hely közelében



10. ábra – A szórt röntgensugár és a kibocsátott elektron eltérési szöge a beeső röntgenenergia függvényében

Referencia:

https://en.wikipedia.org/wiki/Compton_scattering

- A Compton-szórás valószínűsége az
 - Majdnem független a Z rendszámtól
 - Nagyjából arányos az anyag sűrűségével



Fejezet vázlat

A röntgen képképzés alapjai

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képképzés

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal



Rayleigh-szóródás (rugalmas szóródás)

- A beeső röntgensugárzás a teljes atomot gerjeszti, ellentétben a Compton-szóródással vagy a fotoelektromos effektussal.
- Elektron emisszió nem történik és ionizáció sem
- Ez az interakció leginkább a gyenge energiájú röntgensugarak esetében érvényes, mint amilyeneket a mammográfiában használnak (15 - 30 keV).
- Az gerjesztett atom elektronfelhője az atommal egy fázisban oszcillál és azonnal kisugározza a gerjesztési energiát. Az emittált röntgenfoton energiája azonos a gerjesztési energiával, iránya kissé eltérő (14. ábra).
- Az átlagos szórási szög a röntgenenergia növekedésével csökken.



A Rayleigh-szórás a mammográfiás interakciók mindössze 10%-át, a standard radiográfiában pedig 5%-át teszi ki.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

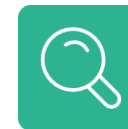
Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

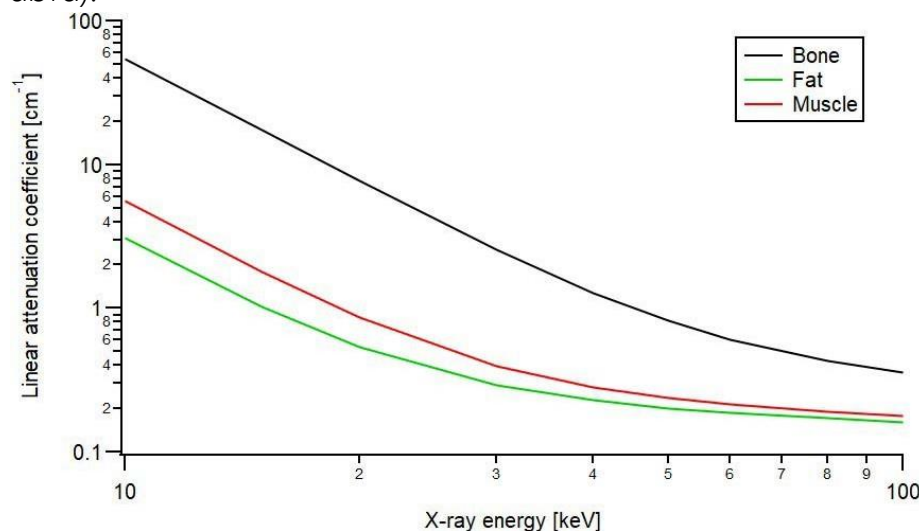


- A röntgensugarak az abszorpció és a szóródás során elnyelődnek az anyagban.
- A röntgensugárzás abszorpciója miatt a röntgenfotonok mennyisége exponenciálisan csökken. A röntgensugárzás abszorpciója az anyag vastagságától függ:

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

ahol x az anyag felszínétől vett mélység, N a röntgenfotonok száma az anyagban x mélységben, N_0 a röntgenfotonok száma a felszínen, μ a lineáris gyengítési együttható, amely az anyag egységnyi hosszára eső kölcsönhatás valószínűségét adja meg (cm^{-1}) (11. ábra).

- A diagnosztikai energiatartományban a röntgensugár csillapításának nagy része a fotoelektromos hatásnak köszönhető, és $(Z/E)^3$ arányosság áll fenn
- A lineáris gyengítési együttható az anyagi minőségtől függ, és:
 - nő az anyag atomszámával
 - csökken a röntgensugarak energiájával



11. ábra – Csont, zsír és izom lineáris gyengítési együtthatója 10 és 100 keV közötti röntgensugárzásnál

Fejezet vázlat

A röntgen képképzés alapjai

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képképzés

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Felezőréteg vastagság (Half Value Layer, HVL)

- A röntgensugár HVL-je az elnyelő anyagnak az a vastagsága, aminél a sugár intenzitása a kezdeti érték felére csökken (12. ábra).
- A HVL a sugár átlagos energiájának közvetett mértéke, és fordítottan arányos a lineáris gyengülési együtthatóval (μ) :

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu}$$



- Az alacsony energiájú röntgensugarak gyorsabban csillapodnak, mint a nagyenergiájú röntgensugarak, ami a polienergetikus sugarak átlagos nyalábenergiájának növekedését okozza a sugárzásnak kitett anyag mélységében. Ezt a jelenséget sugárkeményedés-nek nevezik
- A sugárkeményedés hatására a röntgensugarak a sugárzásnak kitett anyagban exponenciálisnál valamivel lassabb gyengülés tapasztalható.
- A polienergetikus röntgensugarak HVL-je az effektív csillapítási együtthatóval jellemezhető:

$$\mu_{eff} = \frac{\ln(2)}{HVL}, \quad \ln(2) = 0,6931$$

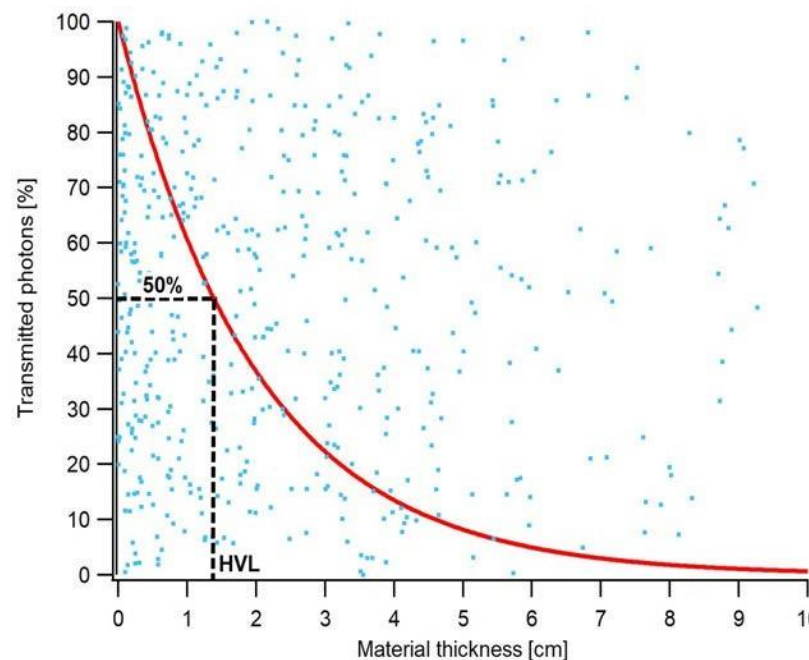


Fig. 12 – Half value layer

Fejezet vázlatja

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

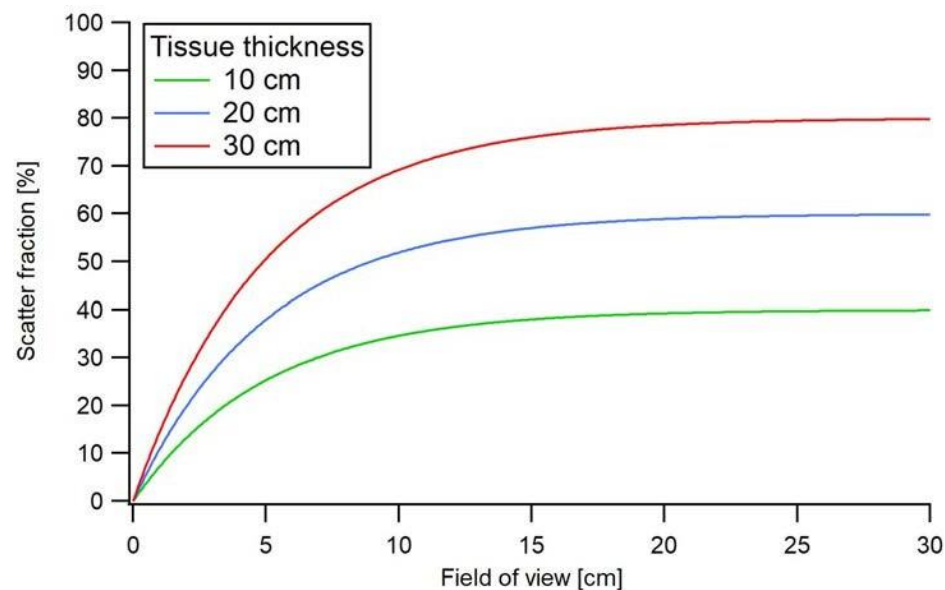
Teszteld a tudásod!

