

# Biofizika I

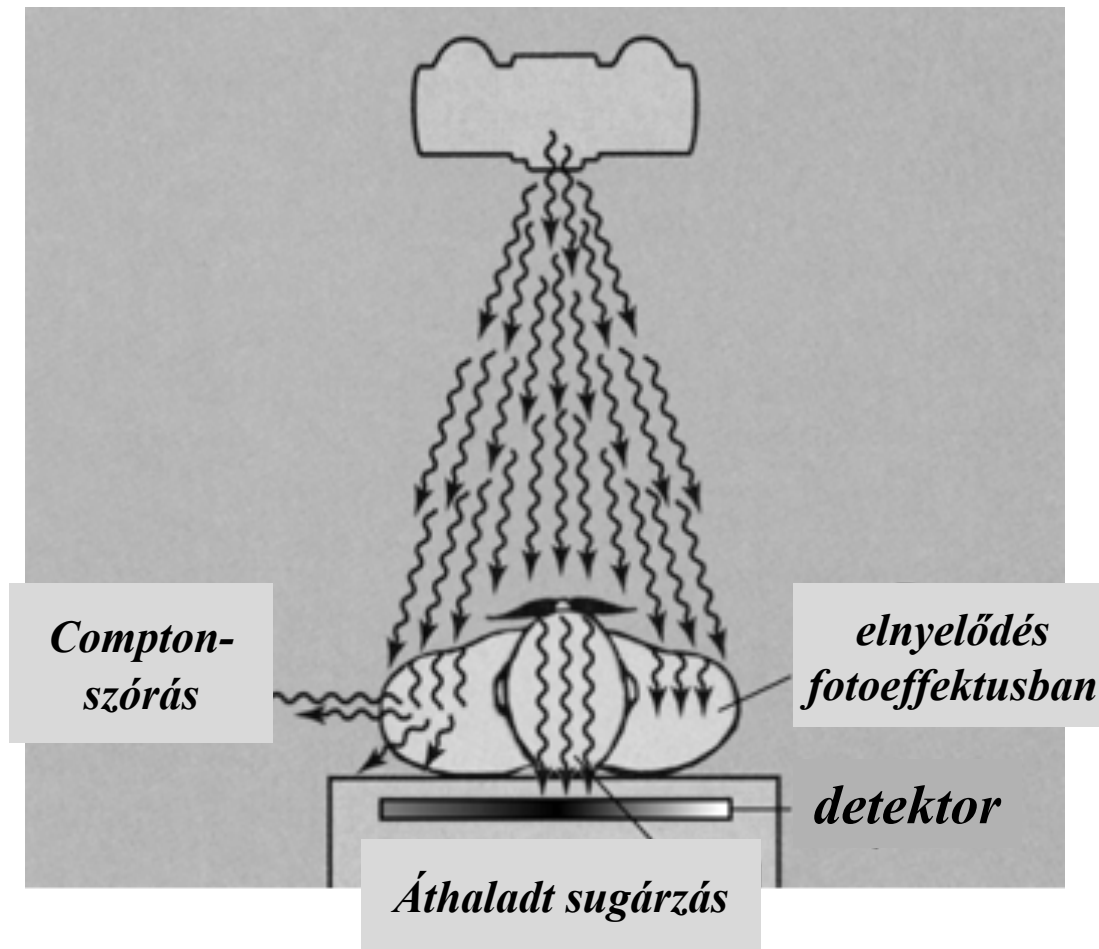
## 12. Röntgensugárzás-2: Röntgendiagnosztikai módszerek fizikai alapjai

Liliom Károly

2022. 11. 24.

*[liliom.karoly@med.semmelweis-univ.hu](mailto:liliom.karoly@med.semmelweis-univ.hu)  
[karoly.liliom.mta@gmail.com](mailto:karoly.liliom.mta@gmail.com)*

# A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



## *A foton köölcsönhatásai:*

rugalmas szóródás

fotoeffektus

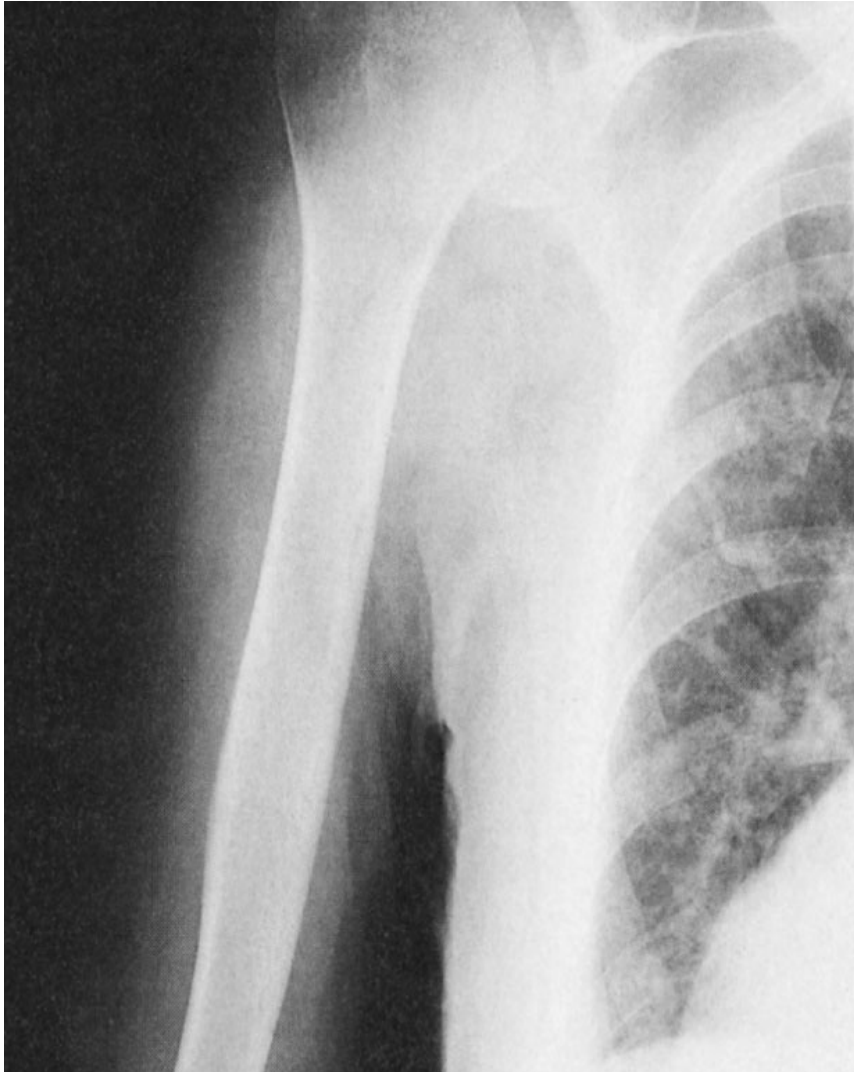
Compton-szóródás

párkeltés

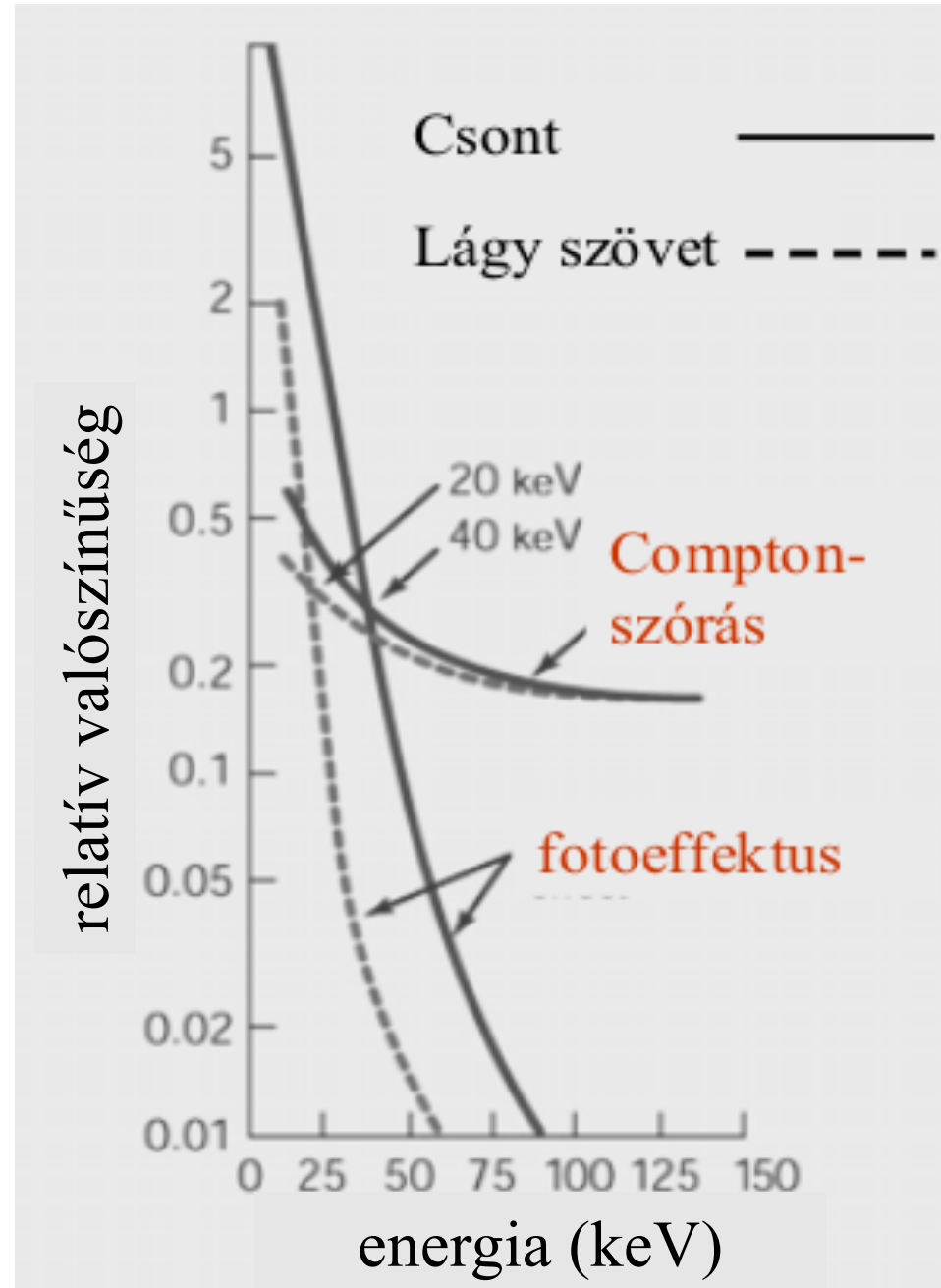
(nincs kölcsönhatás)

# A gyengülési állandók függése a fotonenergiától és a rendszámtól

	Változása a fotonenergiával	Változása a rendszámmal	Energiatartomány lágyrészekben
$\tau_m$	$\sim 1/E^3$	$\sim Z^3$	10 – 100 keV
$\sigma_m$	E növelésével lassan csökken	$\sim Z/A$	0.5 – 5 MeV
$\kappa_m$	E növelésével lassan növekszik	$\sim Z^2$	5 MeV fölött
Rugalmas szóródás	$\sim 1/E^2$	$\sim Z^2$	10 keV alatt



A fotoeffektus és Compton-szóródás a két fő gyengítési folyamat a röntgen képalkotásban.



