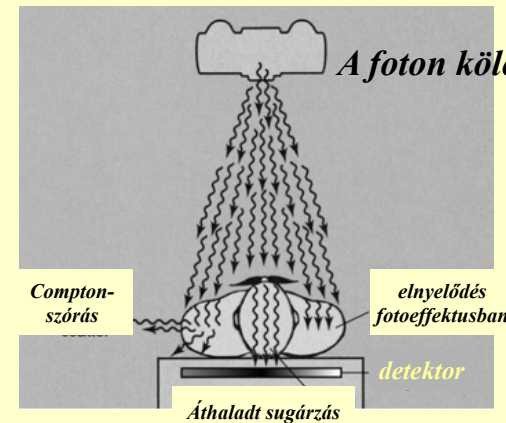


## A röntgendiagnosztika alapjai

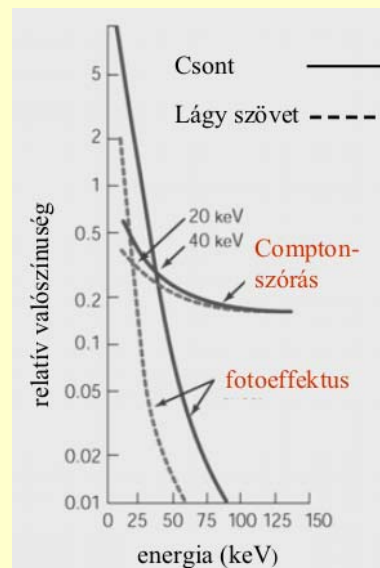
## A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



Compton-szórás

fotoeffektus

nincs kölcsönhatás



A fotonenergia növelésével  
csökken az elnyelődés.

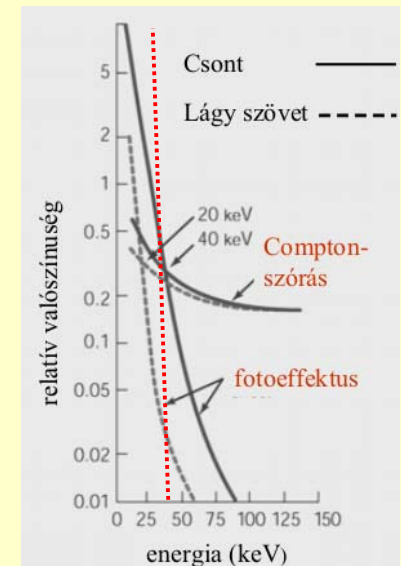
A csökkenés markánsabb a  
fotoeffektusra nézve.

Kis fotonenergiáknál  $\tau_m$  dominál.

$\tau_m$  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
$\tau_m$	$\sim 1/E^3$	$\sim Z^3$	10 – 100 keV
$\sigma_m$	Enyhén csökken E-vel	Független a rendszámtól	0.5 – 5 MeV
$\kappa_m$	Enyhén emelkedik E-vel	$\sim Z^2$	5 MeV fölött

