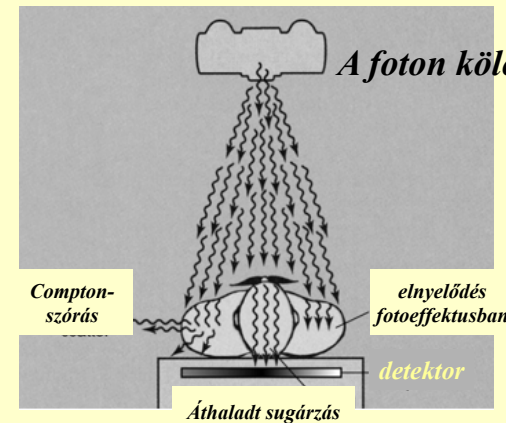


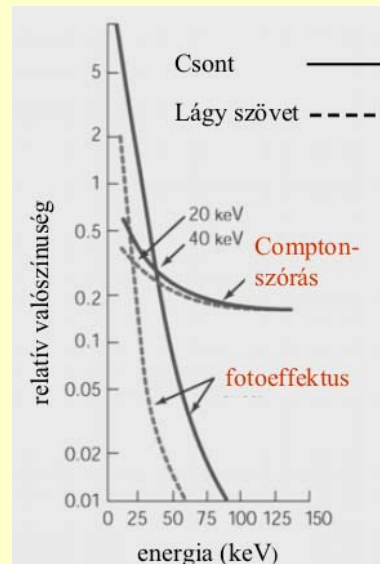
A röntgendiagnosztika alapjai

A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



A foton kölcsönhatásának lehetőségei:

Compton-szórás
fotoeffektus
nincs kölcsönhatás



A fotonenergia növelésével
csökken az elnyelődés.

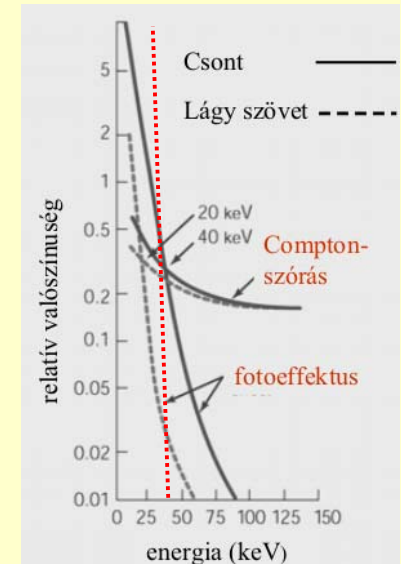
A csökkenés markánsabb a
fotoeffektusra nézve.

Kis fotonenergiáknál τ_m dominál.

τ_m markánsan változik az
abszorbens rendszámával.

$$\tau_m \approx \lambda^3 Z^3$$

A sugárzás spektrumának változása
drasztikusan módosíthatja az
elnyelődési folyamatokat.



Effektív rendszám

$$Z_{eff} = \sqrt[3]{\sum_{i=1}^n w_i Z_i^3}$$

$$\tau_m = C \lambda^3 Z_{eff}^3$$

anyag	Z_{eff}
levegő	7,3
víz	7,7
lágyszövet	7,4
csont	13,8



A gyengülési állandók eltolódása

	Valtozása a fotonenergiával	Változása a rendszámmal	Energiatartománya a szövetekben
τ_m	$\sim 1/E^3$	$\sim Z^3$	10 – 100 keV
σ_m	Enyhén csökken E-vel	Független a rendszámtól	0.5 – 5 MeV
κ_m	Enyhén emelkedik E-vel	$\sim Z^2$	5 MeV fölött