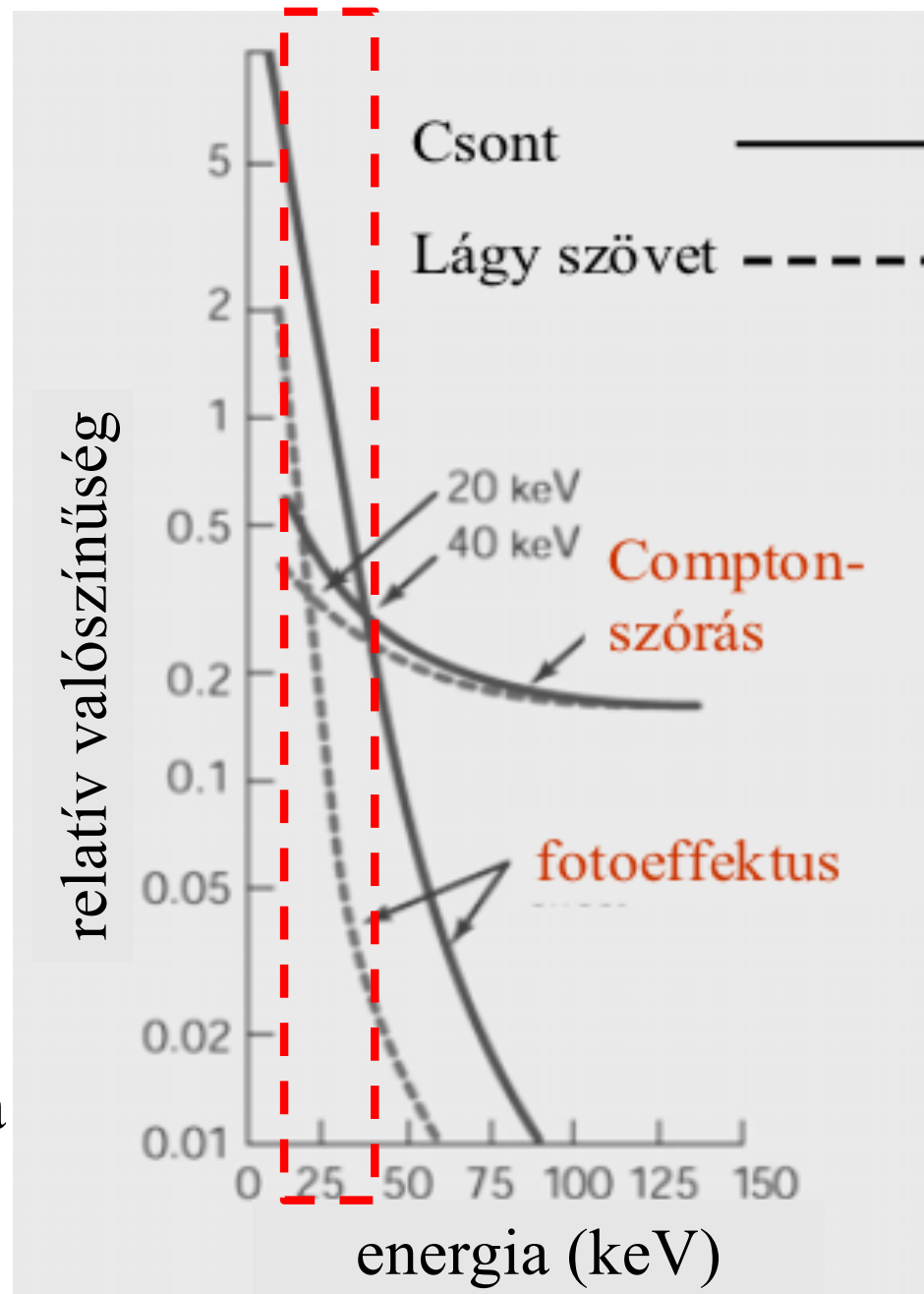


A fotonenergia növelésével csökken az elnyelődés, ami a fotoeffektus esetén a legkifejezettebb. Alacsony fotonenergiáknál  $\tau_m$  a meghatározó kölcsönhatás

$\tau_m$  markánsan változik az abszorbens rendszámával:

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

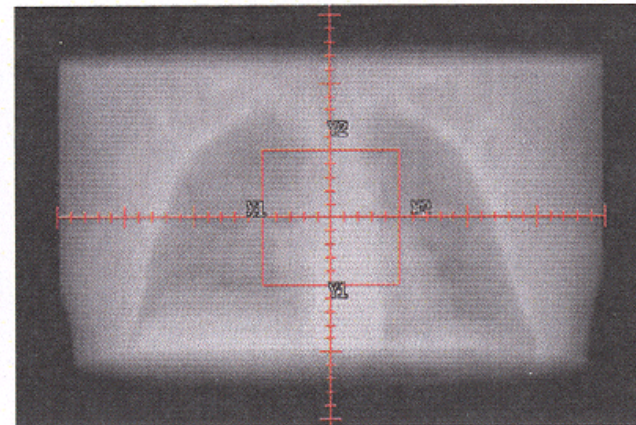
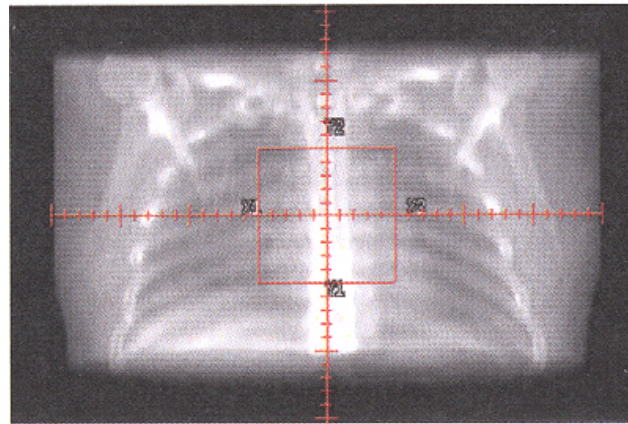
A sugárzás spektrumának változása drasztikusan módosíthatja az elnyelődési folyamatokat.



# Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2$$

*(30 keV)* *(2 MeV)*



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

\*Átlagértékek

# Fotonenergia - képminőség

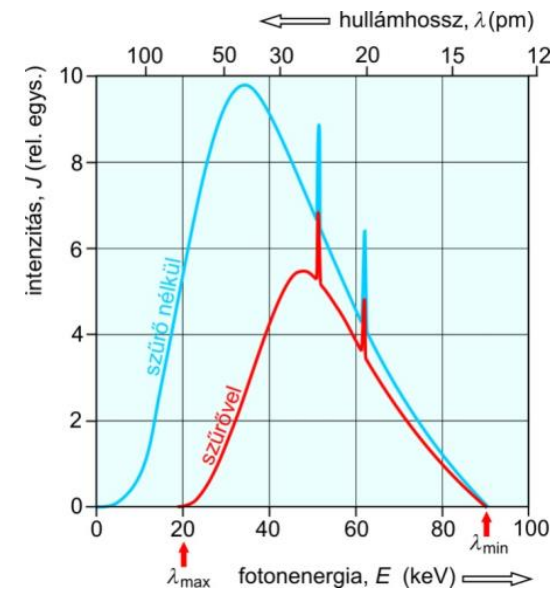
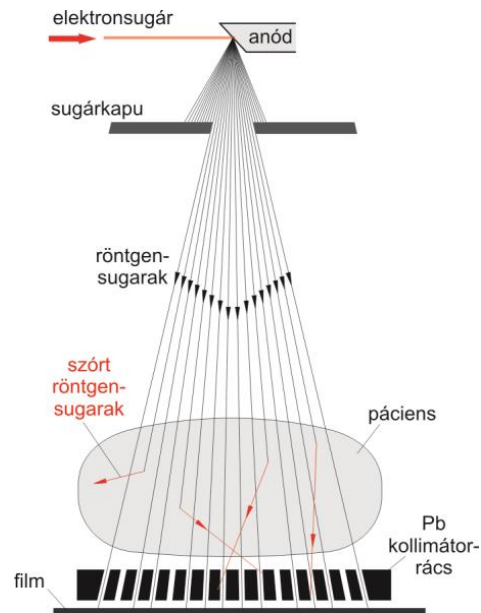


fotonenergia: 60 keV  
kontraszt: 200:1  
expozíció: 141 mAs  
dózis: 7,6 mGy



120 keV  
60:1  
6 mAs  
1,4 mGy

# Képmínőség javítása



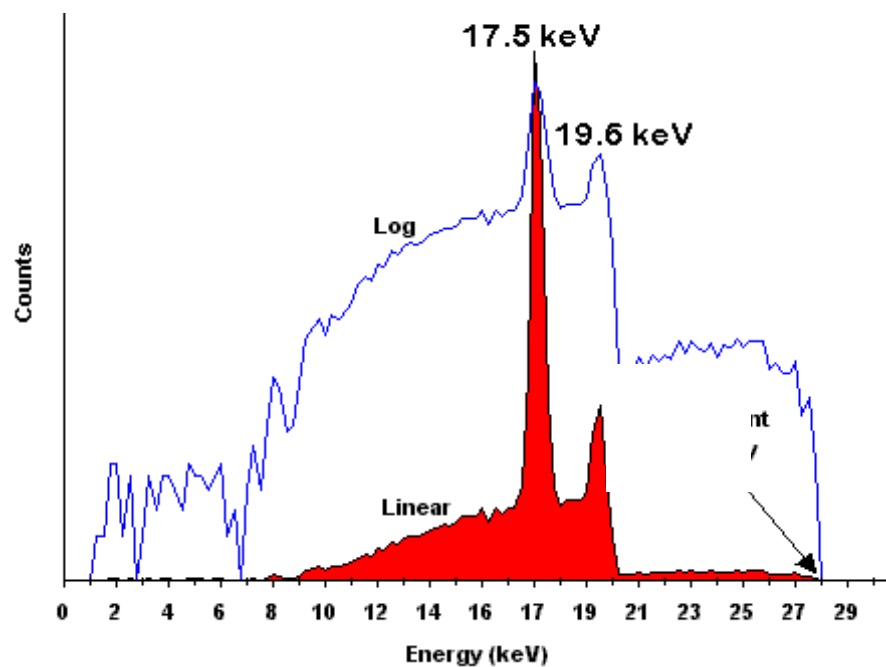
kollimátor alkalmazása

lágyszugárzás kiszűrése

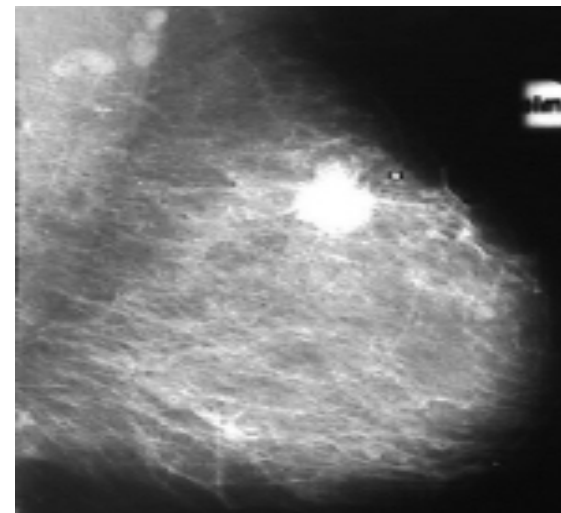
a szórt sugárzások csökkentésére

– rövid expozíciós idő a bemozdulásos életlenség csökkentésére

# Mammográfiában használt sugárzás spektruma



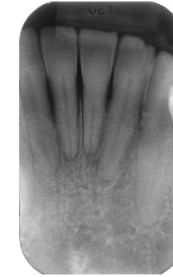
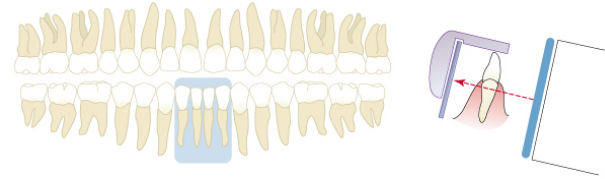
Molibdén karakterisztikus  
vonalai



*Malignus elváltozás egy  
mammogramon*

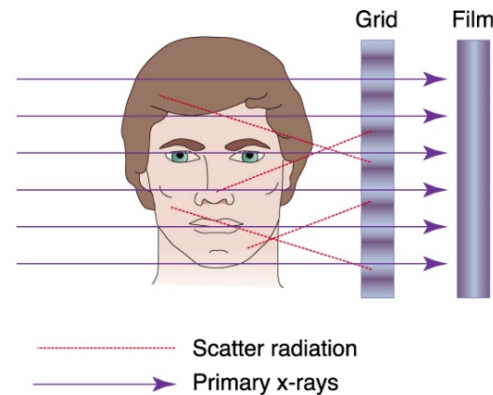


# Intraorális radiográfia



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

# Extraorális radiográfia



----- Scatter radiation  
→ Primary x-rays

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

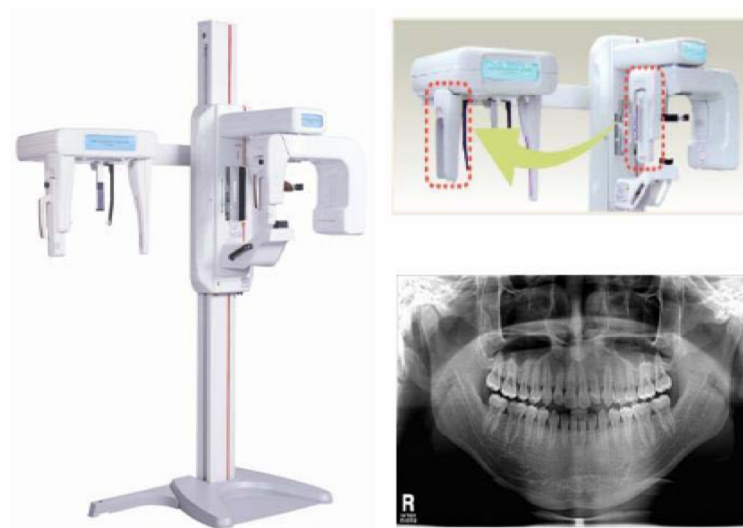


Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.