## Röntgenkép keletkezése

Az áthatoló intenzitás különbözőségeinek megjelenítése

Sugárzásérzékeny lemezen

lumineszkáló ernyőn

digitalizált képben

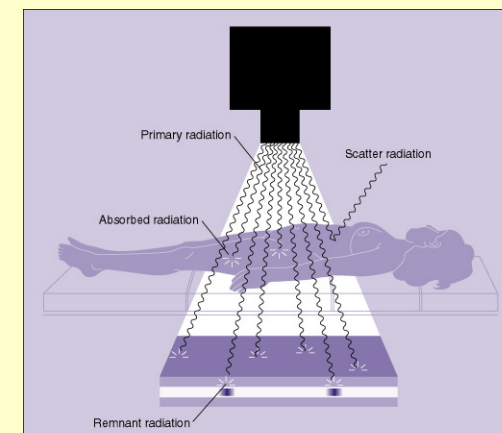


koponya felvétel

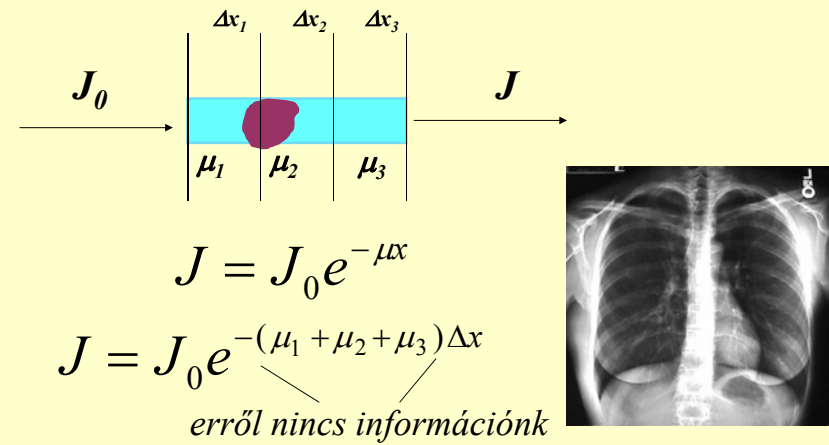
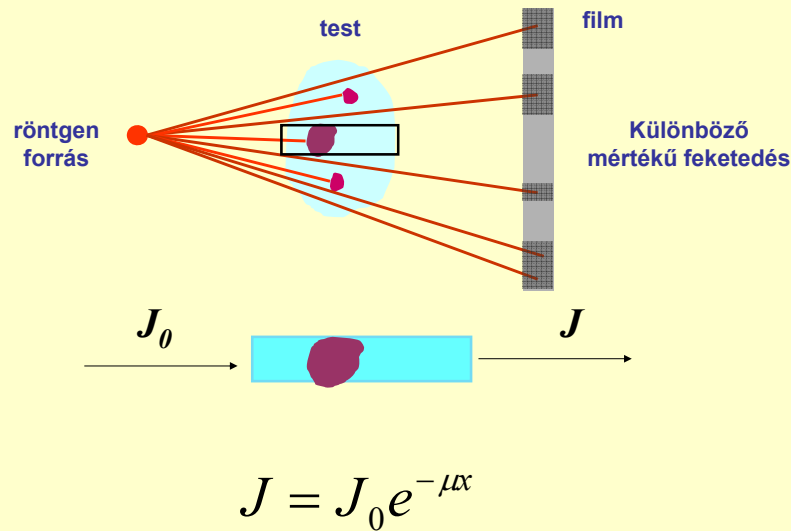


mellkasi felvétel

## 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

$Z_{eff}$

$\rho$  (g/cm<sup>3</sup>)

H <sub>2</sub> O	7.7	1
Lágy szövetek	7.4	1
bones	13.8	1.7 - 2.0
air	7.3	1.29 - 10 <sup>-3</sup>

**Pozitív kontraszt** → *környezetnél nagyobb elnyelés*

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

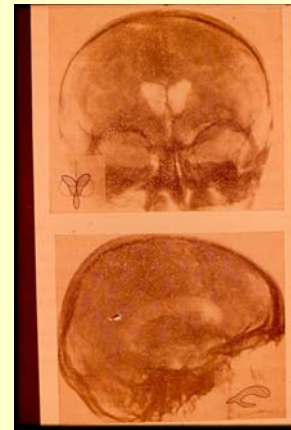
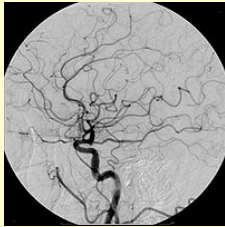
**Negatív kontraszt** → *környezetnél kisebb elnyelés*

