

A röntgendiagnosztika alapjai

A fotonenergia növelésével
csökken az elnyelődés.

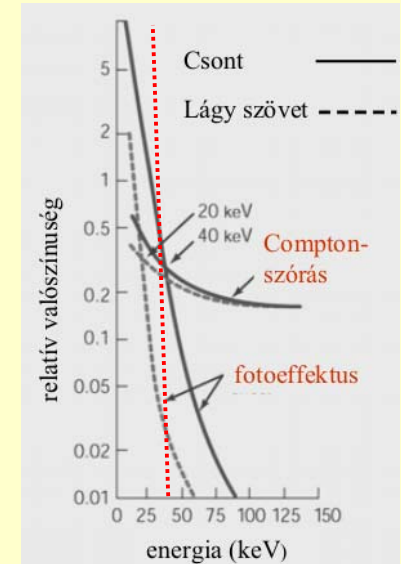
A csökkenés markánsabb a
fotoeffektusra nézve.

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

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

$$w_i = \frac{m_i}{m_{össz}}$$

pl. H_2O $w_{H_2}=2/18$
 $w_{O_2}=16/18$

$$Z_{eff} = 7,69$$

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

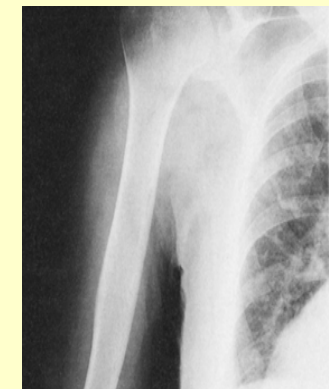


Effektív rendszám

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

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

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
különbözöségeinek megjelenítése

sugárzásérzékeny lemezen

lumineszkáló ernyőn

digitalizált képen

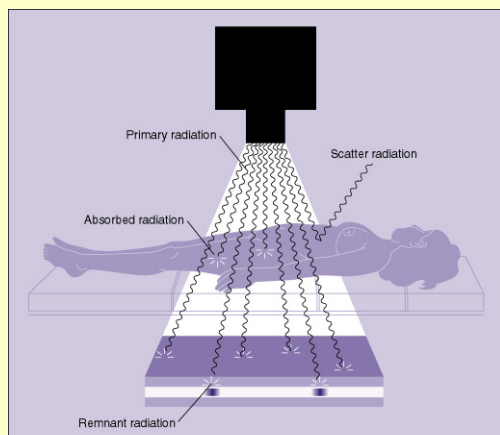


koponya felvétel

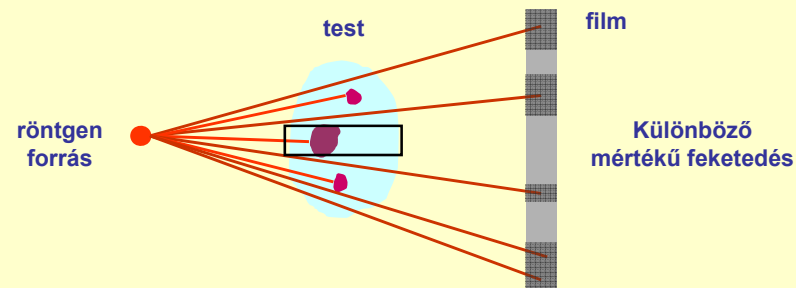


mellkasi felvétel

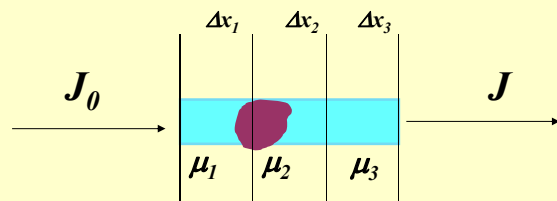
Szummációs kép



Szummációs kép



$$J = J_0 e^{-\mu x}$$



$$J = J_0 e^{-\mu x}$$

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

erről nincs információnk



Denzitás

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

$$D_1 = \mu_1 x_1 \lg e$$

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

$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)}$$

$$\lg \frac{J_0}{J} = (\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3) \lg e$$

$$D = D_1 + D_2 + D_3$$

$$D = \sum_i D_i$$

Kontrasztanyagok alkalmazása

Ha a természetes szövetek és környezetük

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

vagy
sűrűségük

alapján nem mutatnak különbséget,

megváltoztathatjuk Z_{eff} -et vagy a sűrűséget

	Z_{eff}	ρ (g/cm ³)
H ₂ O	7.7	1
lágú szövetek	7.4	1
csont	13.8	1.7 - 2.0
levegő	7.3	1.29 · 10 ⁻³