Szóródás

- A képen észlelt szóródás mértékét a kiindulási sugárhoz mért szóródás mértékével (scatter-to-primary ratio, SPR) vagy a szóródási arány (scatter fraction, SF) mennyiségekkel jellemezhetjük. Ezek a mennyiségek százalékban fejezik ki a szóródás mértékét.
- Az SF növekszik a röntgensugár által besugárzott szövet térfogatával és
 - a nyaláb méretével (látómező) együtt
 - a páciens vastagságával együtt
- Egy átlagos $30 \times 30 \text{ cm}^2$ hasi besugárzás 25 cm vastag betegnél az SF körülbelül 80% (13. ábra).



A kép kontrasztja fordítottan arányos az SF-vel, ezért szóródást minimalizáló technikát kell alkalmazni.



13. ábra – Röntgensugarak szóródási hányada különböző látómező és három betegszövetvastagság esetén



Fejezet vázlatja

[A röntgen képalkotás alapelvei](#)

[Röntgensugarak előállítás](#)

[Röntgen sugárnyaláb](#)

[Radiológiai képalkotás](#)

[Dozimetriai mennyiségek](#)

[Képminőség](#)

[Összefoglalás](#)

[Referenciák](#)

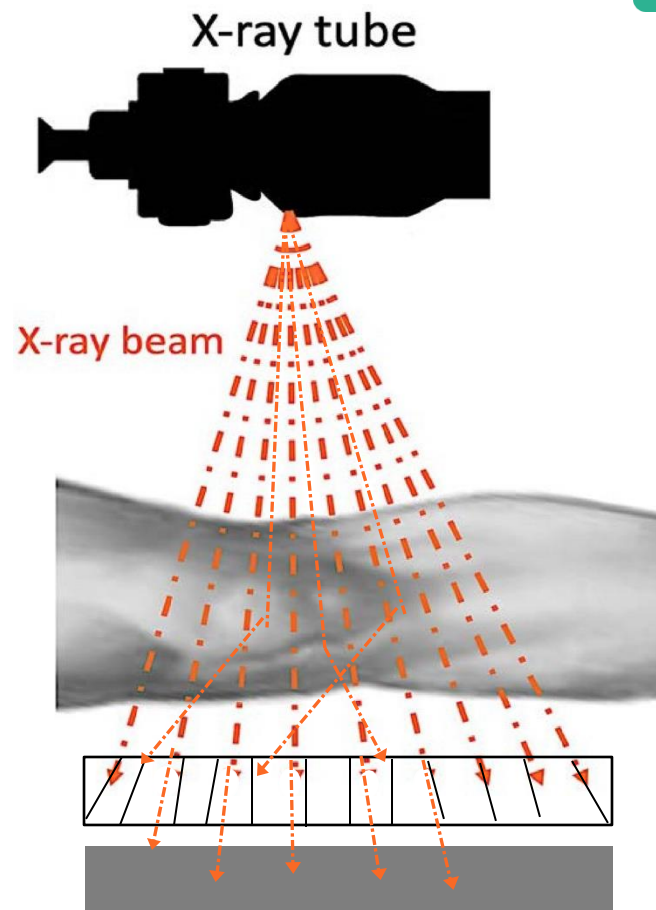
[Teszteld a tudásod!](#)

Szórt sugárzás minimalizálása

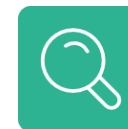
- A páciensben szóródó röntgensugarak detektálásának kiküszöbölése az elsődleges röntgensugarakhoz viszonyított ferde orientáción alapul.
- A szóródás minimalizálása fontos a kontraszt fokozása érdekében a síkfilm radiográfiában.

Szórásgátló rács (14. ábra)

- A páciens és a detektor között elhelyezett szórásgátló rács a legszélesebb körben használt technológia a szóródás csökkentésére radiográfiában, fluoroszkópiában és mammográfiában.
- A rácsokat jellemzően egy dimenzió mentén orientált ólomszalagokkal gyártják, amelyeket egy kis csillapítású térközi anyag, például szénszál vagy alumínium választ el.
- A párhuzamos rácsook ólomcsíkokkal rendelkeznek, amelyek a végtelenbe fókuszáltak.
- A fókuszált rácsokon a rács fókuszpontja felé orientált vezetőcsíkok vannak, amelyek a rács fókusz távolságában helyezkednek el.
- A tipikus fókusz távolság 100, 150 és 180 cm.



14. ábra – A szórás kiküszöbölése a detektor előtt



Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Szórt sugárzás minimalizálása

Rácsok

- A rács gyengíti a közvetlenül az ólomcsíkokra eső elsődleges röntgensugárzás egy részét.
- Az elsődleges röntgensugárzás rácson keresztül történő átjutása az elsődleges átvitel (T_p), a szórt sugárzásé a másodlagos átvitel (T_s).
- A rács lehetővé teszi a szórt röntgensugárzás egy részének áthaladását: a kicsi szórási szöggel rendelkező, vagy a vezetőcsíkokkal párhuzamos irányban szóródó sugárzást.
- A rácson az elsődleges és a szórt sugárzás átjutása határozza meg a rács hatékonyságát, amelyet a rács szelektivitása számszerűsít: Σ .

- A rácsokat a következő paraméterekkel jellemezzük (15. ábra):

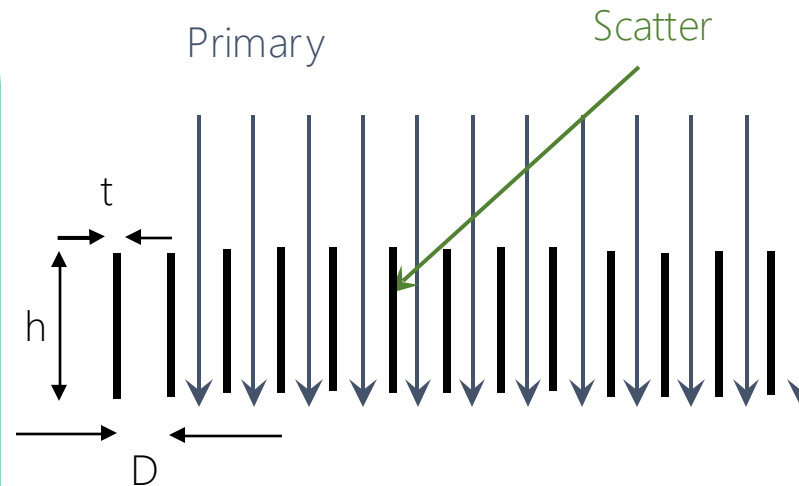


- Rácshányados r : az ólomszalag magasságának és a térközi távolságnak az aránya
- Rácsfrekvencia f : a rácsvonalak száma cm-enként
- Rács fókusztávolsága: A fókuszpont távolsága

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s}$$

$$r = \frac{h}{D}$$

$$f = \frac{1}{t + D}$$



15. ábra – Rács jellemzői

Fejezet vázlata

[A röntgen képalkotás alapelvei](#)

[Röntgensugarak előállítás](#)

[Röntgen sugárnyaláb](#)

[Radiológiai képalkotás](#)

[Dozimetriai mennyiségek](#)

[Képminőség](#)

[Összefoglalás](#)

[Referenciák](#)

[Teszteld a tudásod!](#)



Szórt sugárzás minimalizálása

Rácsok

- A rács teljes átvitele (T_t) függ a T_p , T_s értékétől és a szóródási aránytól (SF).
- A rács tényező vagy a bucky-tényező T_t inverze és kifejezi, hogy a páciens dózisének növekedése mekkora rács használatkor ahhoz képest, hogy ha nem használnak rácsot az azonos detektordózishoz.
- A nagyobb rácshányadosú rácsnak alacsonyabb a T_s értéke az alacsonyabb átviteli szögnek köszönhetően, alacsonyabb T_p -je és magas a kontrasztjavító tényezője (16. ábra)
- A fókusztávolság a rács pozicionálási távolságának a fókuszponttól való rugalmasságát jelzi, és a rácshányados és a frekvencia függvénye.