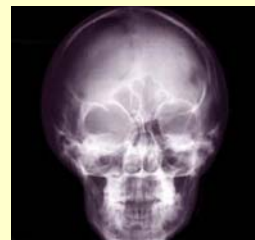
Röntgenkép keletkezése

Az áthatoló intenzitás különbözőségeinek megjelenítése

Sugárzásérzékeny lemezen

lumineszkáló ernyőn

digitalizált képben

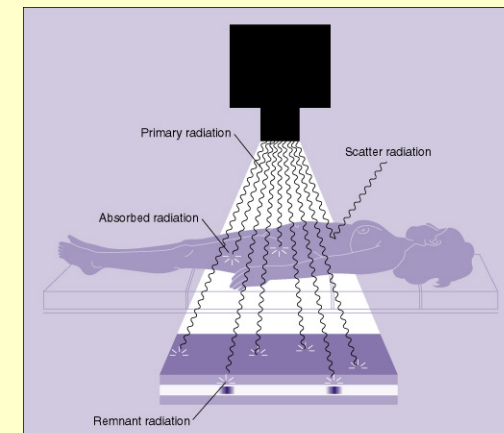


koponya felvétel

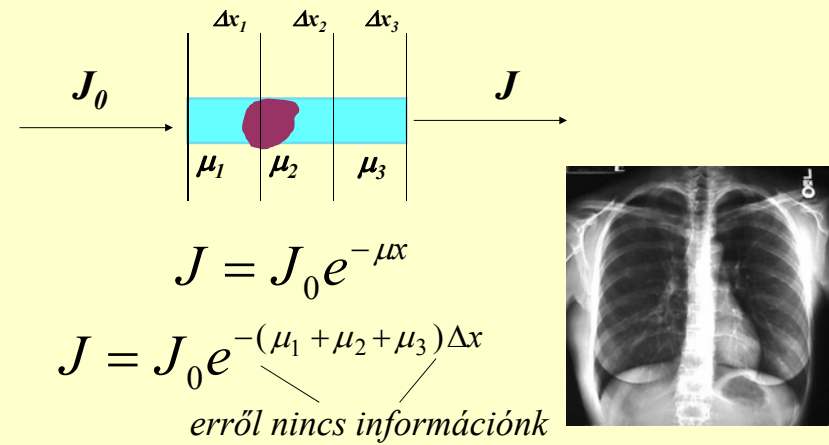
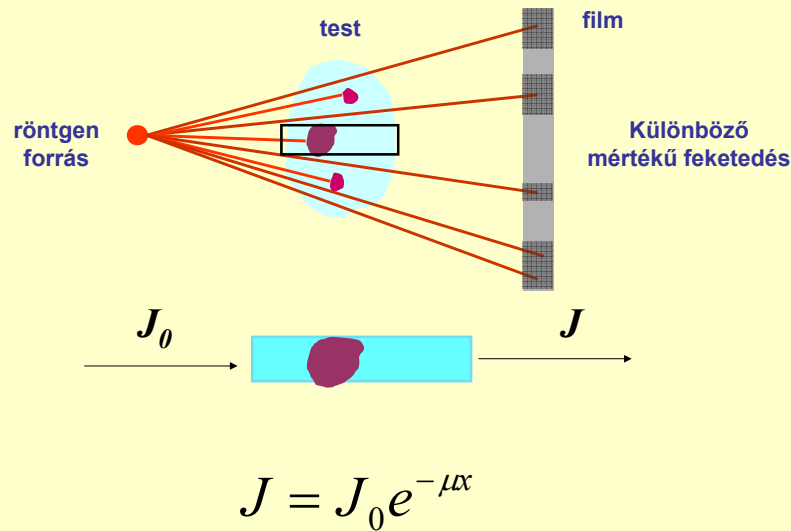


mellkasi felvétel

Szummációs kép



Szummációs kép



$$D = \lg \frac{J_0}{J}$$

$$D = \sum_i D_i$$

Kontrasztanyagok alkalmazása

Ha a természetes szövetek és környezetük

$$\tau_m = C \lambda^3 Z_{eff}^3$$

alapján nem mutatnak különbséget,

megváltoztathatjuk Z_{eff} -et vagy a sűrűséget

Z_{eff}

ρ (g/cm³)

H ₂ O	7.7	1
Lágy szövetek	7.4	1
Csontok	13.8	1.7 - 2.0
Levegő	7.3	1.29 · 10 ⁻³

Pozitív kontraszt → *környezetnél nagyobb elnyelés*

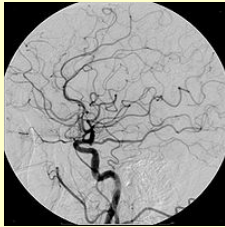
$$Z_{eff} > Z_{környezet} \rightarrow \mu > \mu_{környezet}$$