	Z_{eff}	ρ (g/cm ³)	$\tau_m = C\lambda^3 Z_{eff}^3$
H ₂ O	7.7	1	
lágyszövetek	7.4	1	
csont	13.8	1.7 - 2.0	
levegő	7.3	1.29 · 10 ⁻³	

Pozitív kontraszt → *környezetnél nagyobb elnyelés*

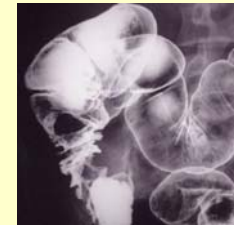
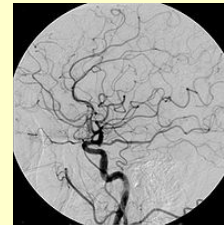
$$Z_{eff \text{ kontraszt}} > Z_{\text{környezet}}$$

$$\mu_{\text{kontraszt}} > \mu_{\text{környezet}}$$

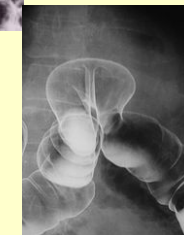
$$\mu_m \text{ kontraszt} > \mu_{m \text{ környezet}}$$

Kontrasztanyagok alkalmazása

nagyobb Z_{eff}



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



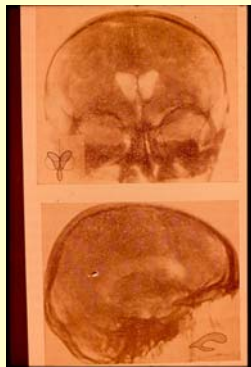
Negatív kontraszt → *környezetnél kisebb elnyelés*

$$\rho_{\text{kontraszt}} < \rho_{\text{környezet}}$$

$$\mu_{\text{kontraszt}} < \mu_{\text{környezet}}$$

$$Z_{eff} \approx Z_{\text{környezet}}$$

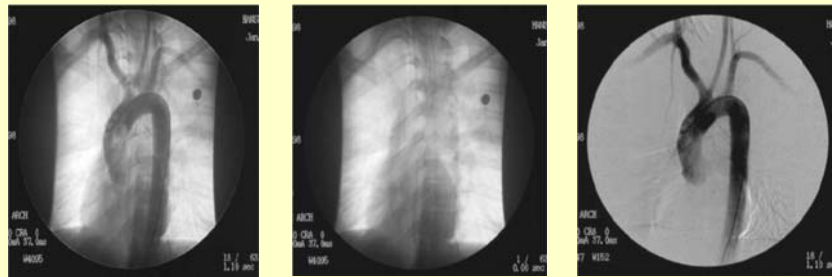
levegő, CO₂



Kettős – pozitív + negatív - kontraszt



Digital Subtraction Angiography (DSA)



kontrasztanyag

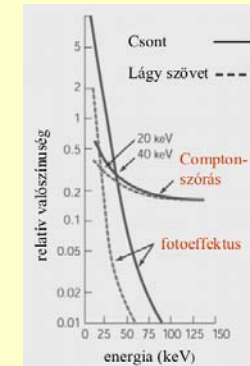
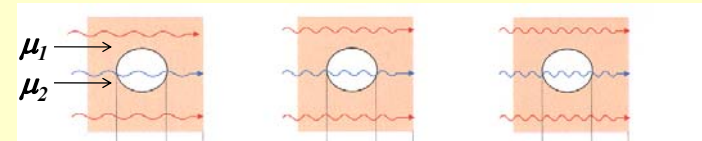
natív