# Fogászati panoráma elrendezés

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



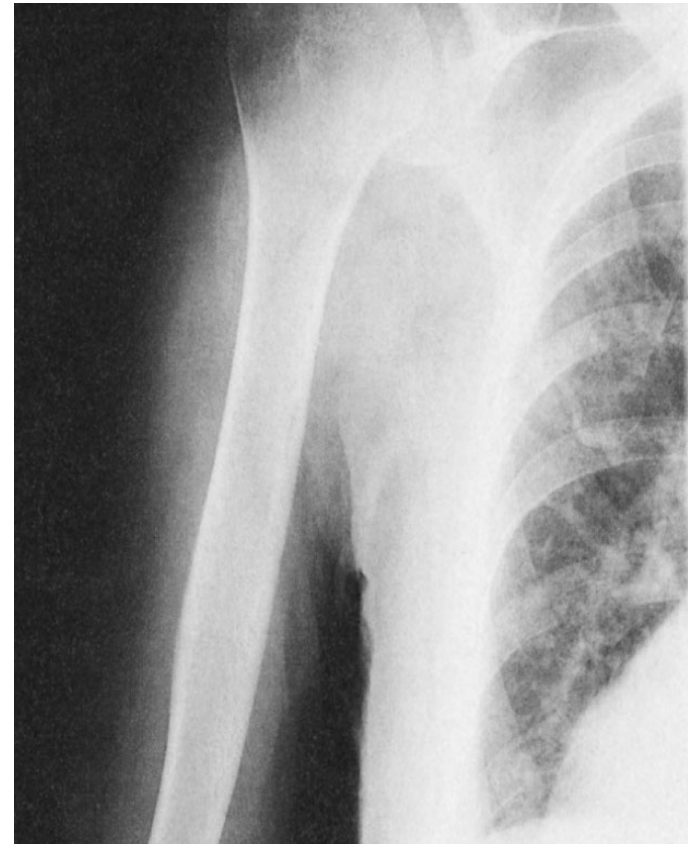
A felvételek egy filmre történő rögzítése hozza létre a maxilla és mandibula átfogó leképezését.

# 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





# 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
Csontok	13.8	1.7 - 2.0
Levegő	7.3	1.29 · 10 <sup>-3</sup>

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

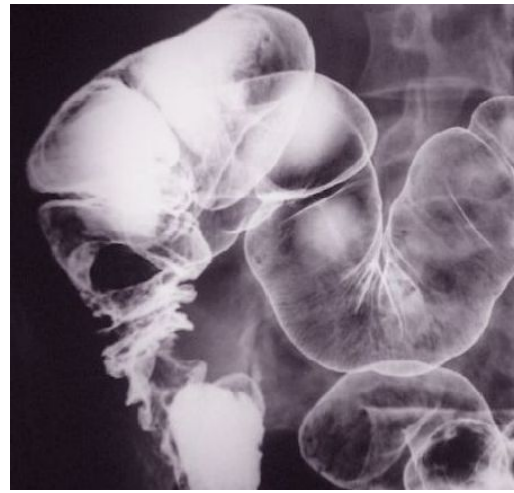
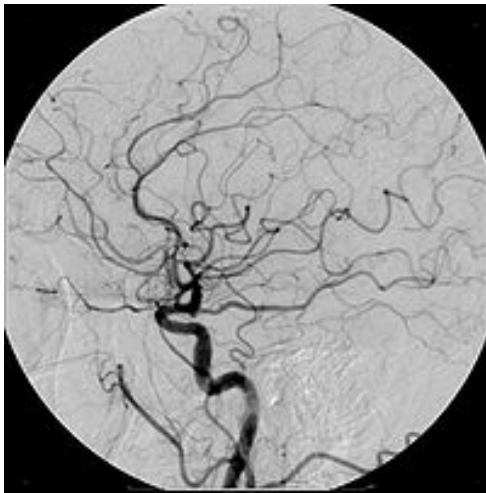
$$Z_{eff} > Z_{környezet} \rightarrow \mu > \mu_{környezet}$$

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

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

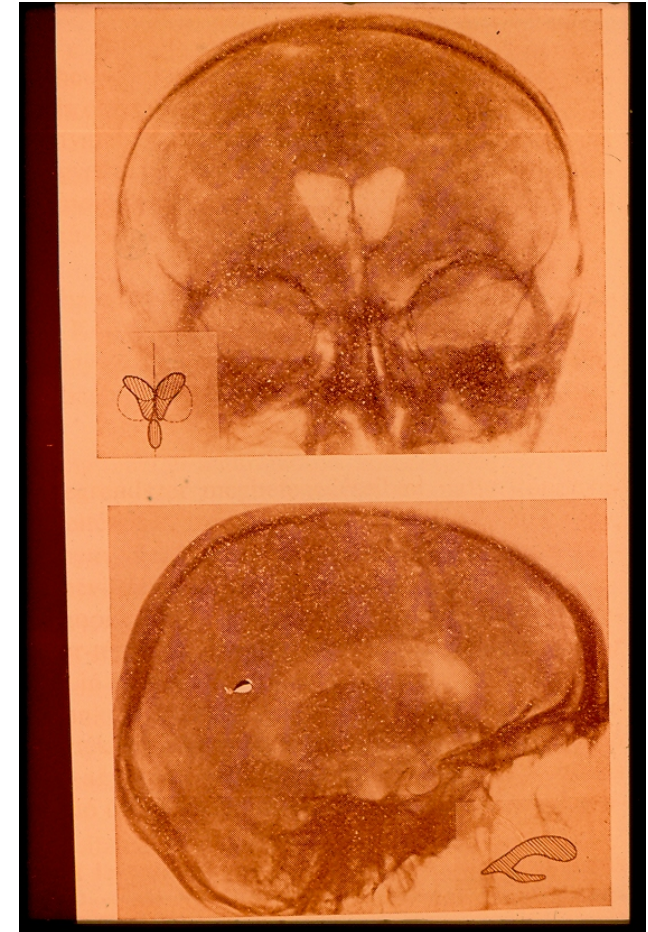
# Kontrasztanyagok alkalmazása

nagyobb  $Z_{\text{eff}}$



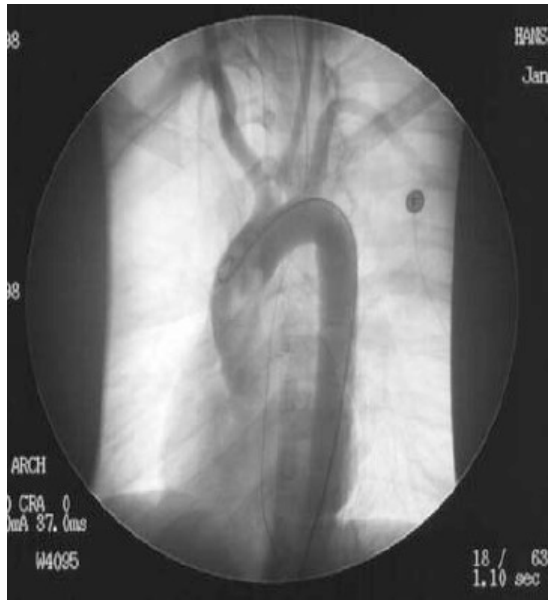
Pl. jód- vagy báriumvegyületek  
 $^{56}\text{BaSO}_4$ ,  $^{53}\text{J}$