Negatív kontraszt → *környezetnél kisebb elnyelés*

$$Z_{eff} < Z_{környezet} \rightarrow \mu < \mu_{környezet}$$

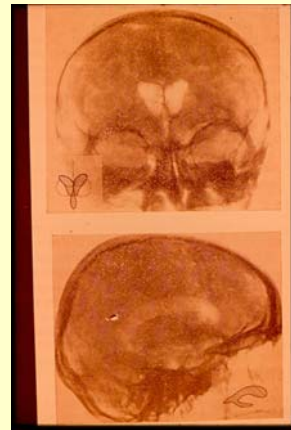
Kontrasztanyagok alkalmazása

nagyobb Z_{eff}



Pl. jód- vagy bariumvegyületek
 $^{56}\text{BaSO}_4$, ^{53}J

kisebb Z_{eff}

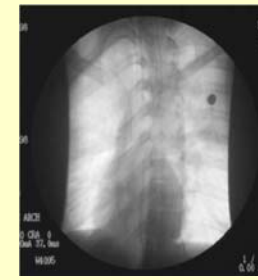


levegő, CO_2

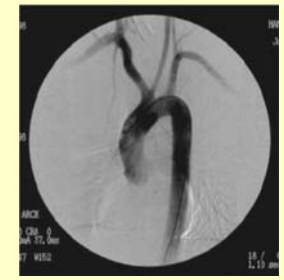
Digital Subtraction Angiography (DSA)



kontrasztanyagos



natív

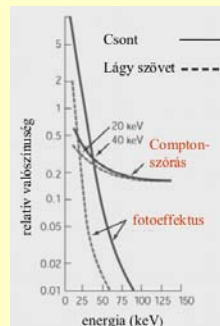
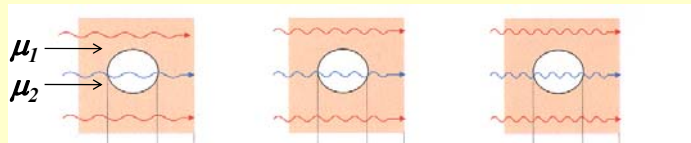


kontraszt - natív

felvétel

Fotonenergia - képminőség

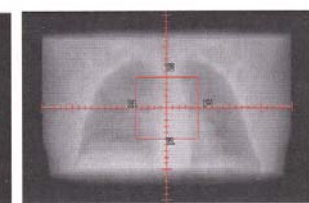
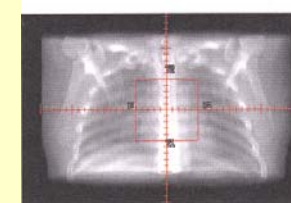
$$U_1 < U_2 < U_3$$



Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2$$

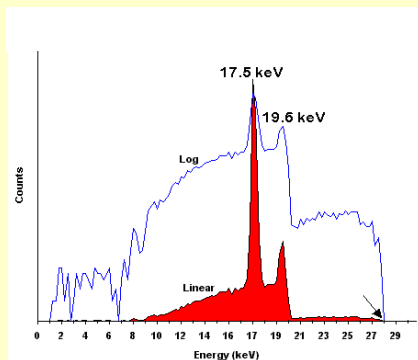
(30 keV) (2 MeV)



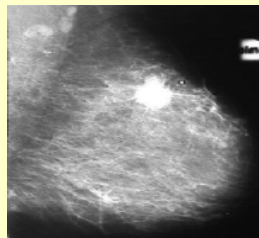
<i>Fotoeffektus*</i>	36%	0%
<i>Compton szórás*</i>	51%	99%
<i>Páráképződés*</i>	0%	1%

**Átlagértékek*

Mammográfiában használt sugárzás spektruma



Molibdén karakterisztikus vonalai



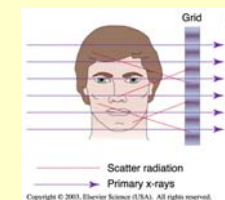
Malignus elváltozás egy mammogramon



Intraorális radiográfia



Extraorális radiográfia



Fogászati panoráma elrendezés

A panorámafelvétel során a film és a forrás elfordul a paciens feje körül, és a különböző pozíciókból egyedi felvételek sorozatát készíti.

A felvételek egy filmre való rögzítése hozza létre a maxilla és mandibula átfogó leképezését.