kontraszt - natív

felvétel

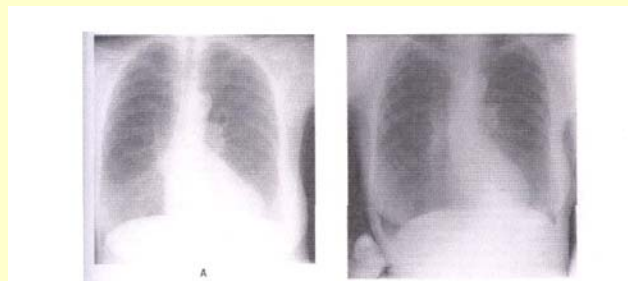
Fotonenergia és képminőség

$$U_1 < U_2 < U_3$$



Fotonenergia és képminőség

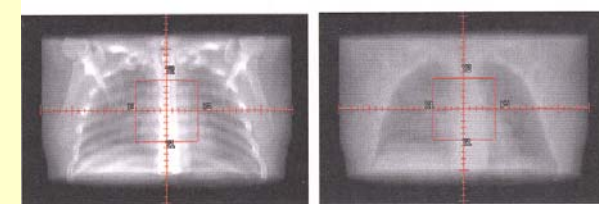
$$U_1 < U_2$$



Fotonenergia és képminőség

$$U_1 < U_2$$

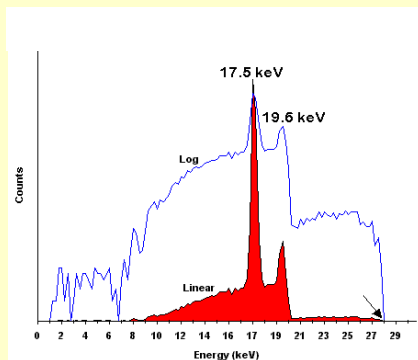
(30 keV) (2 MeV)



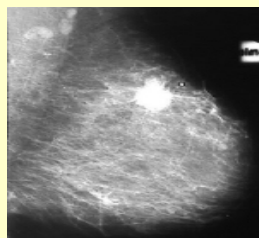
<i>Fotoeffektus</i>	36%	0%
<i>Compton-eff.</i>	51%	99%
<i>Péreképződés</i>	0%	1%

Átlagos értékek

Mammográfiában használt sugárzás spektruma



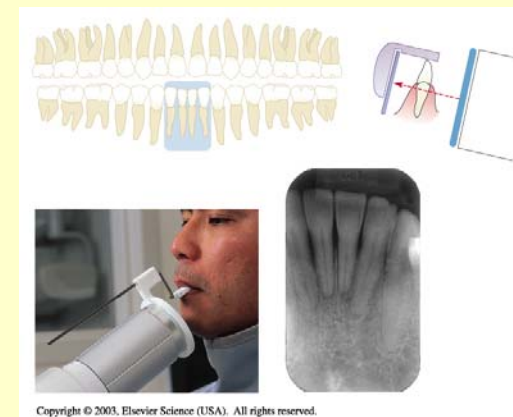
Molibdén karakterisztikus vonalai



Malignus elváltozás egy mammogramon



Intraorális radiográfia

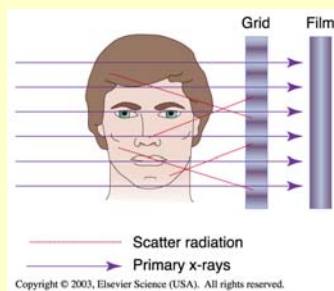


Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.



Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.

Extraorális radiográfia



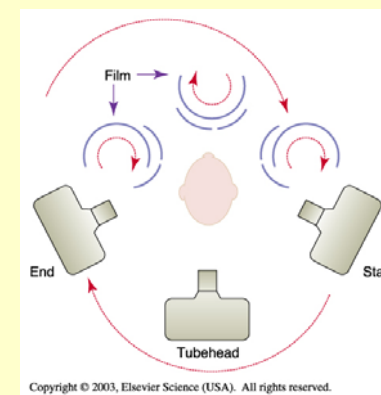
Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.



Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.