- A rács műtermékei rossz rácspozicionálásból származnak :
 - a rács megdöntése a beeső röntgensugár felé
 - rossz centrálás a sugár középponti tengelyéhez
 - fókusztávolság használata a meghatározott fókusztartományon kívül



16. ábra – Kontrasztjavulás a rácsnak köszönhetően

Fejezet vázlatja

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

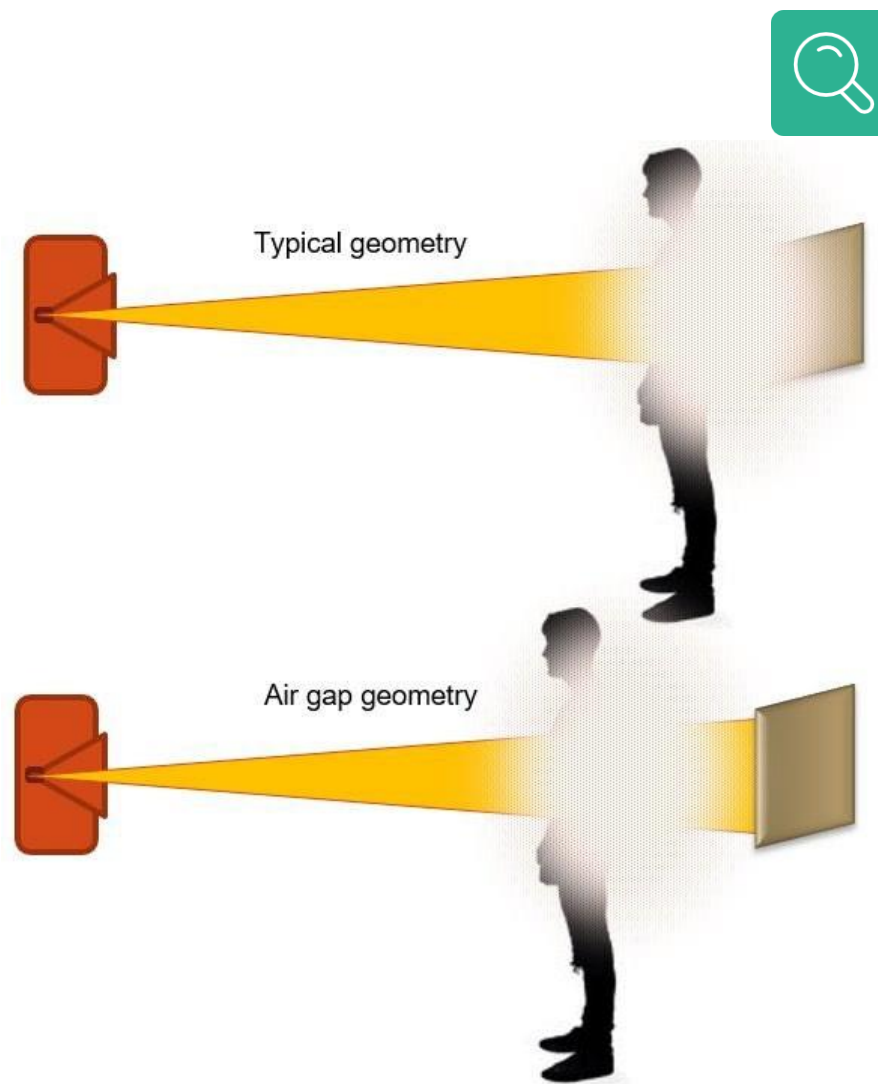
Referenciák

Teszteld a tudásod!

Szórt sugárzás minimalizálása

Légrés (17. Ábra)

- A páciens és a detektor közötti légrés távolsága lehetővé teszi, hogy a röntgensugarak kiszóródjanak a kép látómezőjéből
- A szórt röntgensugárzás intenzitása a légrés távolságával csökken.
- Gyakorlati tényezők korlátozzák a légrés használatát :
 - anatómia nagyítás
 - megnövekedett geometriai elmosódás a fókuszfolt nagyobb mérete miatt
 - szükség esetén növelni kell a fókuszt és a detektor közötti távolságot, csökkenteni kell a nagyítást, ezzel nő az expozíciós idő és mozgási elmosódás
- A légrés előnyei a rácshoz képest:
 - elsődleges átvitel 100%-os
 - a beteg dózisének alacsonyabb növekedése
 - nagyobb hatásfok (szelektivitás) a medián szóródási arányra



17. ábra – A légrés elve

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Projekció

- A hagyományos röntgen képalkotás a primer röntgensugár a különböző anatómiai szöveteken keresztüli eltérő transzmissziójából adódik.
- Két különböző folyamat járul hozzá a nyáláb gyengüléséhez: az abszorpció és a szóródás.
- Az anatómiai részek transzmisszióját ezek határozzák meg:
 - vastagság
 - lineáris gyengítési együttható
- A röntgensugárzás T transzmissziója exponenciálisan csökken a μ lineáris gyengítési együtthatóval és a besugárzott szövet x vastagságával:

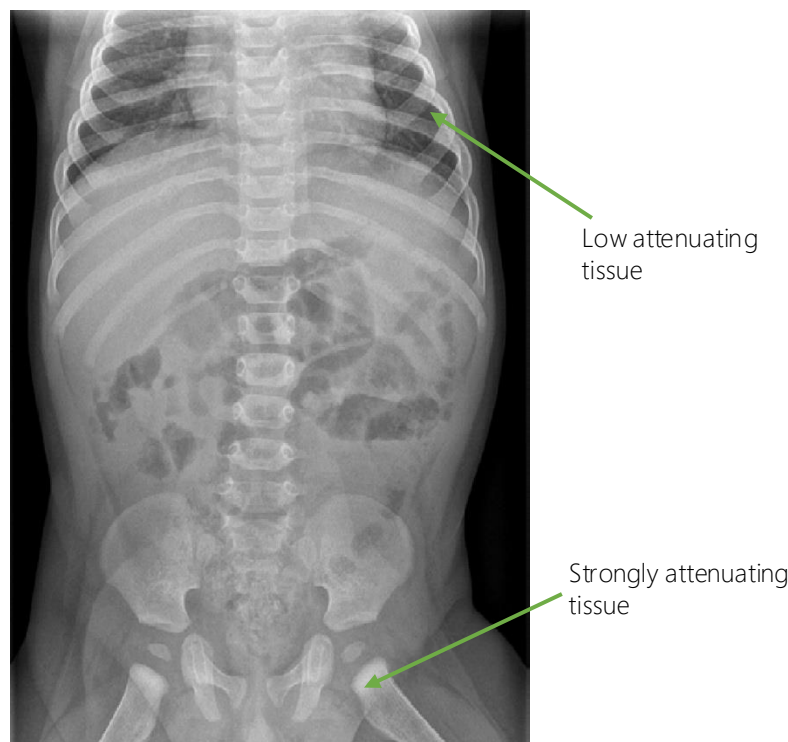
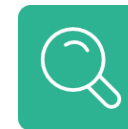
$$T = e^{-\mu x}$$

- A detektorral kölcsönhatásba lépő kilépő sugárzás változásai alakítják ki a látens képet.