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

## Kontrasztanyagok alkalmazása

nagyobb  $Z_{\text{eff}}$

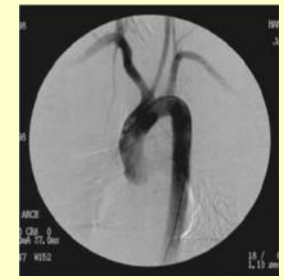
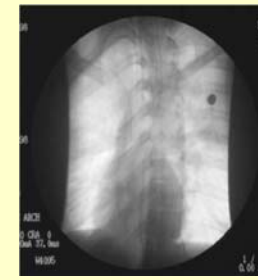
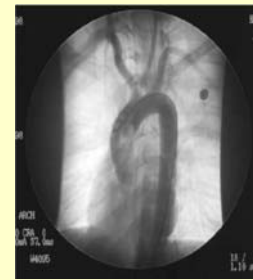
kisebb  $Z_{\text{eff}}$



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

levegő,  $\text{CO}_2$

## Digital Subtraction Angiography (DSA)



*kontrasztanyagos*

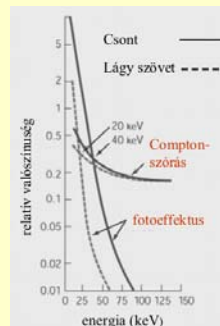
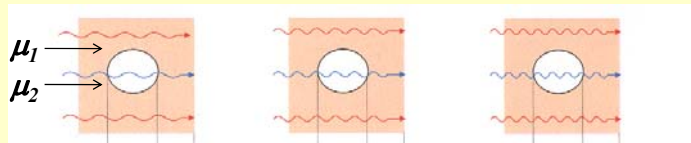
*natív*

*kontraszt - natív*

*felvétel*

## Fotonenergia - képminőség

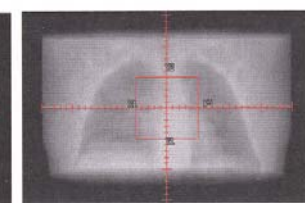
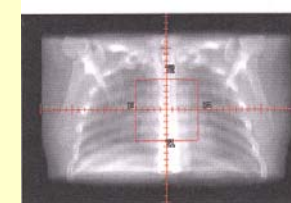
$$U_1 < U_2 < U_3$$



## Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2$$

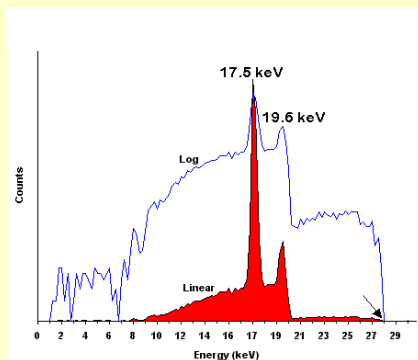
(30 keV) (2 MeV)



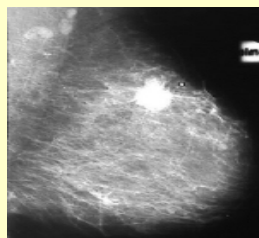
<i>Fotoeffektus*</i>	36%	0%
<i>Compton szórás*</i>	51%	99%
<i>Párhépződés*</i>	0%	1%