Fogászati panoráma elrendezés

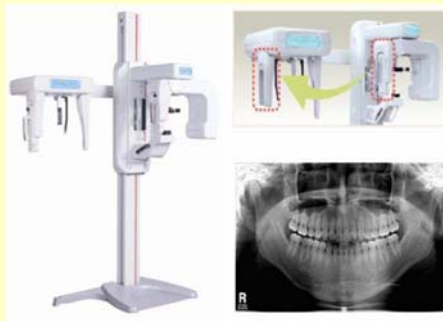
A panorámafelvétel során a film és a forrás elfordul a paciens feje körül, és a különböző pozíciókból egyedi felvételek sorozatát készíti.



Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.

Fogászati panoráma elrendezés

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



Fogászati panoráma elrendezés



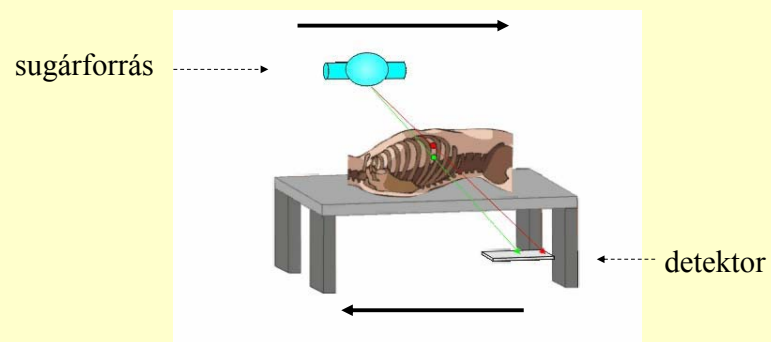
Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.



Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.

Fontos a fej pontos pozicionálása

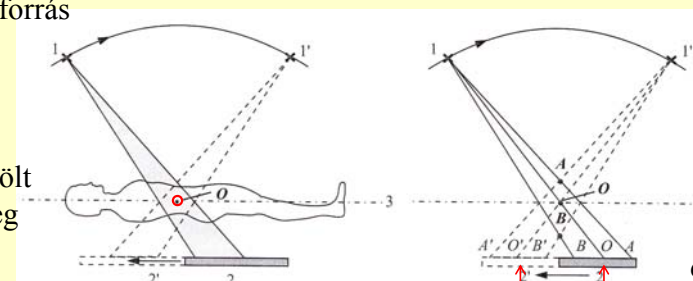
Rétegfelvétel - hagyományos tomográfia



Elmozdulás a jelzett irányban

sugárforrás

kijelölt
réteg



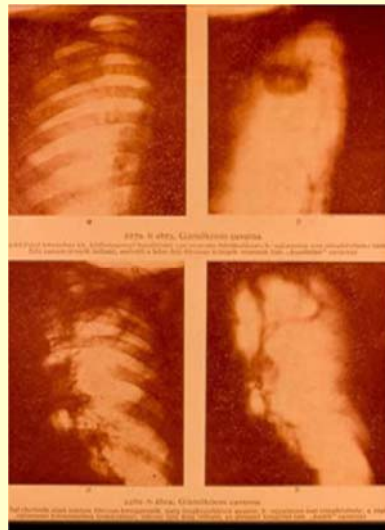
detektor

O pont vetülete

Mindig ugyanott

A kiválasztott réteg képe látszik élesebben

Szummációs
kép

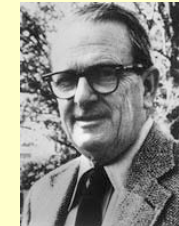


Rétegfelvételek

Számítógépes rétegfelvétel CT - computed tomography



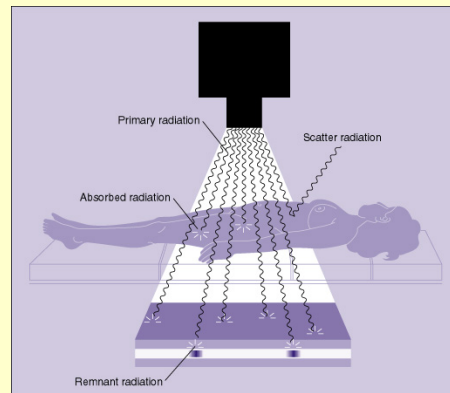
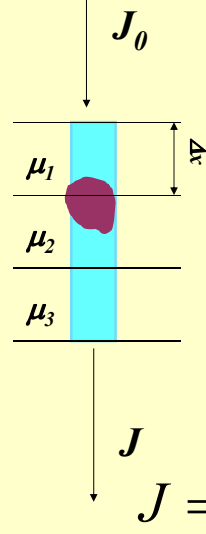
Godfrey Hounsfield