- A detektált radiográfiai képen (18. ábra):



- Az erősen gyengítő szövet fényes
- Az alacsony gyengítő szövet sötét



18. ábra – A hagyományos röntgenfelvétel a röntgensugárzás differenciális átvitelének vetülete a szövetekben

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Projekció

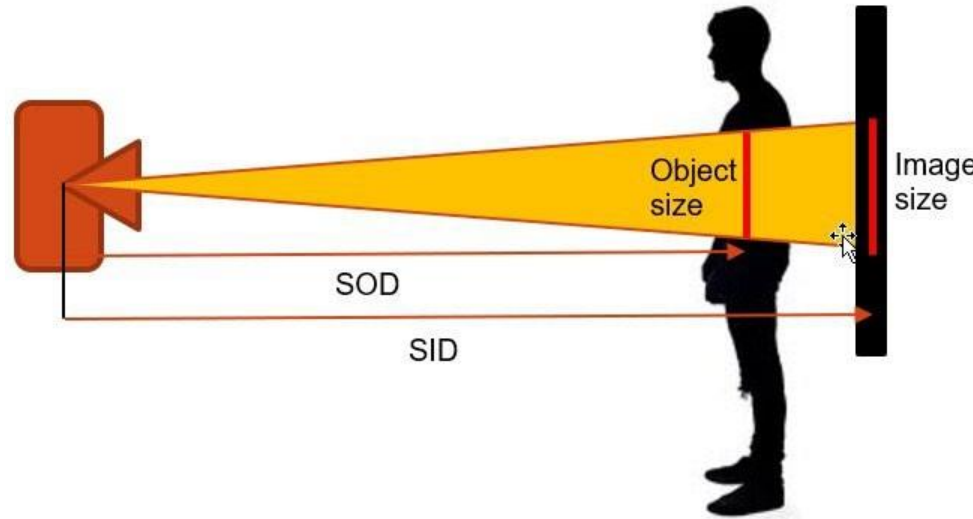


Nagyítás:

- A fókuszfolt divergens sugarat hoz létre, amelyben a röntgensugárzás egyenes vonalban halad.
- A beteg és a detektor közötti távolság hatására, a divergens projekció eredményeként a vizsgált anatómiai terület nagyított képét kapjuk.
- Az M nagyítást a következőképpen határozzuk meg (19. ábra):

$$M = \frac{\text{Képméret}}{\text{Tárgyméret}} = \frac{SID}{SOD}$$

- Kisebb nagyítást a következő esetekben kapunk:
 - Nagy távolság a forrás és a detektor között
 - Rövid távolság az tárgy a detektor között



19. ábra – Nagyítási tényező a hagyományos radiográfiában.
SOD = Source Object Distance SID = Source Image Distance



A tárgy vetületének mérete erősen függ a tárgy detektorsíkhöz viszonyított helyzetétől is!

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Projekció

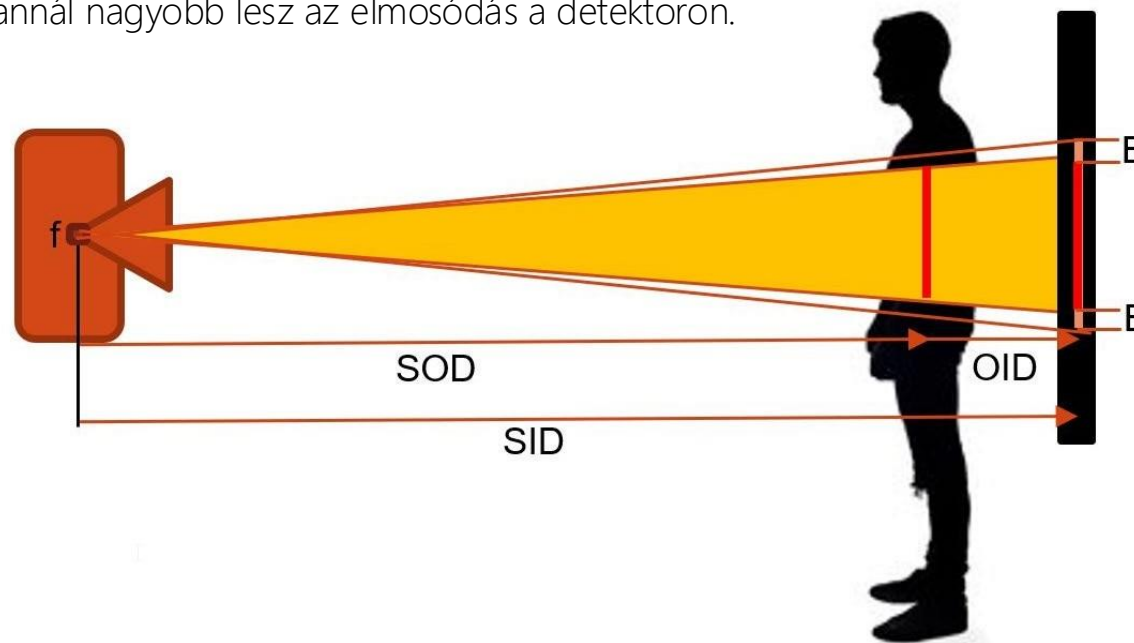
Geometriai elmosódás:

- A fókuszfolt véges mérete az oka annak, hogy a röntgensugarak egy területről származnak, és nem csak egyetlen pontból. Mivel a röntgensugarak a fókuszfolt teljes területéről érkeznek, az objektumok szélén félárnyék (penumbra) jelenik meg. Minél nagyobb a fókuszfolt, annál nagyobb lesz az elmosódás a detektoron.

- A geometriai elmosódás a fókuszfolt méretétől és a rendszer geometriájától függ (20. ábra):

$$B = f \frac{OID}{SOD}, \quad OID = SID - SOD$$

- Alacsony geometriai elmosódás fordul elő:
 - Kisméretű fókuszfolt
 - Nagy távolság a forrás és az detektor között
 - Kis távolság az tárgy és a detektor között



20. ábra – Geometriai elmosódás (B) (penumbra).
SOD = Source Object Distance
SID = Source Image Distance

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

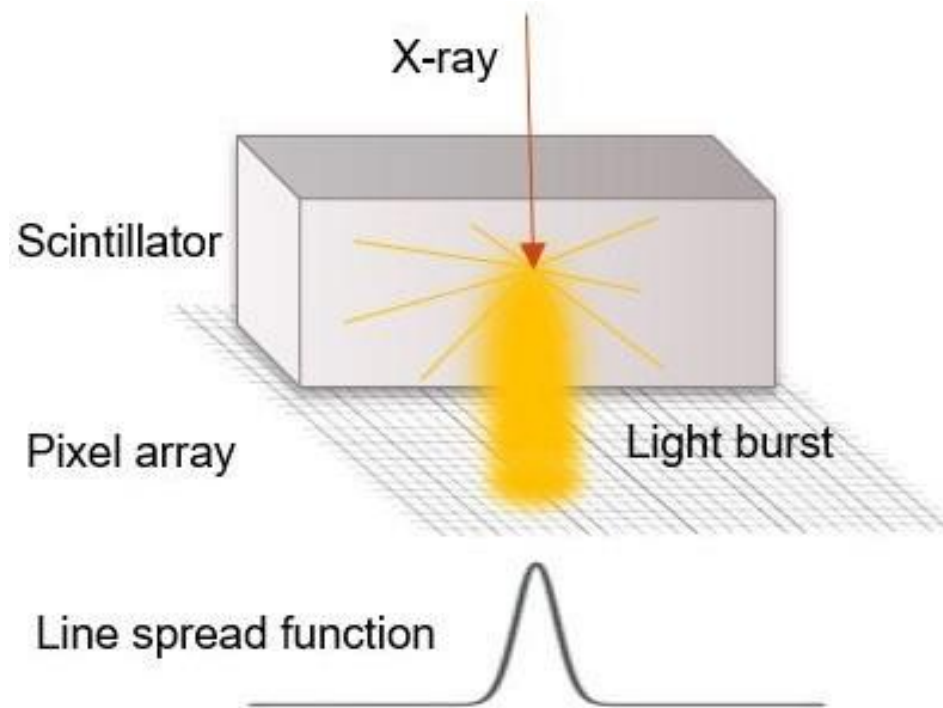
Teszteld a tudásod!