*\*Átlagértékek*

## Mammográfiában használt sugárzás spektruma



Molibdén karakterisztikus vonalai



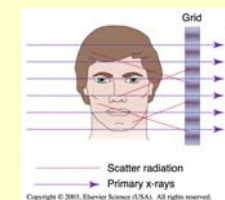
*Malignus elváltozás egy mammogramon*



## 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



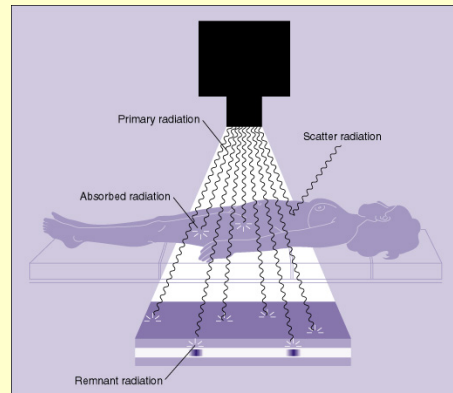
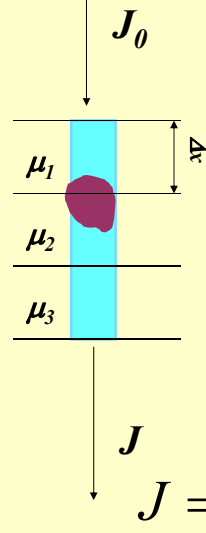
Godfrey Hounsfield



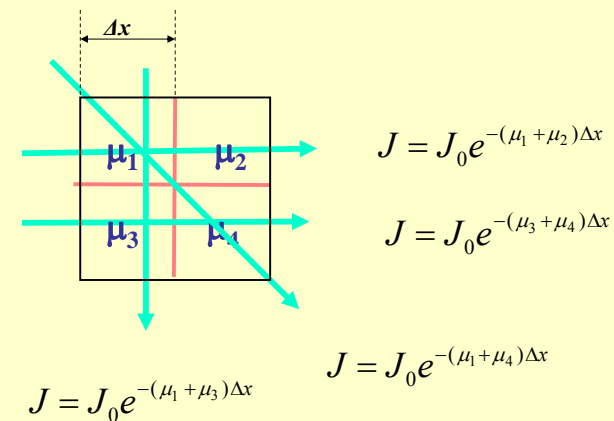
Allan Cormack

1979 Orvosi Nobel-díj

emlékeztetőül



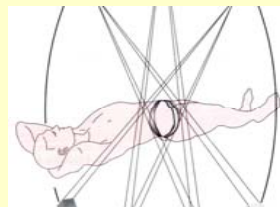
Matematikai megközelítés egy egyszerű példán