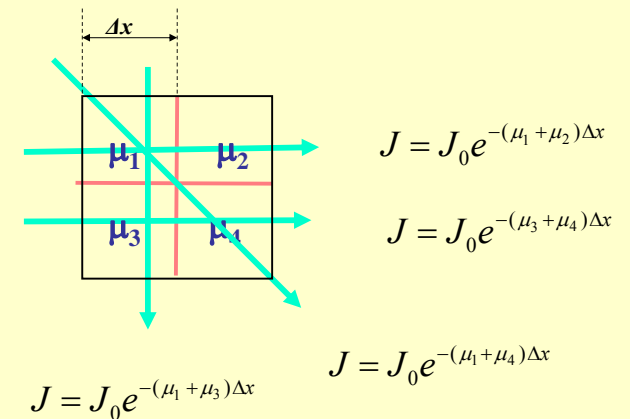
Allan Cormack

1979 Orvosi Nobel-díj

emlékeztetőül



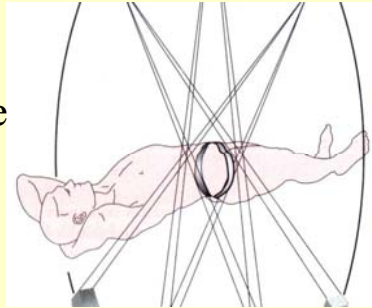
Matematikai megközelítés egy egyszerű példán



4 független egyenlet 4 ismeretlennel

Ehhez új mérési elrendezés szükséges

Kétdimenziós metszet
kétdimenziós leképezése

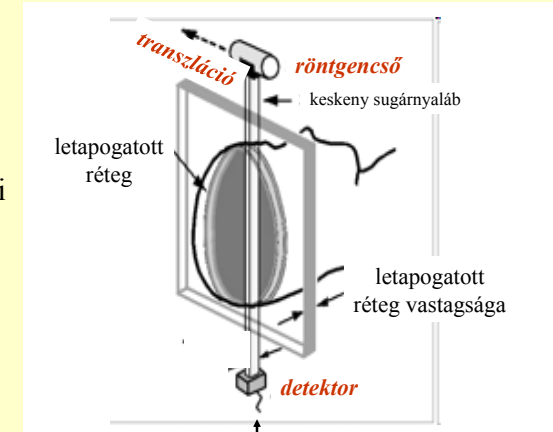


Első generációs CT működése

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

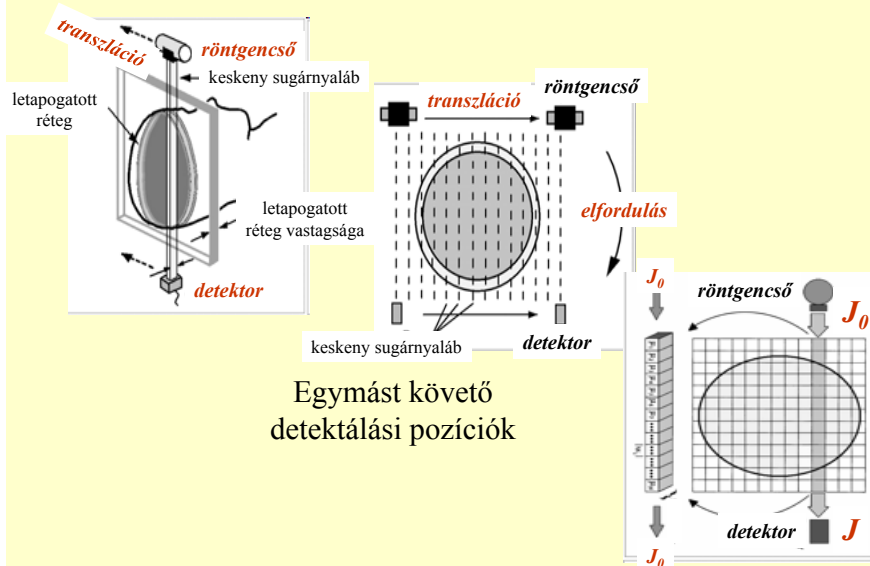
μ_i : az egymás mögötti
térfogatelemek
gyengítési állandója