kisebbsűrűség



levegő,  $\text{CO}_2$

# Digital Subtraction Angiography (DSA)



*kontrasztanyag*



*natív*

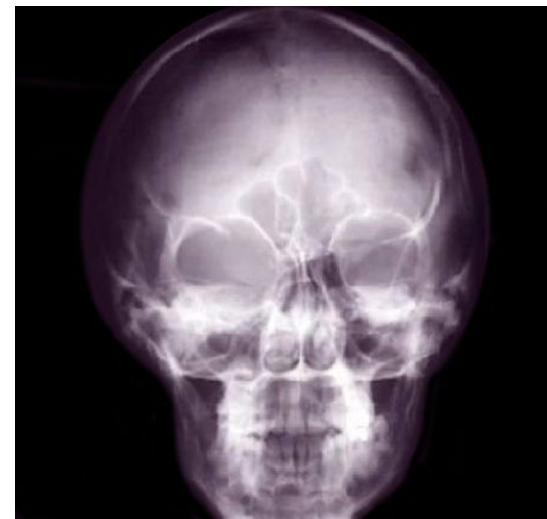


*kontraszt - natív*

# Röntgenkép keletkezése

*A mintán áthatoló intenzitás  
különbségeinek megjelenítése*

- sugárzásérzékeny lemezen
- lumineszkáló ernyőn
- digitalizált képben

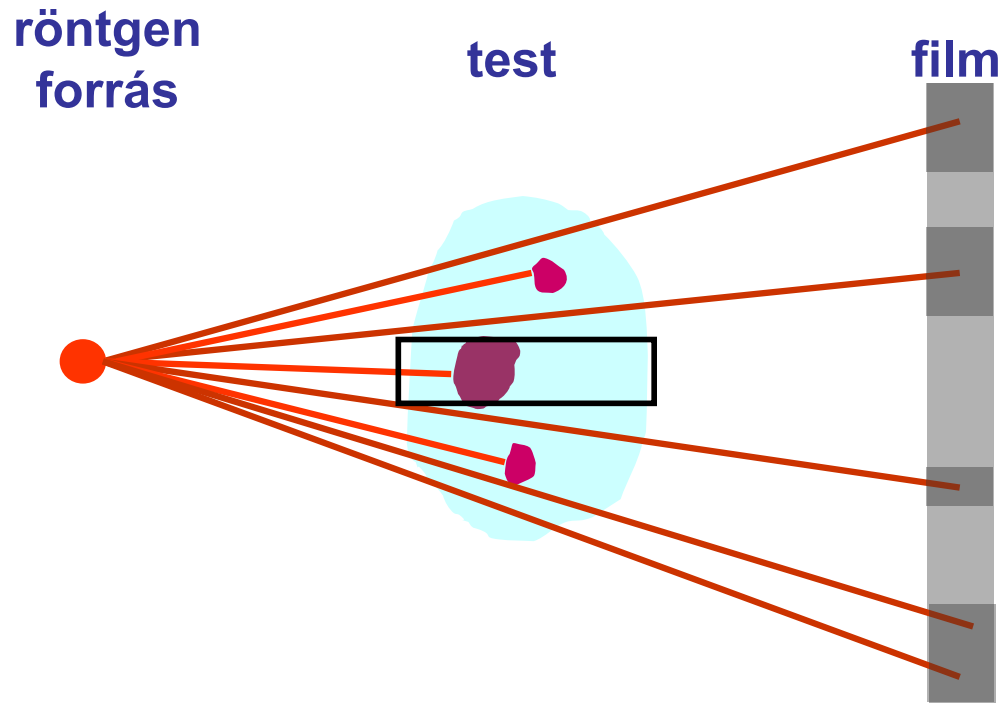


koponya felvétel



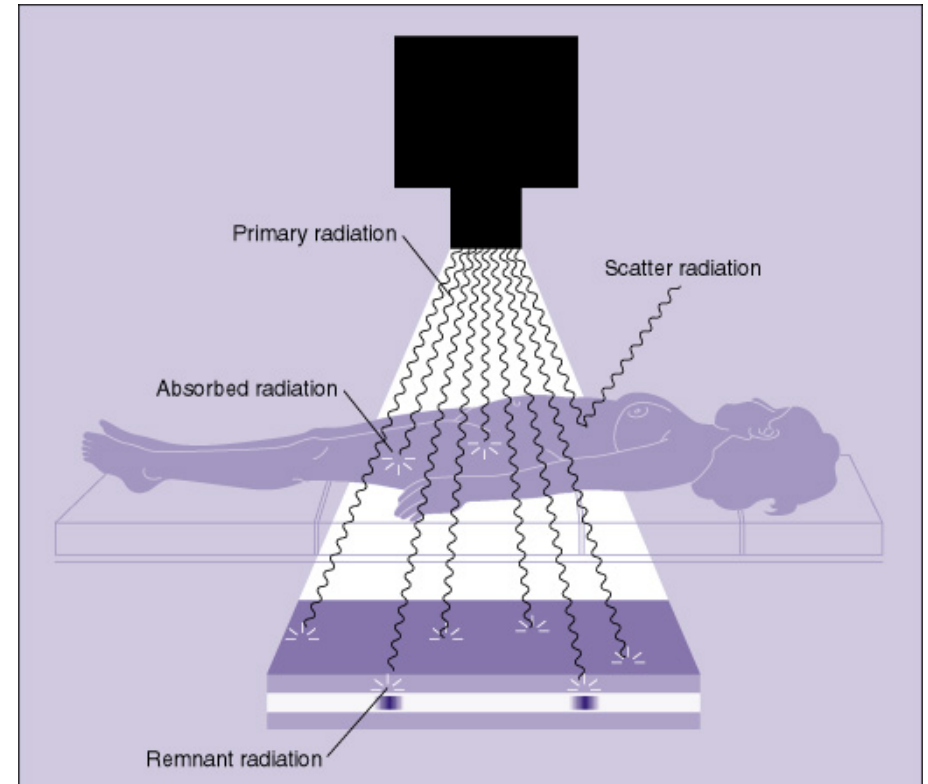
mellkasi felvétel

# Szummációs kép

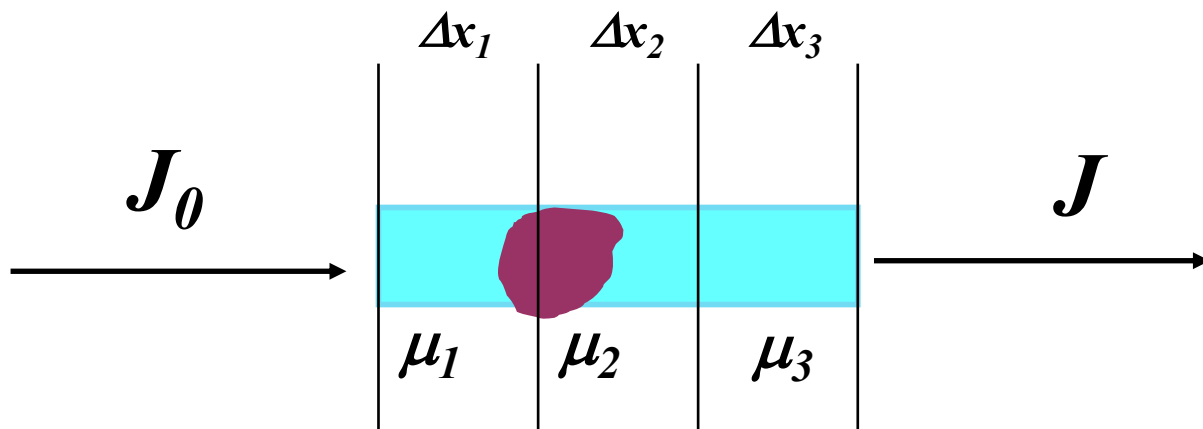


A diagram showing an X-ray beam of initial intensity  $J_0$  entering a light blue rectangular block from the left. Inside the block is a dark purple irregular shape representing an object. The beam exits the block on the right with a reduced intensity  $J$ .

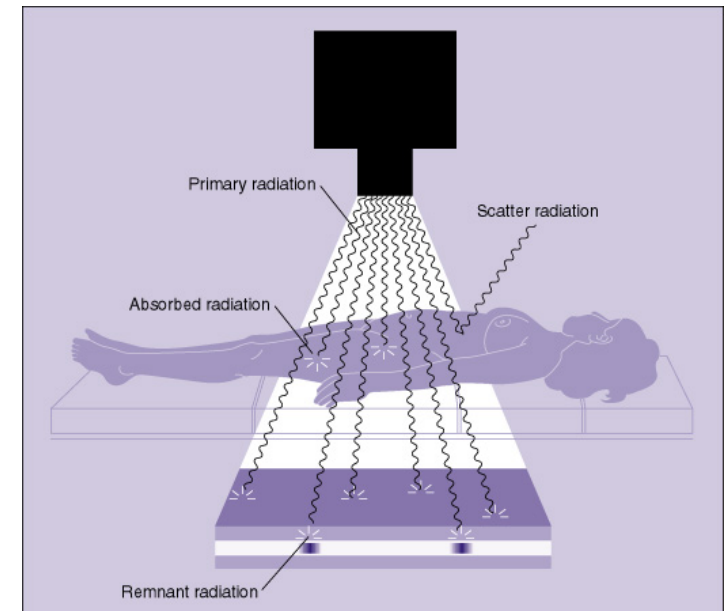
$$J = J_0 e^{-\mu x}$$



A detektált intenzitás-változások arányosak a röntgensugárzás gyengülésével a minta (test) teljes vastagságán keresztül!



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



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

*erről nincs információnk!*

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

$$D = \sum_i D_i$$

# Számítógépes rétegfelvétel

## CT - computed tomography



Godfrey Hounsfield



Allan Cormack

1979 Orvosi Nobel-díj

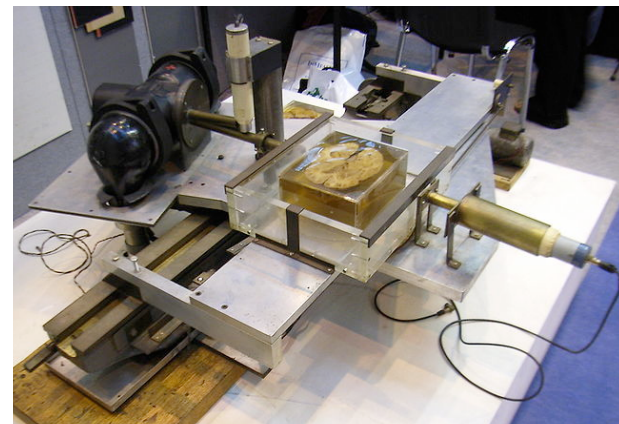


## Történet:

- 1967: első CT felvétel
- 1972: CT prototípus
- 1974: első klinikai CT kép (fej)
- 1976: egésztest CT
- 1979: Nobel-díj
- 1990: spirál CT
- 1992: többszeletes CT
- 2006: 64 szelet
- multiplex és hibrid üzemmódok:  
SPECT-CT, PET-CT,  
“Dual-source” CT



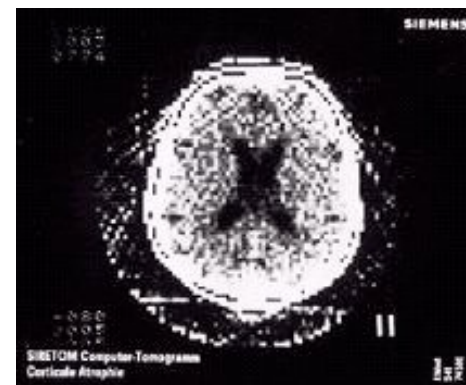
Az első labor CT kép  
agyszeletről



Prototípus CT (EMI)



„Siretom” fej  
szkenner (1974)

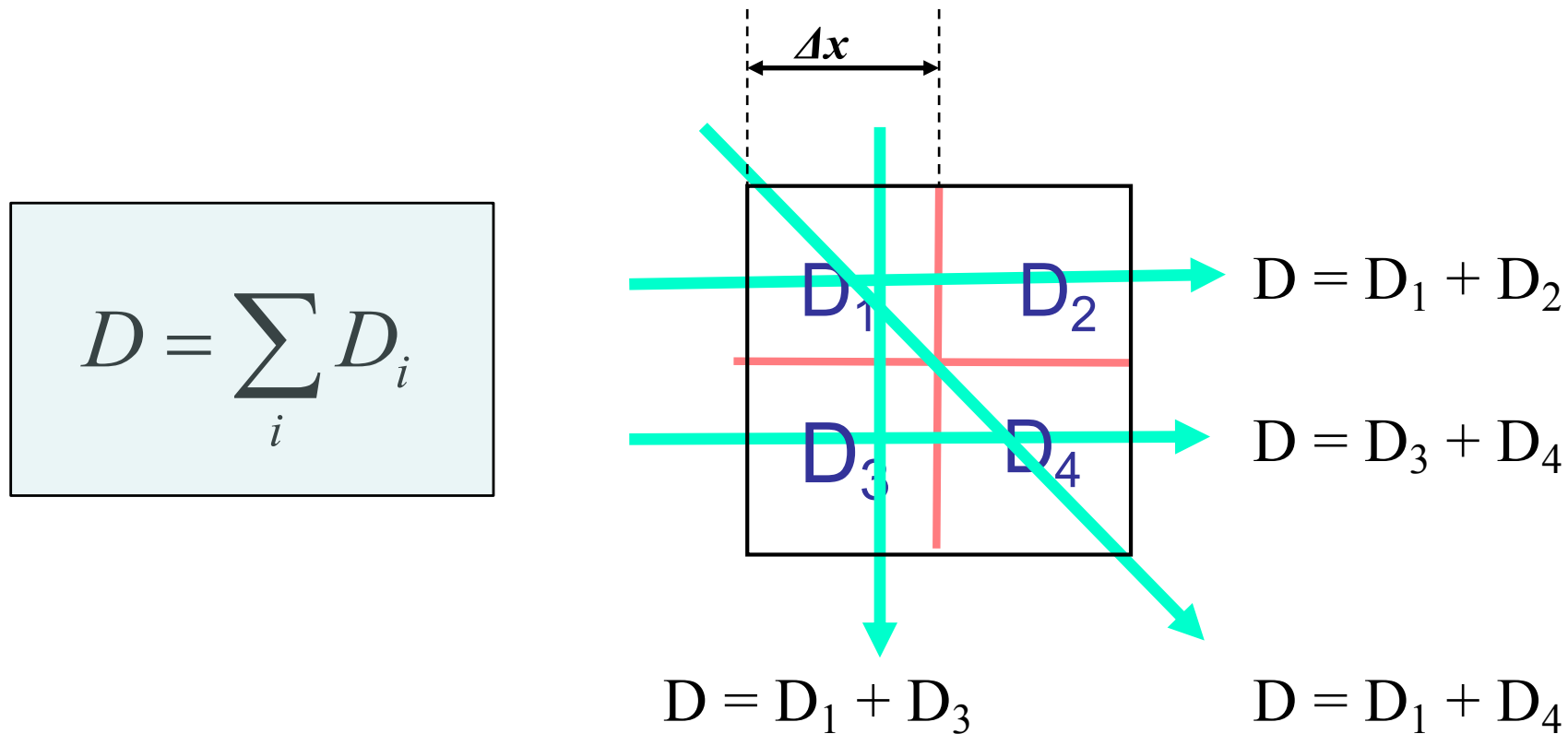


128x128 pixel kép (1975)