Röntgen detektorok

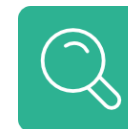
- A lapos panel detektorok (flat plane detector - FPD) a röntgenfotonokat elektromos (digitális) jellé alakítják
- Két technológiát alkalmaznak: közvetett és közvetlen detektorokat

Közvetett FPD

- A szcintillátor a röntgensugarakat fénné alakítja
- A szcintillátor amorf szilíciumból (a-Si) készült fotodióda mátrixhoz van csatlakoztatva.
- A fotodiódák elektromos jelét vékonyréteg-transzisztorok (thin-film transistor, TFT) pixelenként átalakítják a jelfeldolgozáshoz
- A szcintillátorban lévő fény szétszóródik, ami a térbeli felbontás romlását okozza (21. ábra).
- Oszlop alakú cézium-jodid (CsI) szcintillátorokat használnak a fényfolt kiszélesedésének csökkentésére, így lehetővé téve ultranagy felbontású képek készítését.



21. ábra – A fény terjedése a szcintillátorban



Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

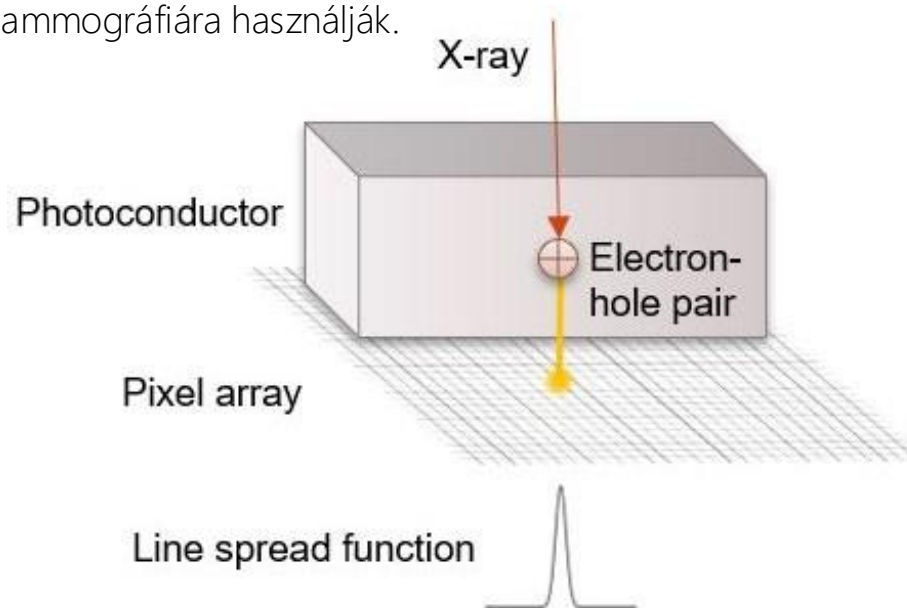
Teszteld a tudásod!

Digitális röntgen detektorok

Direkt FPD

- Az amorf szelén (a-Se) félvezető tulajdonságainak köszönhetően a röntgensugárzást közvetlenül elektronokká alakítja
- Az elektromos töltéseket a TFT-hez csatlakoztatott kondenzátormátrixon pixelenként detektálják jelfeldolgozása céljából
- A közvetlen átalakítás nagy térbeli felbontást ad (22. ábra).
- Az a-Se ($Z=34$) detektálási hatékonysága alacsony nagy energiánál.
- Emiatt a közvetlen konverziós detektorokat főleg mammográfiára használják.

Az új röntgendetektorok, a szilárdtest-C-MOS képalkotó berendezések vagy a GEM-ek (gáزدetektorok) megnyitották az utat a fotonyszámláló képalkotás előtt, amelyben minden foton külön-külön detektálnak, és energiáját nagy hatékonysággal, képzaj nélkül becsülik meg.



22. ábra – Közvetlen konverziós detektorok nagy térbeli felbontása



Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

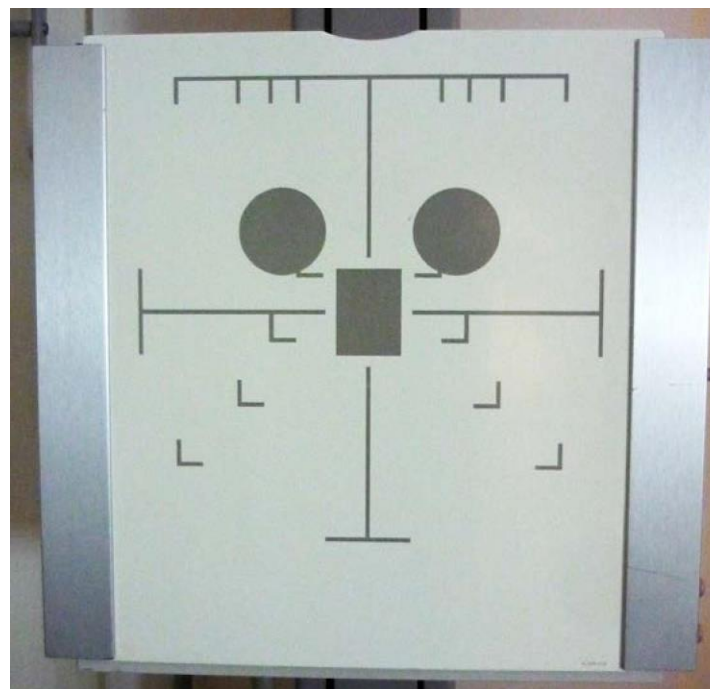
Referenciák

Teszteld a tudásod!

Automatikus expozíciókontrol (AEC)



- Az automatikus expozíciókontrol (automatic exposure control , AEC) az expozíció hosszának beállításával szabályozza a detektort érő sugárdózist.
 - Amikor a detektor eléri a céldózist, az AEC leállítja az expozíciót.
 - A legtöbb AEC rendszer három vagy öt sugárázsmérő érzékelőből áll, két oldalsó és egy központi érzékelőből, amint az a 23. ábrán látható.
-
- A radiográfus kiválasztja a három AEC érzékelő konfigurációját, meghatározva, hogy a három közül melyik méri külön-külön vagy kombinálva a detektor dózist.
 - Az AEC eszközök detektor céldózisa a vezérlőpult -2, -1, 0, +1, +2, ... gombjaival állítható be.
 - A vizsgált anatómiai területnek le kell fednie a kiválasztott detektorokat a túl- vagy alulexponálás elkerülése érdekében.



23. ábra – Az automatikus expozíciókontrol rendszer három cellája.
Forrás: [Automatic exposure control - Wikipedia](#)

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Expozíciós érték (Exposure Index, EI)



- Az expozíciós érték visszajelzést ad a felhasználónak a radiográfiai detektordózisáról.
- Az expozíciós indexet magának a képnek a jeleiből számítják ki, és leírja a detektor dózisát.



Az EI nem egyenértékű a beteg belépési expozíciójával!

- Egyes rendszerek esetében az expozíciós érték a dózismennyiségek függvényében eltérően skálázható.
- A expozíciós érték definícióját 2008-ban szabványosították*:
- $EI = 100 \times \text{detektor dózis } \mu\text{Gy-ben}$
- A páciens testalkatának és expozíciójának különböző kombinációi ugyanazt az észlelt jelet és EI-t eredményezhetnek.
- Az EI változása a változó leképezés miatt fordulhat elő, még akkor is, ha ugyanazt az expozíciós beállítást használjuk, és a páciens belépési expozíciója azonos volt.