Számítógépes rétegfelvétel CT - computed tomography



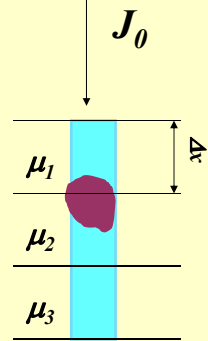
Godfrey Hounsfield



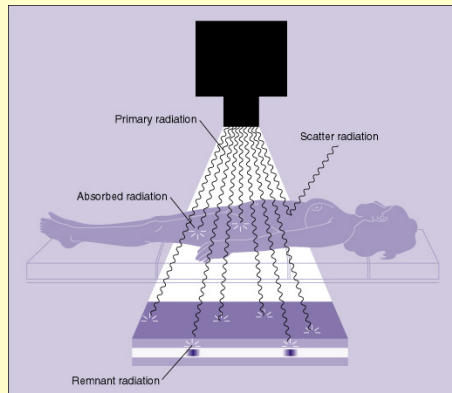
Allan Cormack

1979 Orvosi Nobel-díj

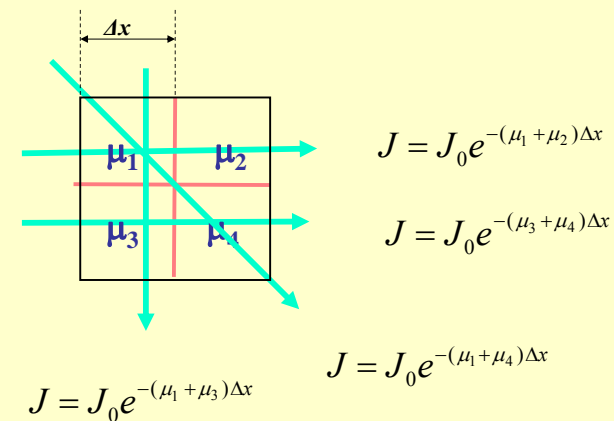
emlékeztetőül



$$J = J_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3) \Delta x}$$



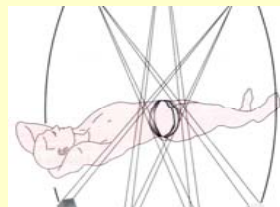
Matematikai megközelítés egy egyszerű példán



4 független egyenlet 4 ismeretlennel

Ehhez új mérési elrendezés szükséges

Kétdimenziós metszet
kétdimenziós leképezése

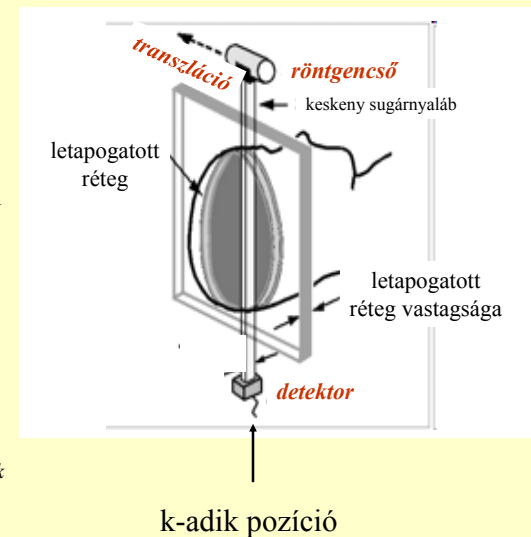


Első generációs CT működése

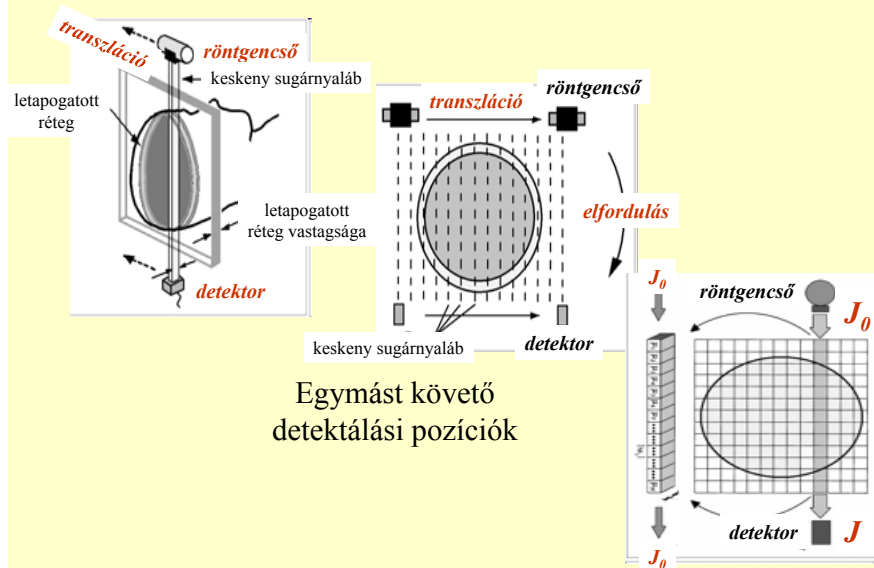
$$J_k = J_0 e^{-(\sum \mu_{ik}) \Delta x}$$