*modern  
CT  
készülék*

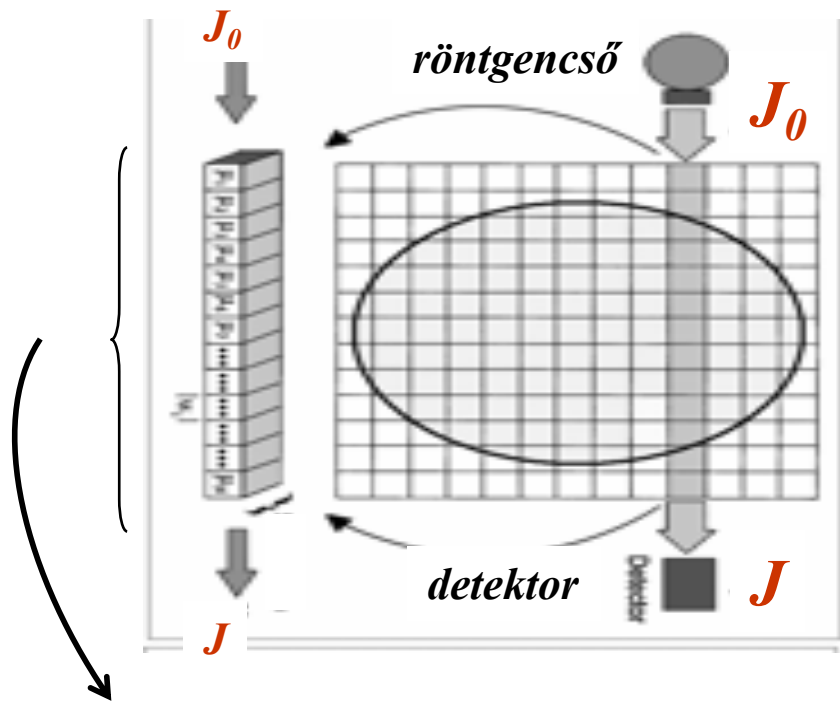
# Matematikai megközelítés egyszerű példán:



“n” független egyenlet „n” ismeretlennel  
→ egyértelműen megoldható!