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



k-adik pozíció

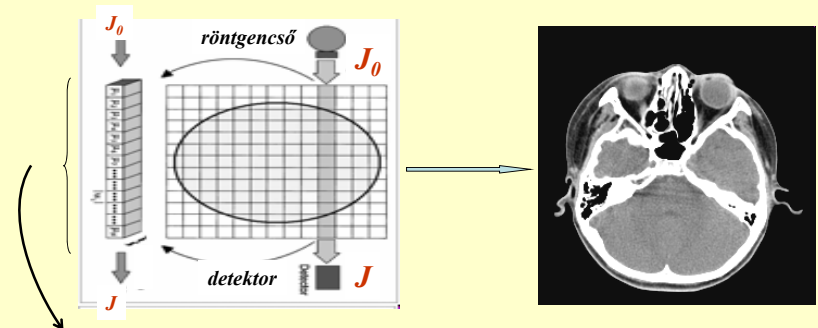
Első generációs CT működése



Egymást követő
detektálási pozíciók

objektum

digitális kép



Voxel :

volume element / térfogatelem

Pixel :

picture element / képelem

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

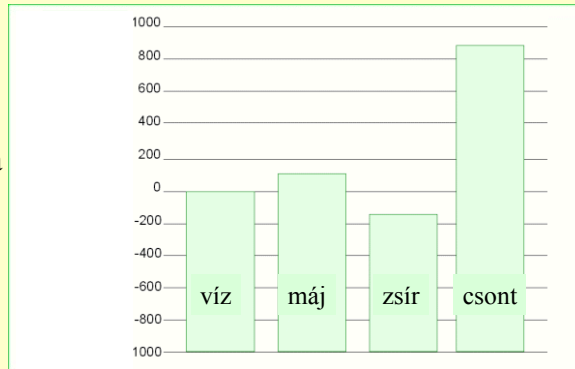
A kép rekonstrukciója

denzitásmátrix

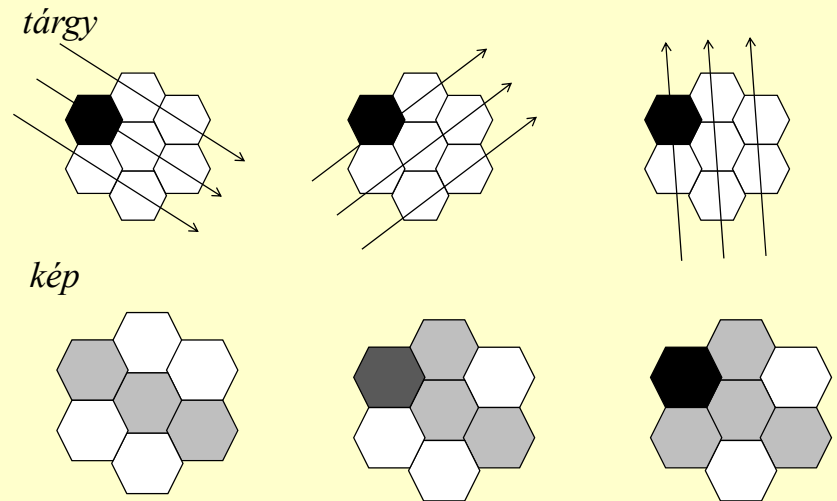
Hounsfield-egységek alapján

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

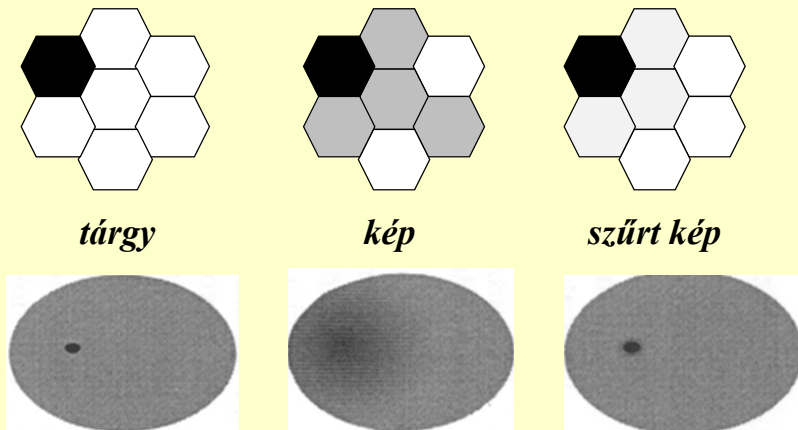
Hounsfield-skála



A kép rekonstrukciója visszavetítéssel