*Orvosi elektromos berendezések – digitális röntgen képalkotó rendszerek expozíciós indexe – 1. rész: Az általános radiográfia definíciói és követelményei. Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság (IEC), IEC 62494-1:2008-08 nemzetközi szabvány, Genf, Svájc (2008)

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Levegő KERMA

- A röntgensugarak energiája kölcsönhatásba lép anyagban, leadja energiája egy részét az elektronoknak, ezzel ionizációt eredményez.
- A röntgensugárzás elektronoknak átadott energiája mozgási energiává alakul.
- Ezek a gerjesztett elektronok kölcsönhatásba lépnek az anyag más elektronjaival, és energiájuk nagy részét nagyon kis térfogatban adják le.
- A levegő KERMA (anyagban felszabaduló kinetikus energia) a nem töltött részecskékből a töltött részecskévé átalakuláshoz átadott energia, osztva a mérési térfogatban lévő levegő tömegével.
- A levegő KERMA mértékegysége J/kg, az úgynevezett Gray (Gy). Egy röntgen sugár levegő Kermája (K_a) (24.ábra) függ az áram-idő szorzattól (Q), a feszültség négyzetétől (U^2), a forrástól mért távolság négyzetgyökétől (d^{-2}) és a röntgensőre jellemző C konstanstól:

$$K_a = C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{d^2}$$

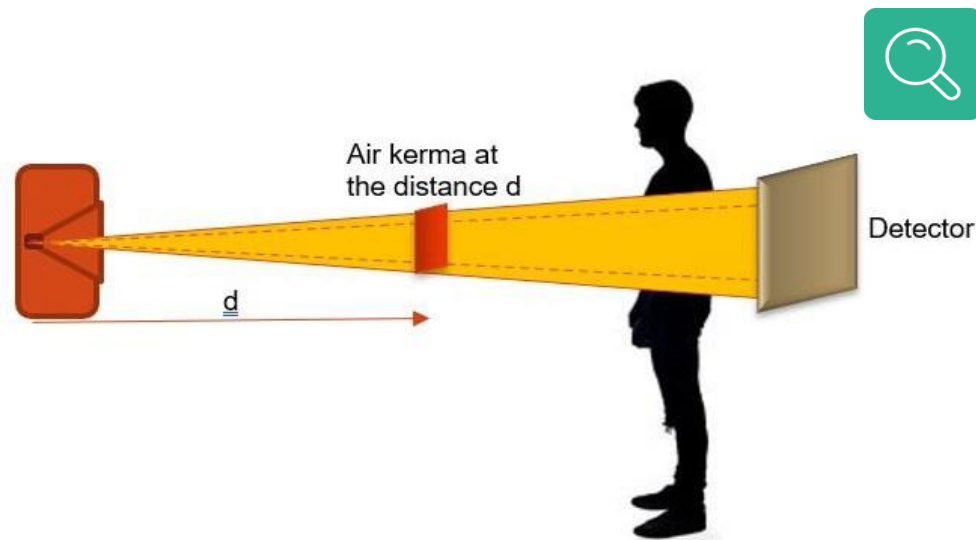


Fig. 24 – Air kerma



A levegő KERMA a levegő egy pontján van meghatározva, és nem veszi figyelembe a szórás vagy a nyalábméretet. A levegőkerma fő használata az intervenció radiológia csúcsdózisának becslése (lásd a következő diát). Kevésbé érdekes a hagyományos radiológiában, ahol a bőrdózisok a determinisztikus hatások küszöbértéke alatt vannak.

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

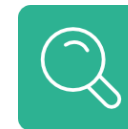
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

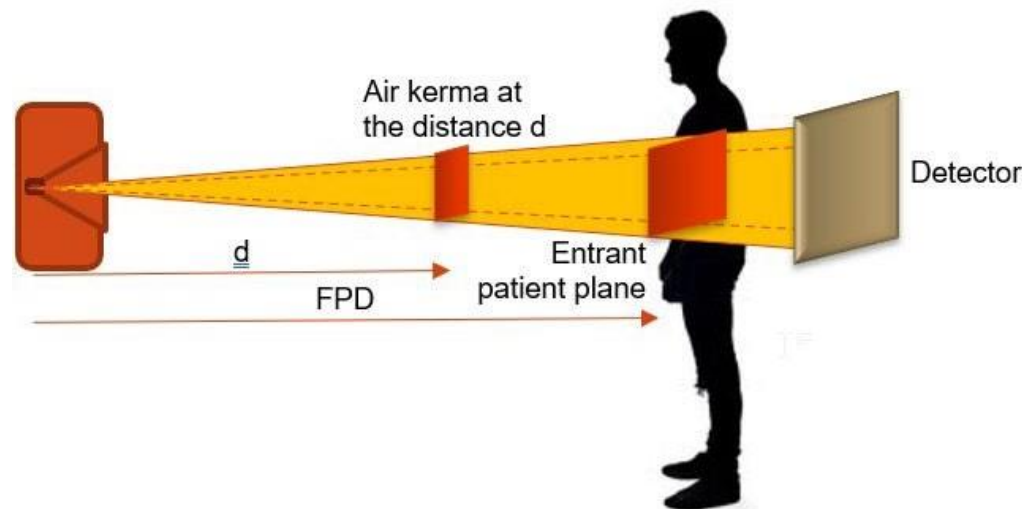
Teszteld a tudásod!



Belépő bőrdózis (Entrance Skin Dose, ESD)

- A belépő bőrdózis (ESD) egy vékony bőrréteg dózisa, amikor a röntgensugárzás eléri a páciens felszínét (25. ábra).
- A visszaszórt sugárzás a röntgensóból származó elsődleges sugárzáson kívül hozzájárulnak az ESD-hez.
- Az ESD ezért 15-30%-kal nagyobb lesz, mint a levegő KERMA a páciens felületén.
- Az ESD különösen fontos az elhúzódo vagy nagy dózisteljesítményű radiológiai vizsgálatoknál, mint például a fluoroszkópiás intervenciós eljárásoknál, mivel bőrsérülést eredményezhet.
- A visszaszórt sugárzás ESD-hez való hozzájárulását a visszaszórás tényező (BSF-backscatter factor) modellezi:

$$ESD = BSF \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{FPD^2}$$



25. ábra – Belépő bőrdózis



A BSF és az ESD a sugárnyaláb méretétől és a páciens vastagságától függ.

Az ESD-t az egyszerű radiográfiában használják a diagnosztikai referenciaszintek (DRL-ek) megállapítására. A DRL-ek viszonyítási szinteket jelentenek a röntgensugarakkal végzett orvosi képalkotásban a sugárvédelem optimalizálásához. A Nemzetközi Atomenergiái Ügynökség rendszeresen frissíti és közzéteszi az ESD ajánlásait.

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

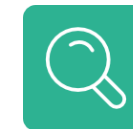
Képminőség

Összefoglalás

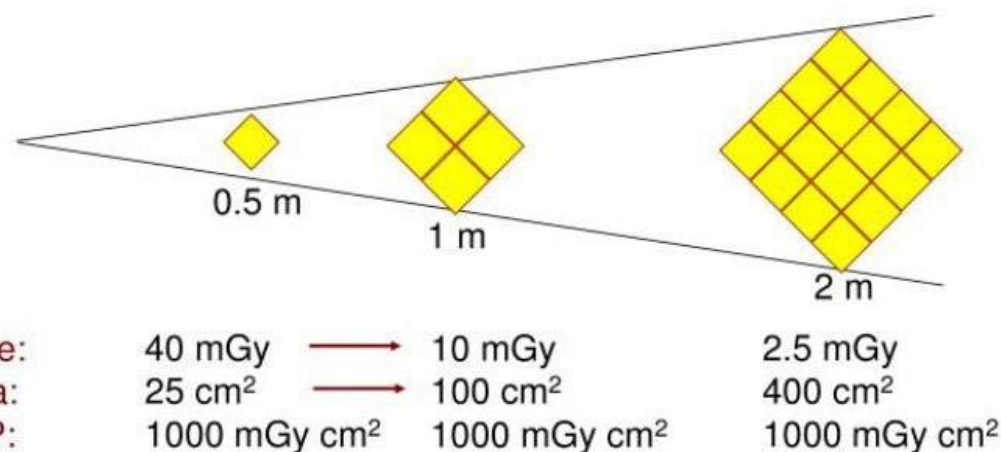
Referenciák

Teszteld a tudásod!

Dózis-terület szorzat (Dose Area Product, DAP)



- A dózis-terület szorzat (DAP), $\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$ -ben kifejezve, a levegő KERMA (K_a) és a sugárzásnak kitett terület (A) szorzata egy egyenletesen exponált területen.
- A DAP jó becslést ad a radiológiai eljárás során a páciensnek leadott teljes sugárdózisáról.
- A DAP független a fókusz távolságától, ami megkönnyíti a mért DAP értékek összehasonlítását páciensdózis felmérések során (26. ábra).
- A DAP a leggyakrabban használt kvantifikációs paraméter a betegeknek adott sugárdózis monitorozására.
- A radiográfiás és fluoroszkópos rendszerek DAP-mérőkkel vannak felszerelve, amelyek minden radiológiai eljárásnál mérik a DAP értékét a csőkimenetnél.