*objektum*

*digitális kép*



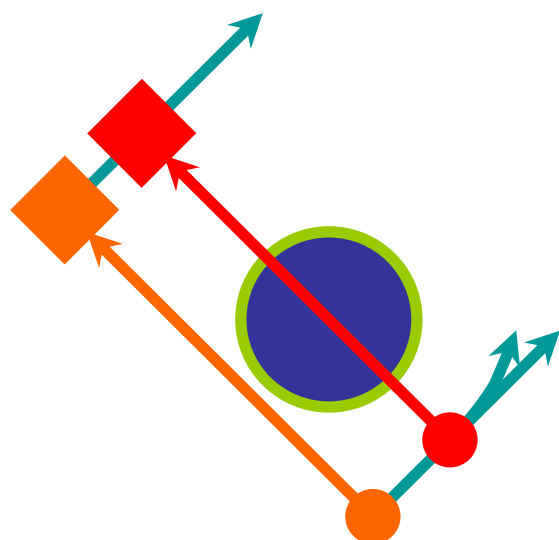
**Voxel :**

volume element / térfogatelem

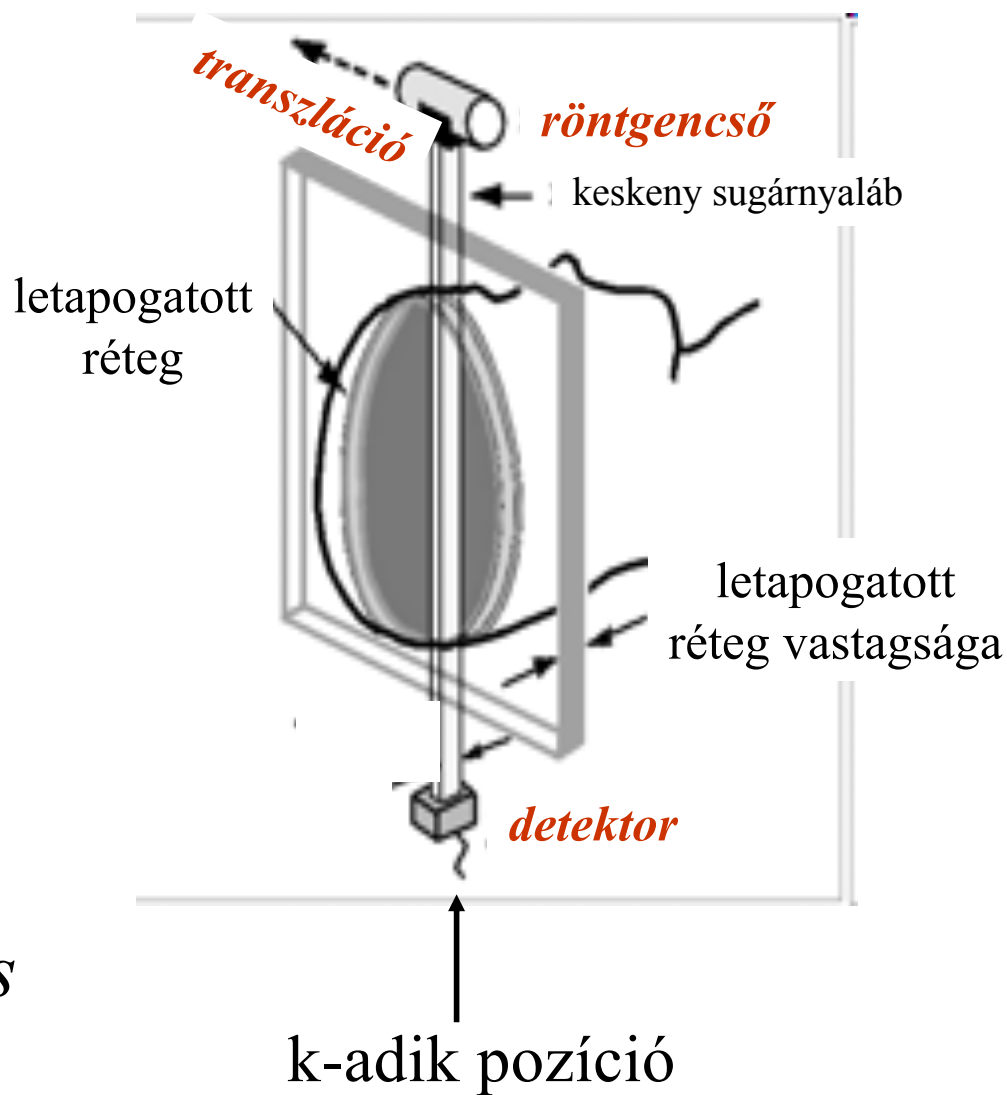
**Pixel :**

picture element / képelem

# Elsőgenerációs CT működése



*Egy detektor  
Haladás és elfordulás  
Párhuzamos sugarak*



# Elsőgenerációs CT működése

## 1<sup>st</sup> Gen Rotating CT



*Egy detektor  
Haladás és elfordulás  
Párhuzamos sugarak*

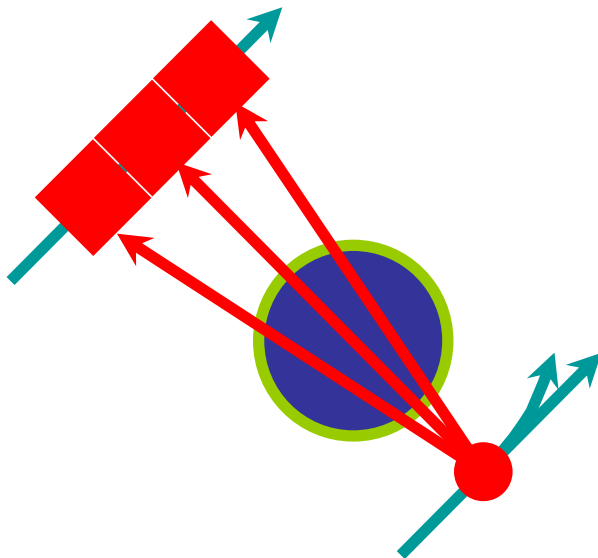
# Második generációs CT működése

2<sup>nd</sup> Gen CT

x-ray source  
translate  
↓



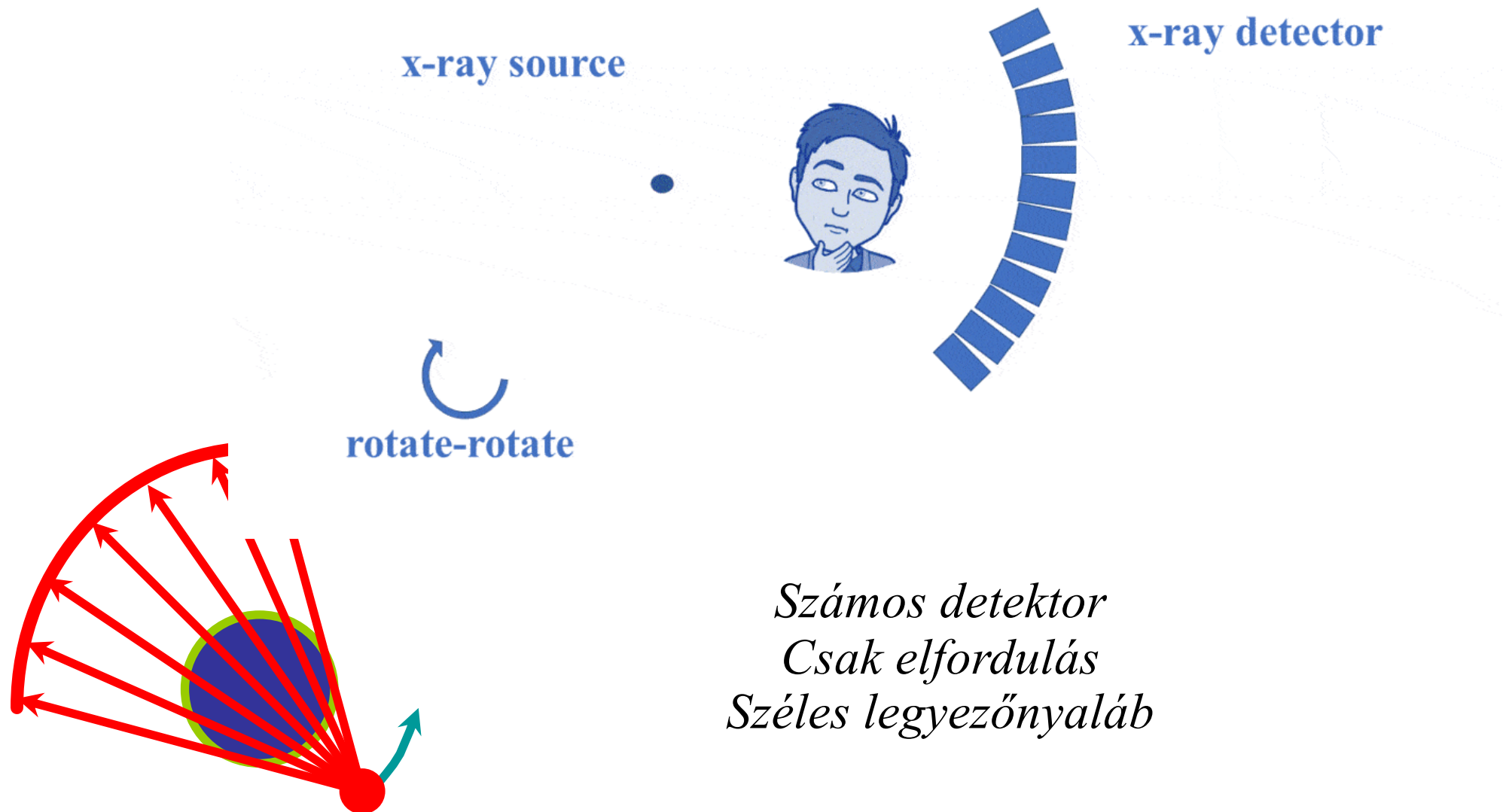
x-ray detector



*Több detektor  
Haladás és elfordulás  
Enyhe legyezőnyaláb*

# Harmadik generációs CT működése

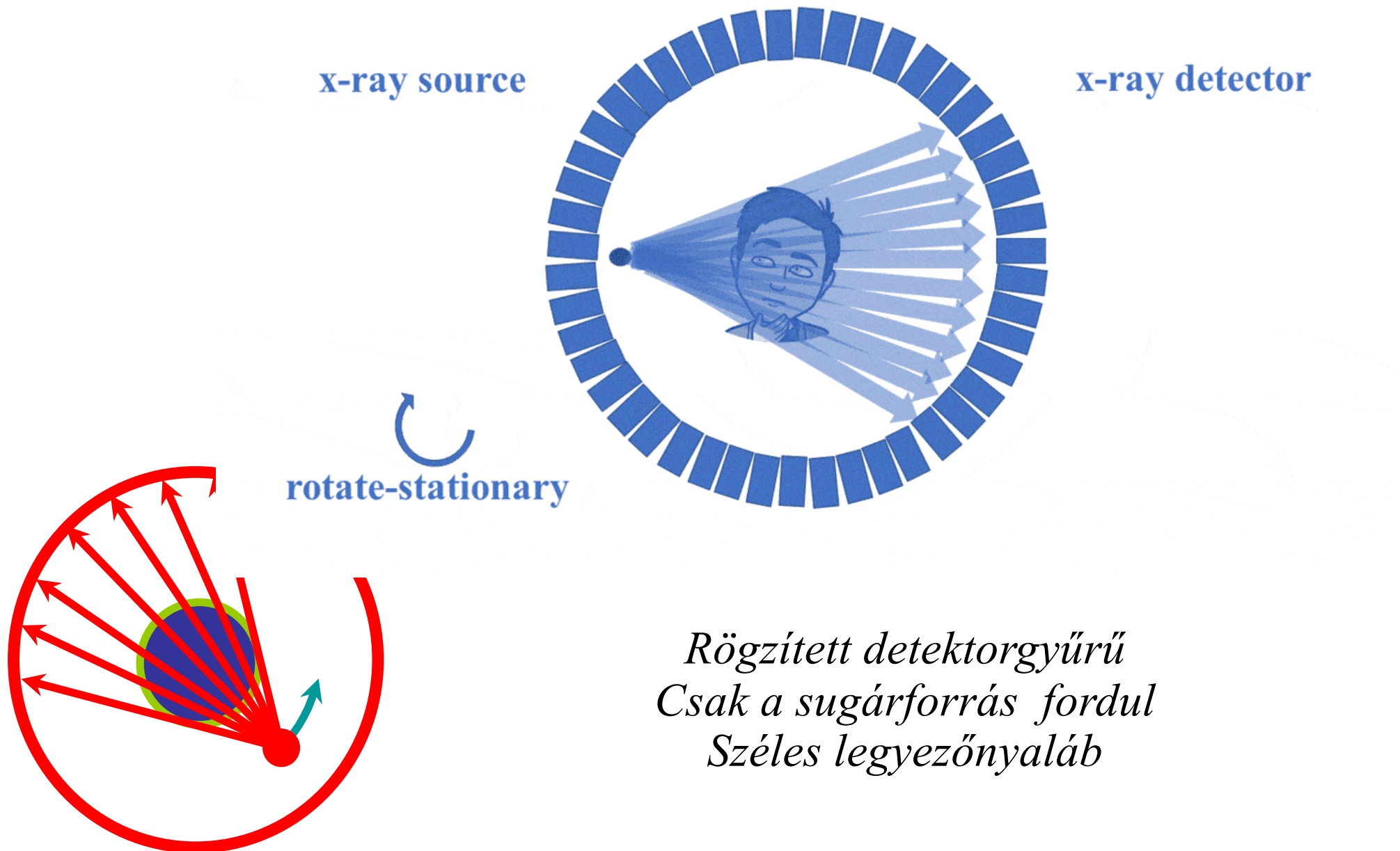
3<sup>rd</sup> Gen CT



*Számos detektor  
Csak elfordulás  
Széles legyezőnyaláb*

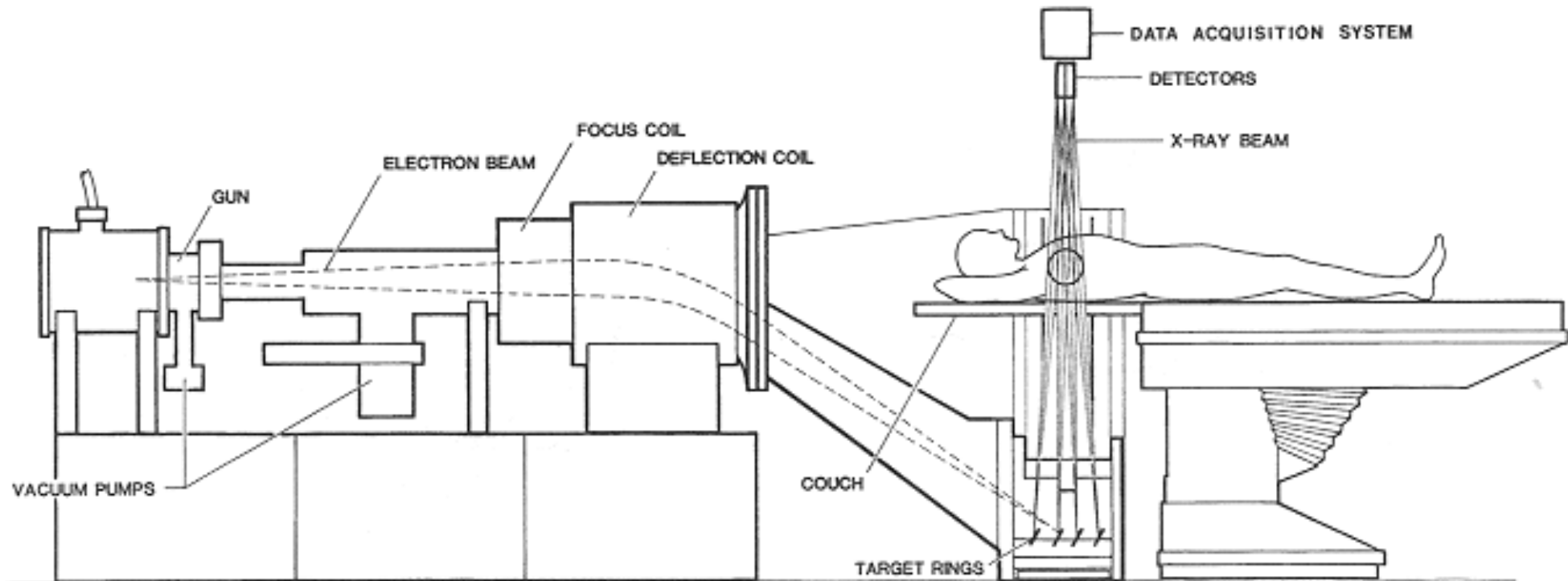
# Negyedik generációs CT működése

## 4<sup>th</sup> Gen CT



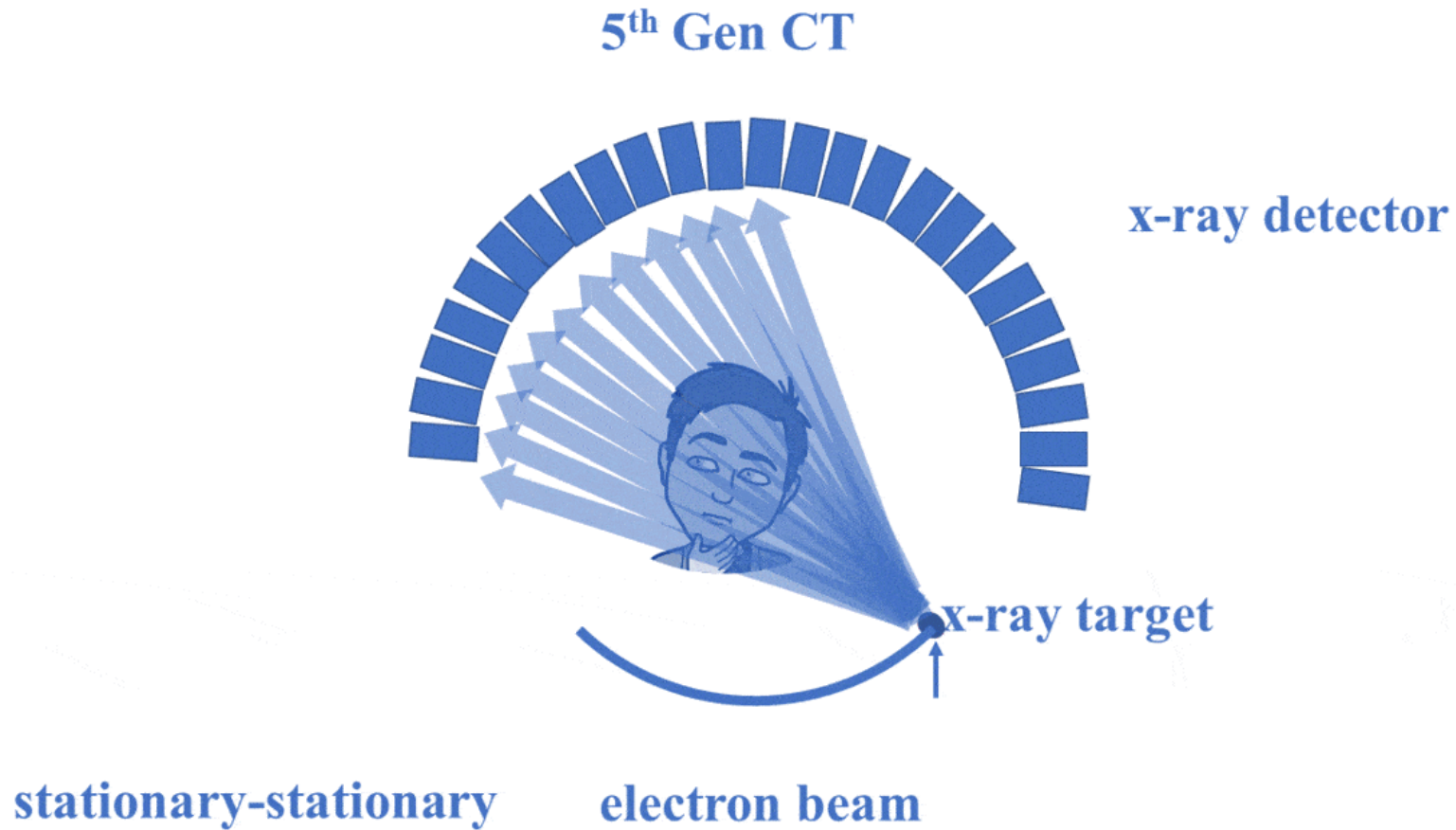


# Ötödik generációs CT működése



Hagyományos röntgenső helyett elektronágyú, az elektronnyalábot a W-targetre irányítjuk. (álló – álló elrendezés)