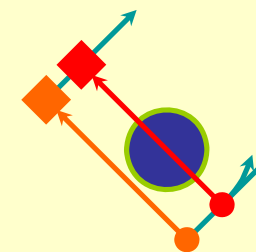
A kép rekonstrukciója



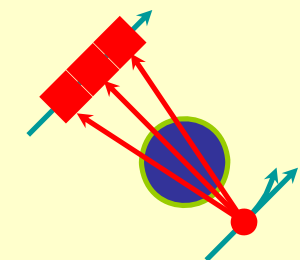
CT generációinak fejlődése

első generáció

második generáció



Egy detektor
"Haladás és elfordulás"
Párhuzamos sugarak

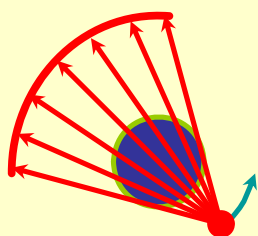


Több detektor
"Haladás és elfordulás"
Enyhe legyezõnyaláb

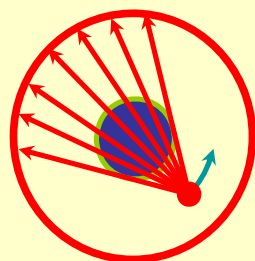
CT generációinak fejlődése

harmadik generáció

negyedik generáció



*Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb*



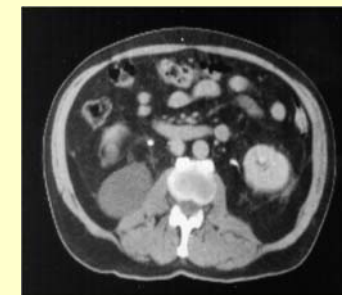
*Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugarforrás elfordulása
Széles legyezőnyaláb*