4 független egyenlet 4 ismeretlennel

Ehhez új mérési elrendezés szükséges

Kétdimenziós metszet  
kétdimenziós leképezése

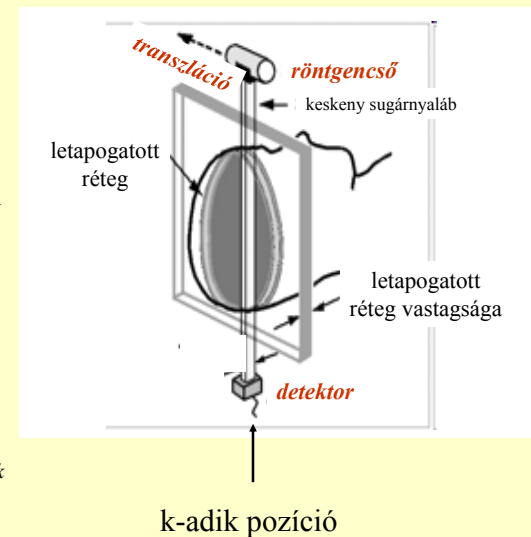


Első generációs CT működése

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

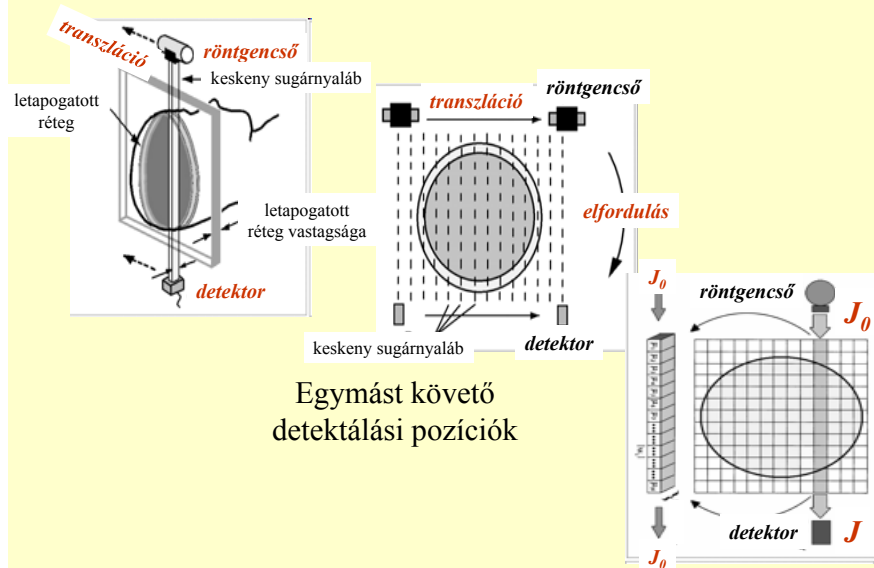
$\mu_i$ : az egymás mögötti  
térfogatelemek  
gyengítési állandója

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



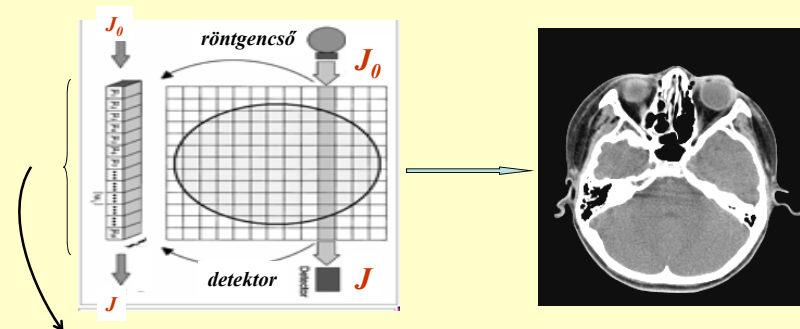


## Első generációs CT működése



objektum

digitális kép



**Voxel :**

volume element / térfogatelem

**Pixel :**

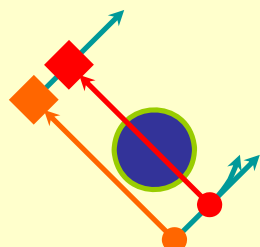
picture element / képelem

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

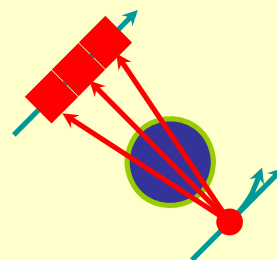
## CT generációinak fejlődése

első generáció

második generáció



Egy detektor  
"Haladás és elfordulás"  
Párhuzamos sugarak

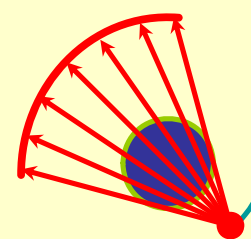


Több detektor  
"Haladás és elfordulás"  
Enyhe legyezőnyaláb

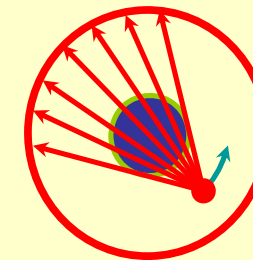
## CT generációinak fejlődése

harmadik generáció

negyedik generáció



Számos detektor  
Csak elfordulás  
Széles legyezőnyaláb



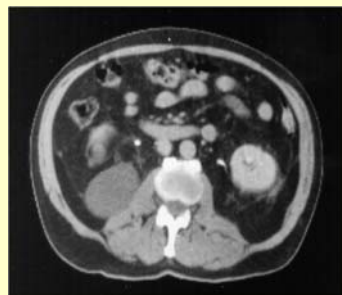
Rögzített detektorgyűrű  
Csak a sugárforrás elfordulása  
Széles legyezőnyaláb