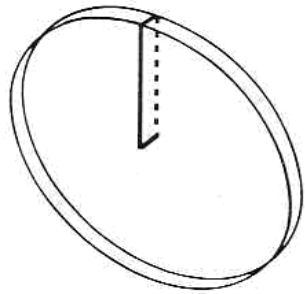
# Ötödik generációs CT működése



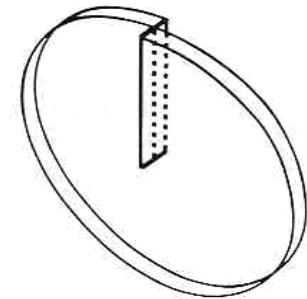
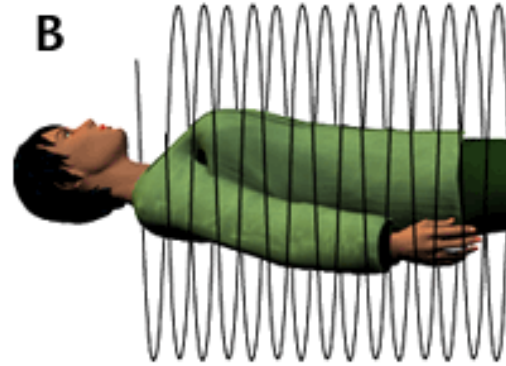
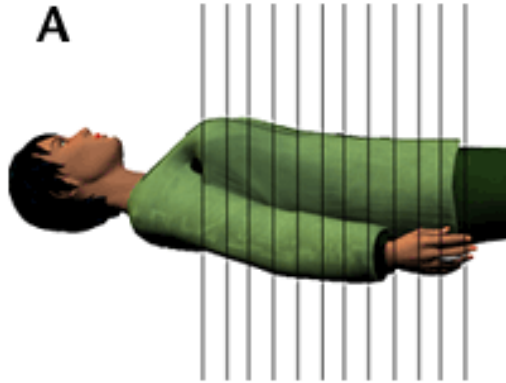
# CT generációk összehasonlítása

Generation	Year	Why Developed	Anatomy	Source-Detector Movement	Time to acquire 1 image	Why it died?
1 st Gen	1971	To show CT works	Head Only	Translate-Rotate	~5 min	Slow
2nd Gen	1974	Image Faster	Head Only	Translate-Rotate	20sec-2min	Slow
3rd Gen	1975	Image Faster	All Anatomy	Rotate-Rotate	1 sec	This Geometry won.
4th Gen	1976	Make images without rings	All Anatomy	Rotate-Stationary	1 sec	Expensive, not good for scatter.
5th Gen	1980s	Fast Cardiac CT	Cardiac Only	Stationary-Stationary	50 ms	Cardiac specific, low x-ray flux.

# Spirál CT

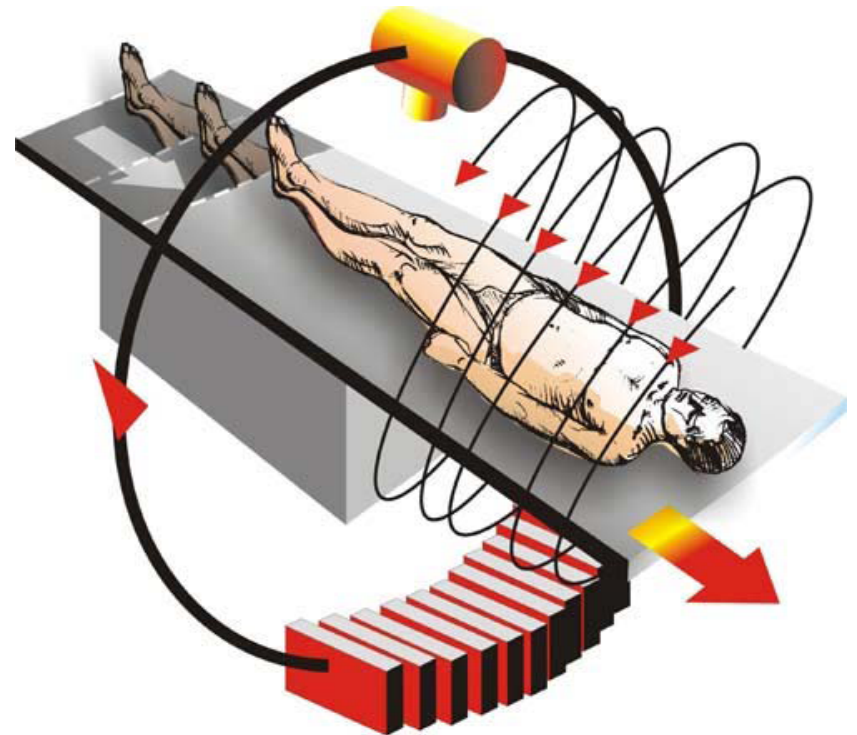
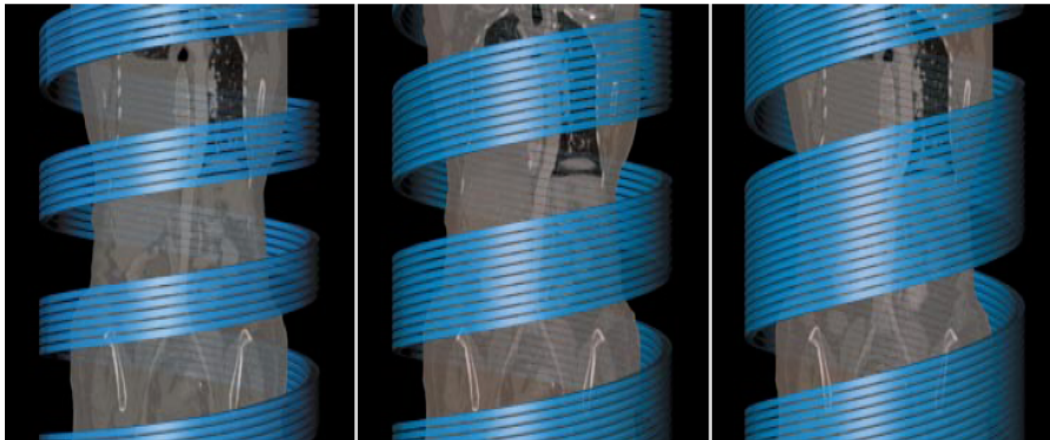


Hagyományos  
CT szelet



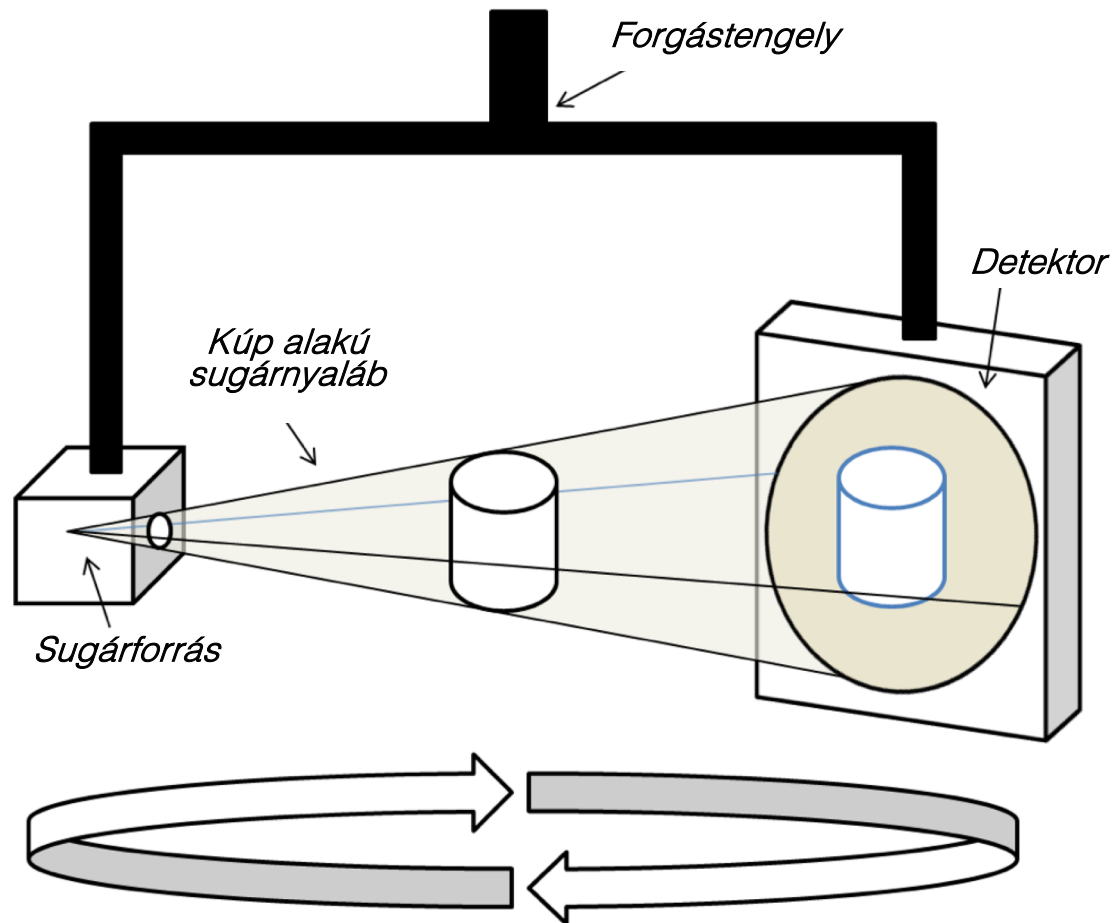
Spirál CT  
szelet

Pontosabb 3D rekonstrukció  
és gyorsabb adatgyűjtés

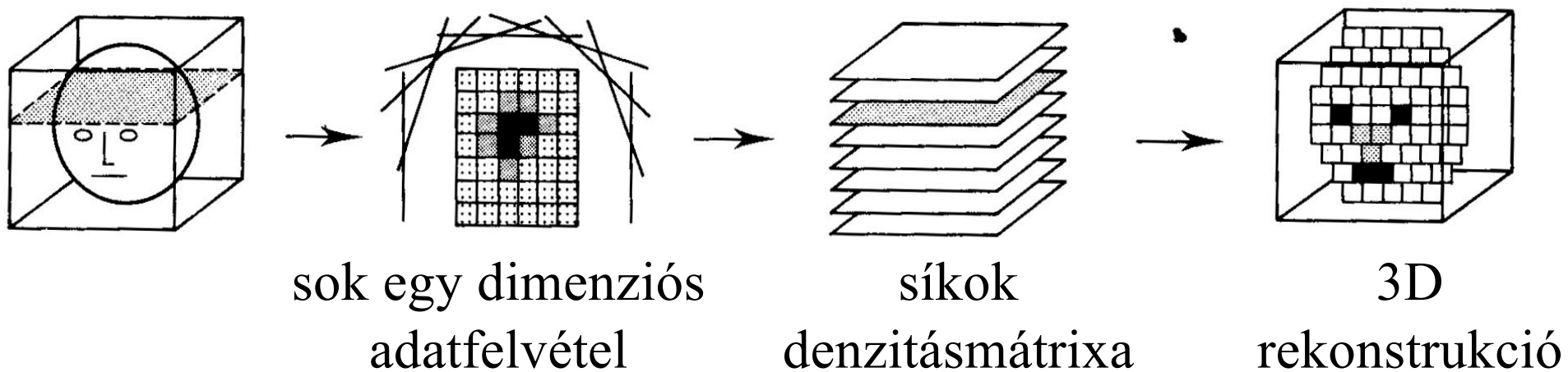


# Cone beam CT

- *Cone-beam computed tomography (CBCT), C-kar CT, cone beam volume CT, flat panel CT*
- *Kúp alakban széttérülő röntgen sugárnyaláb*
- *Volumetriás adatahalmazt szolgáltat; digitális képrekonstrukciót igényel*
- *Fogászati, intervenzív radiológiai, radioterápiás alkalmazások*