második generáció

negyedik generáció

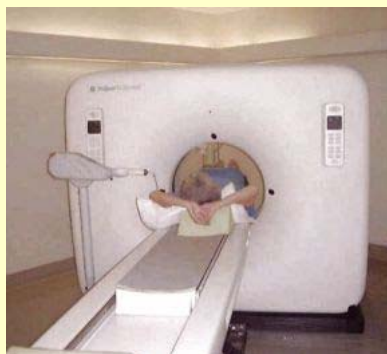


5 perc



2 másodperc

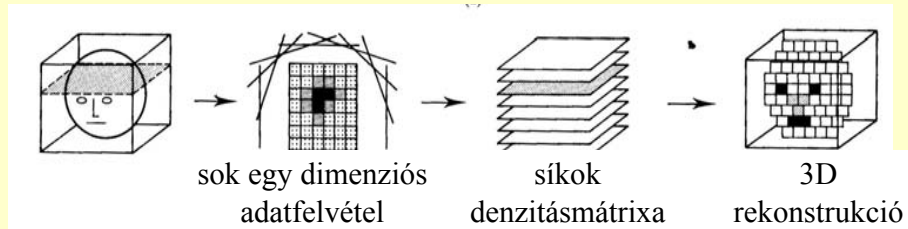
CT készülék



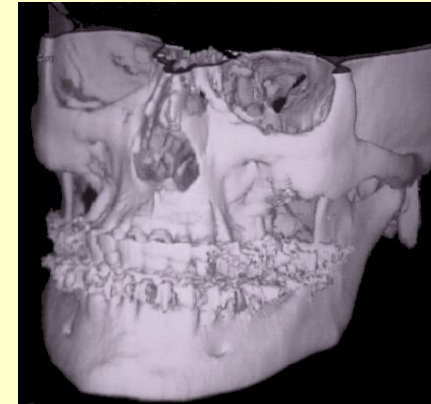
CT-felvételek minőségi fejlődése

év	felvételi idő (s/felvétel)	rétegvastagság (mm)	rétegek száma
1980	10	10	25-30
1985	5	8-10	30-45
1990	1	3-5	100
1995	0,75	3	100
1999	0,5	1-3	220
2003	0,4	0,5-0,75	400-1200
2004	0,33	0,5-0,75	600-2500

A tárgy 3D rekonstrukciója



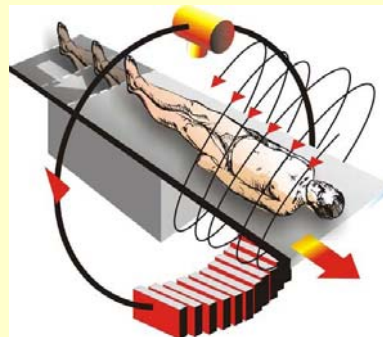
CT 3D rekonstrukció



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

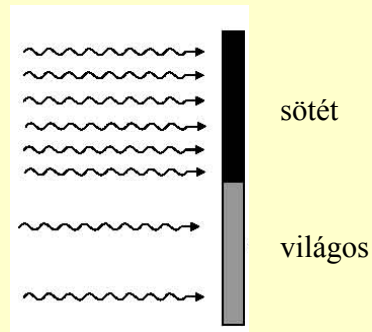


félvezető eszközök



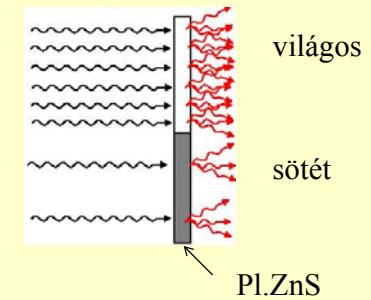
Képközpont

Fotografikus módszer



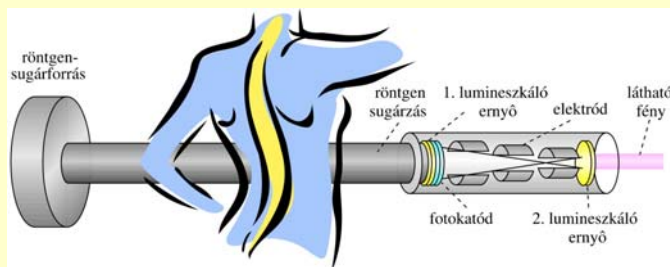
Képközpont

Konvencionális fluoroszkópia



előnye: nincs előhívási idő
röntgenkontroll mellett végzett manipuláció
hátránya: nagy sugárterhelés
gyenge fény

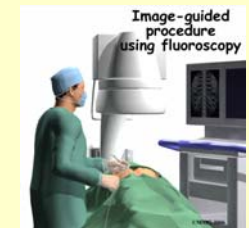
Elektronikus röntgenkép-erősítő



digitalizálható kép
kisebb sugárterhelés
röntgenkontroll mellett végzett manipuláció

Digitális technika előnyei

digitalizálható kép
kisebb sugárterhelés
röntgenkontroll mellett végzett manipuláció



digitális utófeldolgozás: kontraszt, nagyítás, szűrés, stb.
képekkel végezhető műveletek
elektronikus képtárolás, továbbítás

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

VIII. 3.1

3.1.1

3.1.2

VIII.4.3