26. ábra – A DAP invarianciája a fókusz távolságától



A cső kimenetén lévő DAP-mérők nem veszik figyelembe a szórt sugárzás hozzájárulását a páciensdózishoz.

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

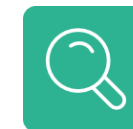
Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Diagnosztikus referenciaszintek (Diagnostic Reference Levels, DRL)



- A radiológiai vizsgálat (pl. mellkasröntgen) dózisreferencia szintje (DRL) a betegpopulációban mért dóziseloszlás harmadik negyede (27. ábra).
- A röntgenvizsgálat dózisa a páciens testtömeg-indexétől (BMI), a detektor típusától, a röntgenrendszer típusától és beállításaitól függően változhat.
- Nemzeti DRL-eket hoztak létre a standard radiológia, a CT, valamint a képvezérelt és intervenciós eljárások számára.

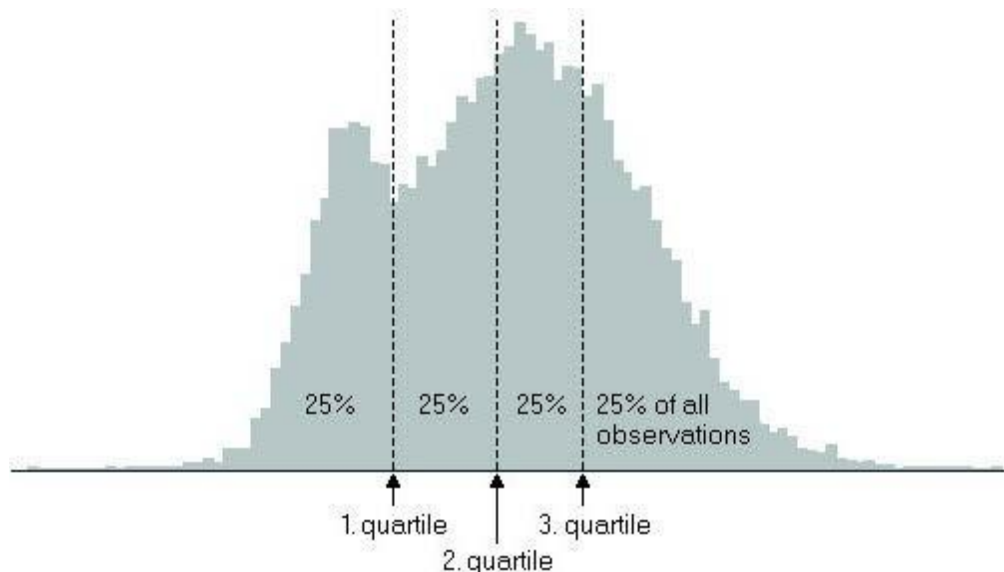


A DRL-ek jelzik a várható sugárdózist egy átlagos testalkatú betegnél, aki egy adott röntgen alapú képalkotó eljárásán esik át.

A DRL-ek az orvosi képalkotó eljárások ionizáló sugárzással történő optimalizálásának eszközei.



DRL-ek nem dózis limitek



27. ábra – A DRL a dóziseloszlás harmadik negyede a betegek mintájában kapott radiológiai vizsgálatához.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Kontraszt

- A radiológiai kép kontrasztja számszerűsíti a jelszint eltéréseit a különböző sűrűségű szövetek között (28. ábra).
- Egy struktúra radiográfiás kontrasztja két tényezőtől függ:
 - A szövetek különböző sugárgyengítése
 - A szövetek eltérő vastagsága
- A radiográfiái kontraszt csökken:
 - A röntgensugár átlagos energiájának növelésével (csőfeszültség, kiegészítő szűrés)
 - A detektoron a szórt röntgensugár arányának növekedésével
- A digitális röntgen kontrasztja megváltoztatható képfeldolgozással, amely megváltoztatja a kép hisztogramját.



A kijelző kontrasztja a kijelzőablak beállításával módosítható



28. ábra – Mellkas röntgen. Azonos személyről nagy (főnti) és alacsony kontraszttal



Fejezet vázlatja

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Jel-zaj viszony (SNR)

- A kép jel-zaj viszonya (SNR) a jel és a zaj aránya.
- A jel az az átlagos pixelérték, amely a detektor által jellé alakított röntgenfotonok számát fejezi ki.
- A zaj a pixelértékek véletlenszerű változásainak szintje az átlagos pixelérték körül, egy homogén területen lévő pixelértékek szórásával számszerűsítve.
- Az SNR a látszólagos képzajt tükrözi (29. ábra).
- A röntgensugár SNR-je növekszik, ha nő
 - A detektor dózisa
 - A pixel mérete
 - A detektor érzékelési hatékonysága
- Az SNR növelhető képfeldolgozással, amely csökkenti a kép frekvenciasáv szélességét.
- A röntgenkép SNR esetén kompromisszumra kell törekedni:
 - Páciensdózis (mAs és anatómiai vastagság)
 - Térbeli felbontás (pixelméret és képfeldolgozás)



29. ábra – Mellkas röntgen. Ugyanaz a kép. Fent: magas SNR. Lent: gyenge SNR



Fejezet vázlatja

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

Térbeli felbontás

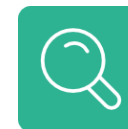
- A kép térbeli felbontása számszerűsíti a képen lévő jel élességét (30. ábra).
- A röntgensugár térbeli felbontása csökken, ha növekszik:
 - A pixel mérete
 - A nagyítás
 - A fókuszfolt mérete
 - A besugárzási idő (mozgásos elmosódás)
- A térbeli felbontás növelhető képfeldolgozással, amely növeli a kép frekvenciasáv szélességét.
- A röntgensugár térbeli felbontásánál figyelembe kell venni:
 - SNR (pixelméret és képfeldolgozás)



A nagyobb forrás-detektor távolság csökkenti a geometriai elmosódást, de növeli az expozíciós időt és a mozgási elmosódást.



30. ábra – Mellkas röntgen. Felső: nagy felbontás, alsó: alacsony felbontás.



Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Összefoglalás



- A röntgensugarak egy röntgencsőben előállított nagyfrekvenciás elektromágneses hullámok.
- A hagyományos röntgensugaras képalkotó módszerek az áthatoló röntgensugarakat gyengítő szöveti tulajdonságokon alapulnak.
- A feszültség és az áram-idő szorzata nagyjából meghatározza a röntgensugárzás energiáját és mennyiségét.
- A röntgensugarak kölcsönhatása az anyaggal 3 fő formában történik: átvitel, abszorpció és szóródás.
- A páciensben szétszórt röntgensugarak kiszűrése a szóródásgátló rács vagy a páciens és a detektor közötti légrés segítségével történik.
- A képalkotás során nagyítás és elmosódás jelenik meg, mivel a röntgensugár divergens és szétterül egy véges méretű fókuszfoltból.
- A radiológiai digitális detektorok a röntgensugárzást elektromos jelekké alakítják.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Összefoglalás

- Az automatikus expozíciókontrol (AEC) az expozíció hosszának szabályozásával szabályozza a detektorra eső sugárdózist.
- Az expozíciós érték visszajelzést ad a felhasználónak a radiográfia detektordózisáról.



- A levegő KERMA a levegő egy pontjának dózisa a röntgensugárban, és nem veszi figyelembe a szórást vagy a sugárméretet.
- A belépő bőrdózis a páciens belépési testfelszínén lévő vékony bőrréteg dózisa.
- A dózisterület szorzata a levegő KERMA és a kitett terület szorzata, és becslést ad, hogy mekkora sugárdózist kapott a páciens a radiológiai vizsgálat során.
- Három paraméter határozza meg a képminőséget: kontraszt, jel-zaj viszony és térbeli felbontás.



Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Referenciák



1. Joite-Barfuß S.; Dierker, J.; Aichinger, H.; Säbel, M. Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology. 2012, 2nd edition.
2. Bushberg, J; Seibert J.A.; Leidholdt E.M.; Boone J.M. The Essential Physics of Medical Imaging. 2012, 3rd edition.
3. Dance D.R.; Christofides S.; Maidment A.D.A.; McLean I.D.; Ng K.H. Diagnostic Radiology Physics : A Handbook for Teachers and Students. 2014.
4. Singh H.; Sasane A.; Lodha R.; Textbook of Radiology Physics. 2017.
5. Vosper M.; England A.; Major V. Principles and Applications of Radiological Physics. 2019, 7th edition.

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Tesztel a tudásod!



1 – Mi az effektív fókuszfolt?

- Az anód elektronok által eltalált területe
- A fókuszfolt méretének vetülete a képsíkra
- Az anódon lévő elektronnyaláb mérete
- A katódban kiválasztott izzószál mérete

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

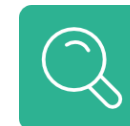
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



1 – Mi az effektív fókuszfolt?

- Az anód elektronok által eltalált területe
- ✓ A fókuszfolt méretének vetülete a képsíkra
- Az anódon lévő elektronnyaláb mérete
- A katódban kiválasztott izzószál mérete

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

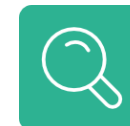
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



2 – Mi a szerepe a röntgenső kiegészítő szűrésének?

- Gyenge energiájú röntgen sugárzás szűrése
- Javítja a kontrasztot
- Térben homogén röntgensugarat alakít ki
- Megállítja a szórt röntgensugárzást a röntgenső ablakában.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

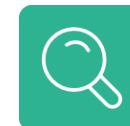
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



2 – Mi a szerepe a röntgenső kiegészítő szűrésének?

- ✓ Gyenge energiájú röntgen sugárzás szűrése
- Javítsa a kontrasztot
- Térben homogén röntgensugarat alakít ki
- Megállítja a szórt röntgensugárzást a röntgenső ablakában.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

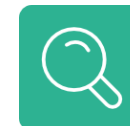
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



3 – Mik a karakterisztikus röntgensugarak?

- Röntgensugarak, amelyek energiáját a kiegészítő alumíniumszűrő jellemzi
- Röntgensugarak, amelyek energiáját az anód anyaga jellemzi
- Röntgensugarak, amelyek energiáját az anód anyagával történő többszörös kölcsönhatása növeli
- Röntgensugarak, amelyek energiáját a kiegészítő alumíniumszűrő növeli

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

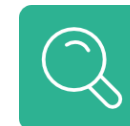
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



3 – Mik a karakterisztikus röntgensugarak?

- Röntgensugarak, amelyek energiáját a kiegészítő alumíniumszűrő jellemzi
- ✓ Röntgensugarak, amelyek energiáját az anód anyaga jellemzi
- Röntgensugarak, amelyek energiáját az anód anyagával történő többszörös kölcsönhatása növeli
- Röntgensugarak, amelyek energiáját a kiegészítő alumíniumszűrő növeli

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

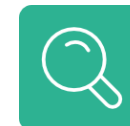
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



4 – Melyik igaz a fotoelektromos hatás valószínűségére?

- Az anyag elektronsűrűségével növekszik.
- Az anyag sűrűségével nő.
- A csőfeszültséggel nő.
- A röntgensugárzás energiájával növekszik.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

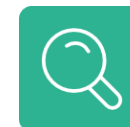
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



4 – Melyik igaz a fotoelektromos hatás valószínűségére?

- ✓ Az anyag elektronsűrűségével növekszik.
- Az anyag sűrűségével nő.
- A csőfeszültséggel nő.
- A röntgensugárzás energiájával növekszik.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

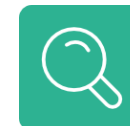
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



5 – Mit lehetne tenni a röntgensugár geometriai elmosódásának csökkentése érdekében?

- Válasszon magasabb AEC beállítást.
- Csökkentse az expozíciós időt.
- Növelje a cső és a detektor közötti távolságot.
- Használjon szóródásgátló rácsot.



Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Tesztel a tudásod!



5 – Mit lehetne tenni a röntgensugár geometriai elmosódásának csökkentése érdekében?

- Válasszon magasabb AEC beállítást.
- Csökkentse az expozíciós időt.
- ✓ Növelje a cső és a detektor közötti távolságot.
- Használjon szóródásgátló rácsot.



Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Tesztel a tudásod!



6 – A DAP 1000 mGy.cm^2 1 m-re röntgen csőtől. Mi lesz 2 m-nél ?

- 250 mGy.cm^2
- 500 mGy.cm^2
- 1000 mGy.cm^2
- 4000 mGy.cm^2

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

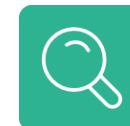
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



6 – A DAP 1000 mGy.cm^2 1 m-re röntgen csőtől. Mi lesz 2 m-nél ?

- 250 mGy.cm^2
- 500 mGy.cm^2
- ✓ 1000 mGy.cm^2
- 4000 mGy.cm^2

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

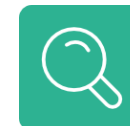
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



7 – Hogyan szabályozza az AEC a dózist?

- Az elektronok energiájának fókuszálásával a röntgensőben
- A röntgensugárzás intenzitásának módosításával a besugárzási idő alatt
- Az expozíció hosszának szabályozásával
- A csőáram célértékének beállításával (mA)

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



7 – Hogyan szabályozza az AEC a dózist?

- Az elektronok energiájának fókuszálásával a röntgensőben
- A röntgensugárzás intenzitásának módosításával a besugárzási idő alatt
- ✓ Az expozíció hosszának szabályozásával
- A csőáram célértékének beállításával (mA)

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képmínőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



8 – Hogyan növelhetjük a röntgen SNR-jét?

- A kis fókuszt helyett a nagy fókuszt kiválasztásával
- A csőfeszültség csökkentésével
- Az AEC beállításának +1-re növelésével
- A pixelméret csökkentésével

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



8 – Hogyan növelhetjük a röntgen SNR-jét?

- A kis fókuszt helyett a nagy fókuszt kiválasztásával
- A csőfeszültség csökkentésével
- ✓ Az AEC beállításának +1-re növelésével
- A pixelméret csökkentésével

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítás

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



9 – Miért nagyobb az ESD, mint a levegő KERMA a páciens felszínén?

- Mivel az ESD visszaszórási dózist tartalmaz
- Mivel az ESD nem ugyanabban az egységben van kifejezve
- Mivel az ESD mérése nem azonos távolságban történik a röntgenforrástól
- Mivel az ESD figyelembe veszi a bőr sugárérzékenységét

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

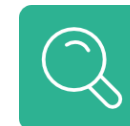
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



9 – Miért nagyobb az ESD, mint a levegő kerma a páciens felszínén?

- ✓ Mivel az ESD visszaszórési dózist tartalmaz
- Mivel az ESD nem ugyanabban az egységben van kifejezve
- Mivel az ESD mérése nem azonos távolságban történik a röntgenforrástól
- Mivel az ESD figyelembe veszi a bőr sugárérzékenységét

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

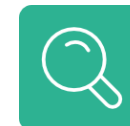
Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



10 – Mekkora az EI = 250 detektordózis?

- 2.5 μ Gy
- 25 μ Gy
- 250 μ Gy
- 250 mGy

Fejezet vázlat

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Tesztel a tudásod!



10 – Mekkora az EI = 250 detektordózis?

- ✓ 2.5 μ Gy
- 25 μ Gy
- 250 μ Gy
- 250 mGy

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!





Minden felhasznált anyag (beleértve a szellemi tulajdont és az illusztrációs elemeket) vagy a szerzőktől származik, vagy a szerzők jogosultak voltak az anyag felhasználására az alkalmazandó jogszabályok szerint, vagy átruházható licencet kaptak a szerzői jog tulajdonosától.

Fejezet vázlata

A röntgen képalkotás alapelvei

Röntgensugarak előállítása

Röntgen sugárnyaláb

Radiológiai képalkotás

Dozimetriai mennyiségek

Képminőség

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!