μ_i : az egymás mögötti
térfogatelemek
gyengítési állandója

$$\lg \frac{J_0}{J} = \lg e \Delta x \sum_{i=1}^n \mu_{ik}$$

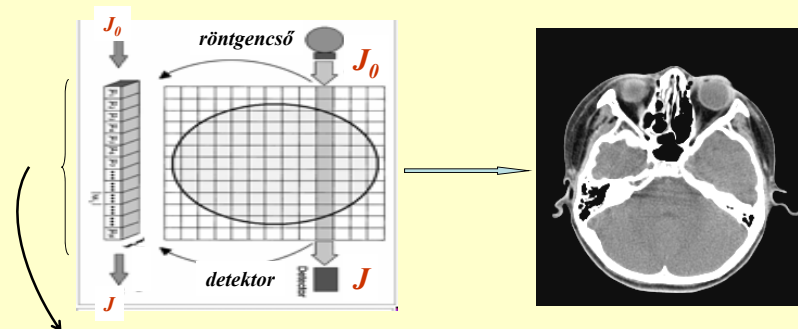


Első generációs CT működése



objektum

digitális kép



Voxel :

volume element / térfogatelem

Pixel :

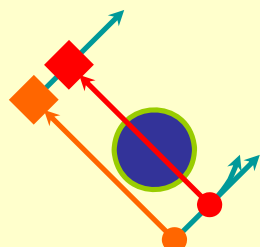
picture element / képelem

A *pixel* tulajdonságai (pl. szürkésege, színe) megfeleltethető a *voxel* meghatározott fizikai tulajdonságának.

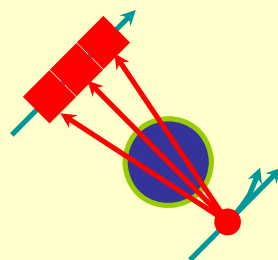
CT generációinak fejlődése

első generáció

második generáció



Egy detektor
"Haladás és elfordulás"
Párhuzamos sugarak

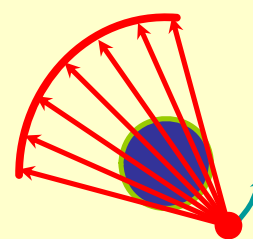


Több detektor
"Haladás és elfordulás"
Enyhe legyezőnyaláb

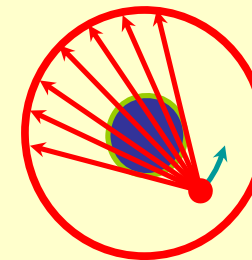
CT generációinak fejlődése

harmadik generáció

negyedik generáció



Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb



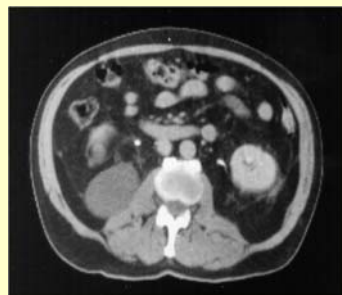
Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugarforrás elfordulása
Széles legyezőnyaláb