második generáció



5 perc

negyedik generáció



2 másodperc

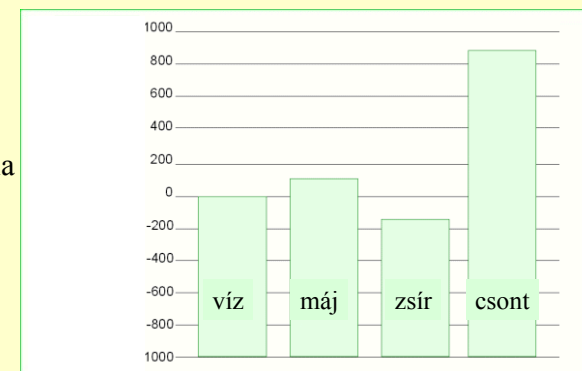
## A kép rekonstrukciója

denzitásmátrix

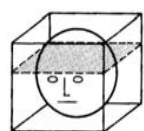
Hounsfield-egységek alapján

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

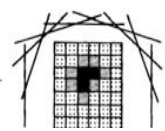
Hounsfield-skála



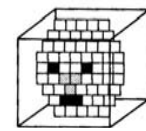
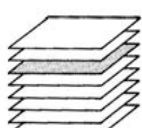
## A tárgy 3D rekonstrukciója



sok egy dimenziós  
adatfelvétel



síkok  
denzitásmátrixa

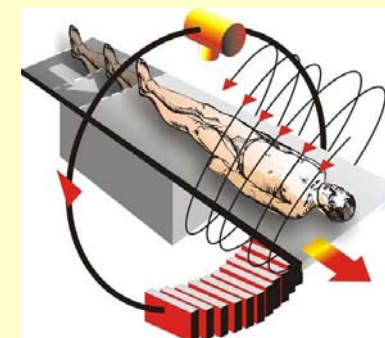


3D  
rekonstrukció

## 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



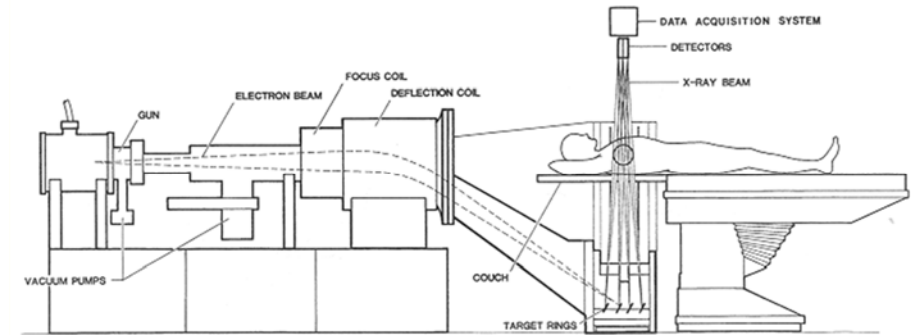
gázionizációs detektorok



félvezető eszközök

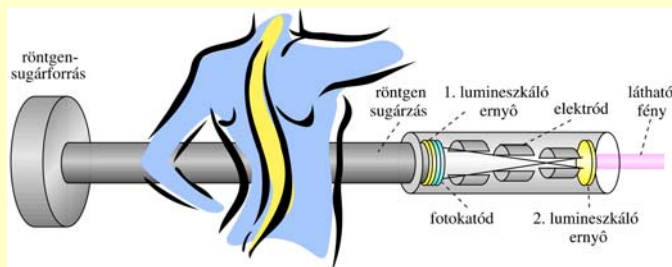


## 5. generáció: álló/álló



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

## Elektronikus röntgenkép-erősítő



digitalizálható kép

kisebb sugárterhelés

röntgenkontroll mellett végzett manipuláció

Kapcsolódó fejezetek:

*Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika*

VIII. 3.1

3.1.1

3.1.2

VIII.4.3