második generáció



5 perc

negyedik generáció



2 másodperc

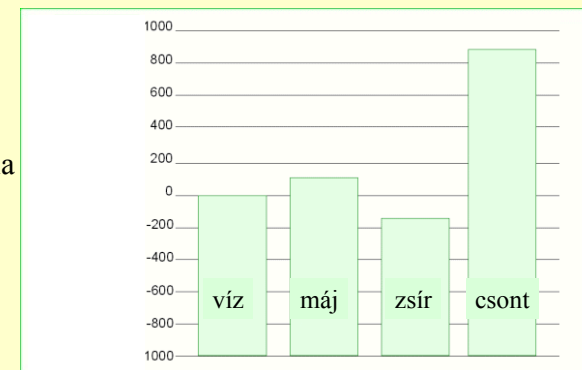
A kép rekonstrukciója

denzitásmátrix

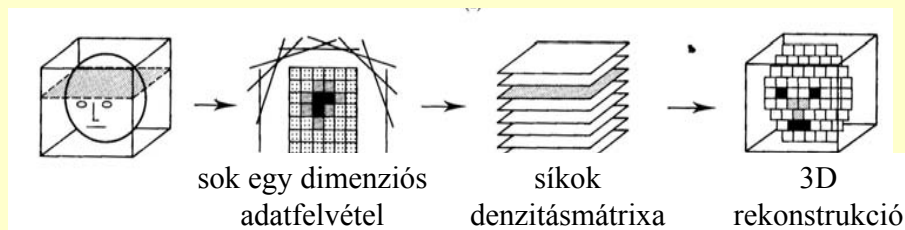
Hounsfield-egységek alapján

$$H_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_{\text{viz}}}{\mu_{\text{viz}}}$$

Hounsfield-skála



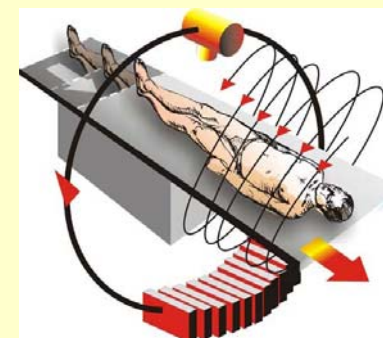
A tárgy 3D rekonstrukciója



Spirál CT

A detektor és a forrás forgása mellett a test is mozog. A mérési adatok egy spirál mentén származnak.

A számítógép ezekből az adatokból rekonstruálja első lépésben a szeleteket.



Pontosabb 3D rekonstrukció

Röntgensugárzás detektálása

fotófilm



szcintillátorok



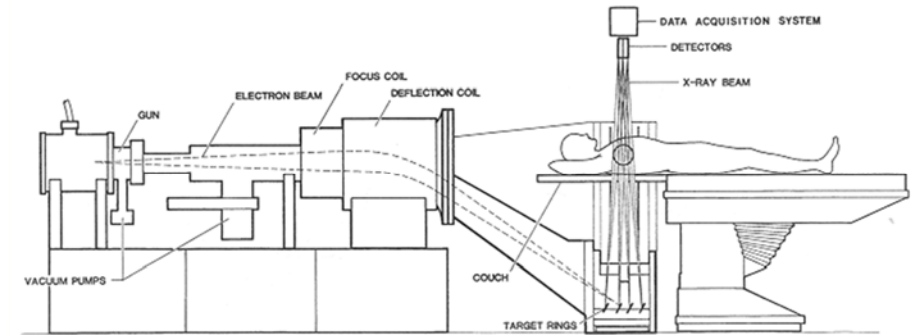
gázionizációs detektorok



félvezető eszközök

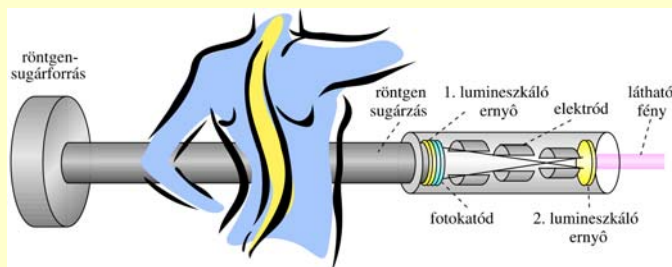


5. generáció: álló/álló



Nincs hagyományos rtg-cső. Forgó W-target és irányított elektron nyaláb.

Elektronikus röntgenkép-erősítő



digitalizálható kép

kisebb sugárterhelés

röntgenkontroll mellett végzett manipuláció

A hét kérdése

Milyen összefüggés van a röntgensugárzás egyes részfolyamatokban való elnyelődési valószínűsége és az abszorbens effektív rendszáma között?

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

VIII. 3.1

3.1.1

3.1.2

VIII.4.3