# A tárgy 3D rekonstrukciója



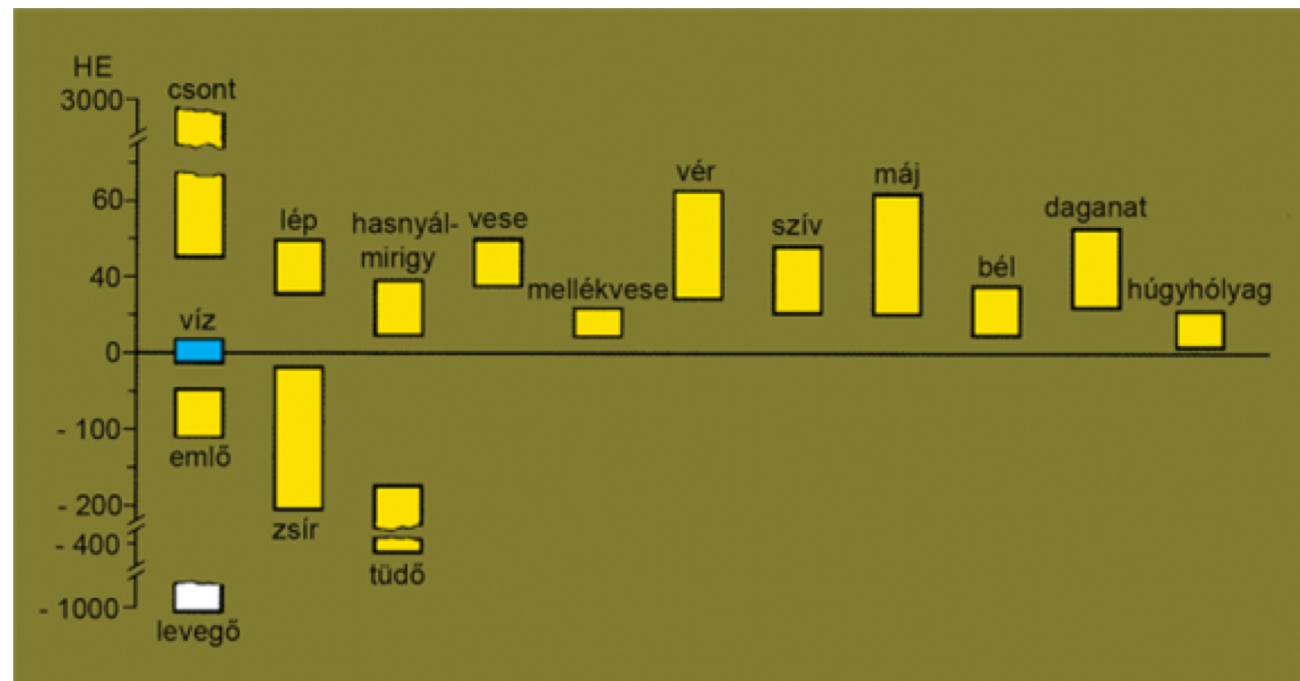
# A kép rekonstrukciója

## denzitásmátrix

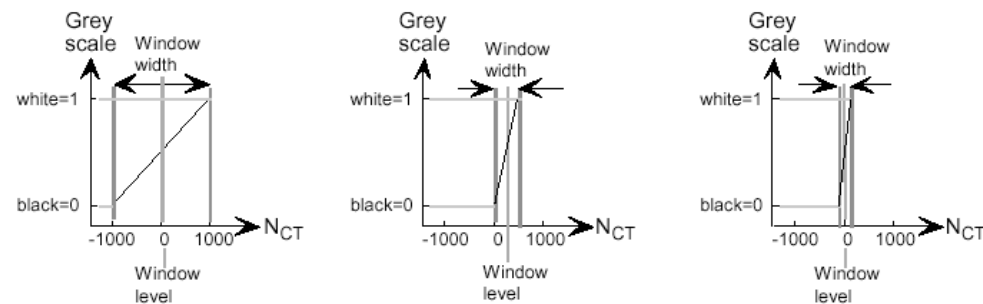
*Hounsfield-egységek alapján*

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

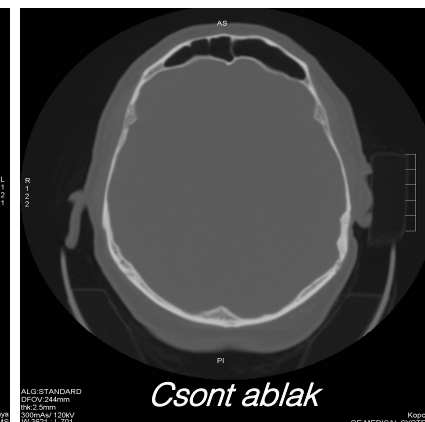
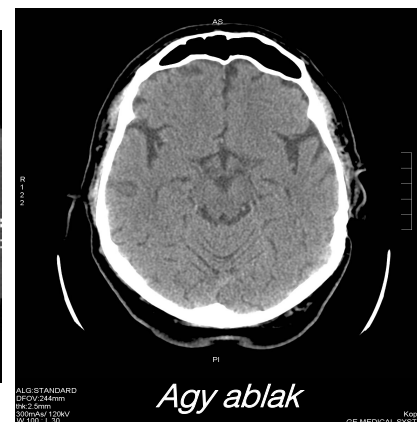
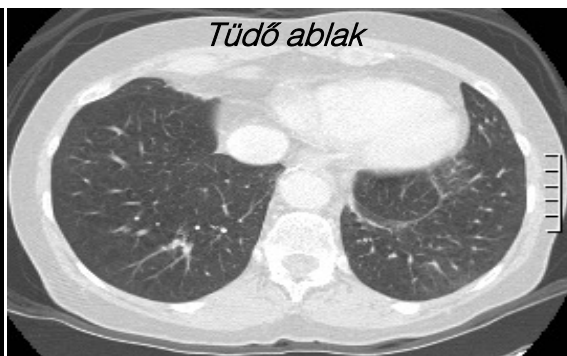
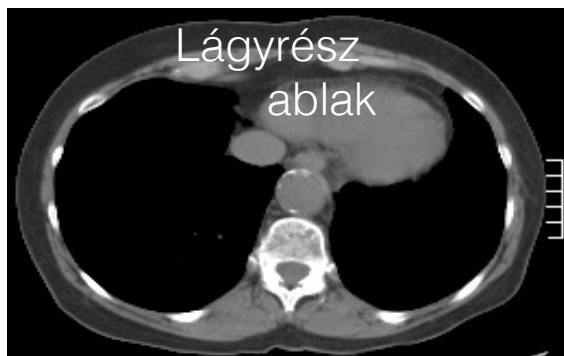
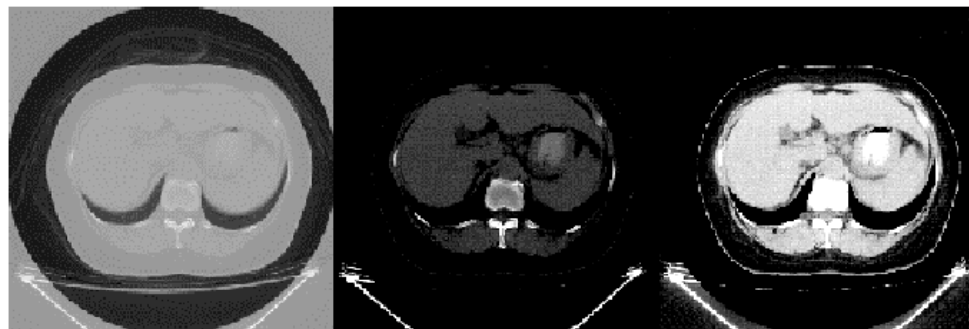
Hounsfield-skála



# A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”

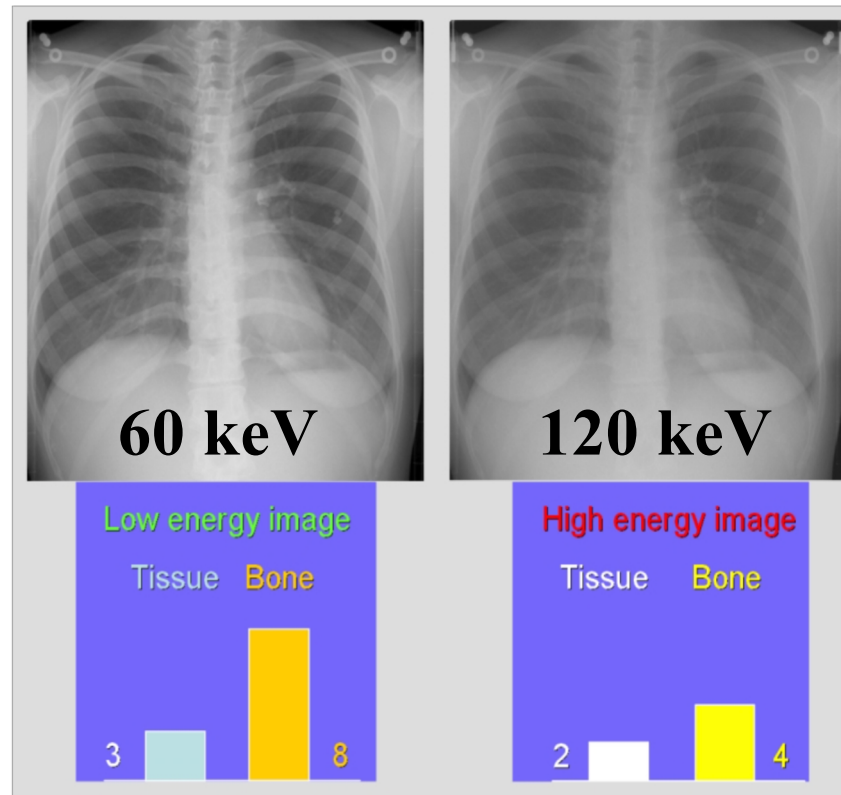


*Ugyanazon  
mellkasfelvétel  
különböző ablakozással  
(különböző kontraszt-  
transzfer függvény)*





# Kontraszt kiemelés dupla forrással



## Weighted subtraction and scaling

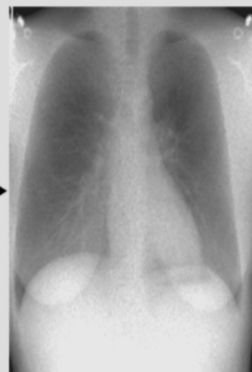
### Tissue only: remove bone signal

Choose constants to remove bone:

$$(\text{high} * 2 - \text{low} * 1) * k_t \xrightarrow{\text{Tissue signal scaling factor, } k_t}$$

$$(4 * 2 - 8 * 1) = 0 \text{ (bone residual)}$$

$$(2 * 2 - 3 * 1) = 1 \text{ (soft tissue residual)}$$



### Bone only: remove tissue signal

Choose constants to remove tissue:

$$(\text{low} * 2 - \text{high} * 3) * k_b \xrightarrow{\text{Bone signal scaling factor, } k_b}$$

$$(8 * 2 - 4 * 3) = 4 \text{ (bone residual)}$$

$$(3 * 2 - 2 * 3) = 0 \text{ (soft tissue residual)}$$



## *CT összefoglalás*

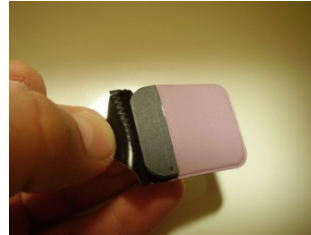
- Rtg sugárzást használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a röntgensugár elnyelés különbségeinek ábrázolása a vizsgált síkban
- Hagyományos (elavult) technika: egy szelet – 2 - 4 sec, teljes vizsgálat: 5 - 15 perc
- Spirál CT technika: egy szelet – 1 - 1.5 sec, vizsgálati idő: 30 - 60 sec (+ előkészítés)
- Multidetektoros spirál CT (4-64 detektorsor): egy szelet – 0.4 - 1 sec, vizsgálati idő: 5 - 15 sec

## *A CT korlátai*

- Ionizáló sugárzás
- Hagyományos röntgenfelvétel dózisának akár 50-100-szorosa!
- Közvetlen sugár-expozíció mellett szórt sugárzás (egy-két nagyságrenddel kisebb)

# Röntgensugárzás detektálása

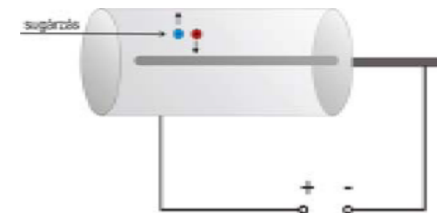
fotófilm



szcintillátorok



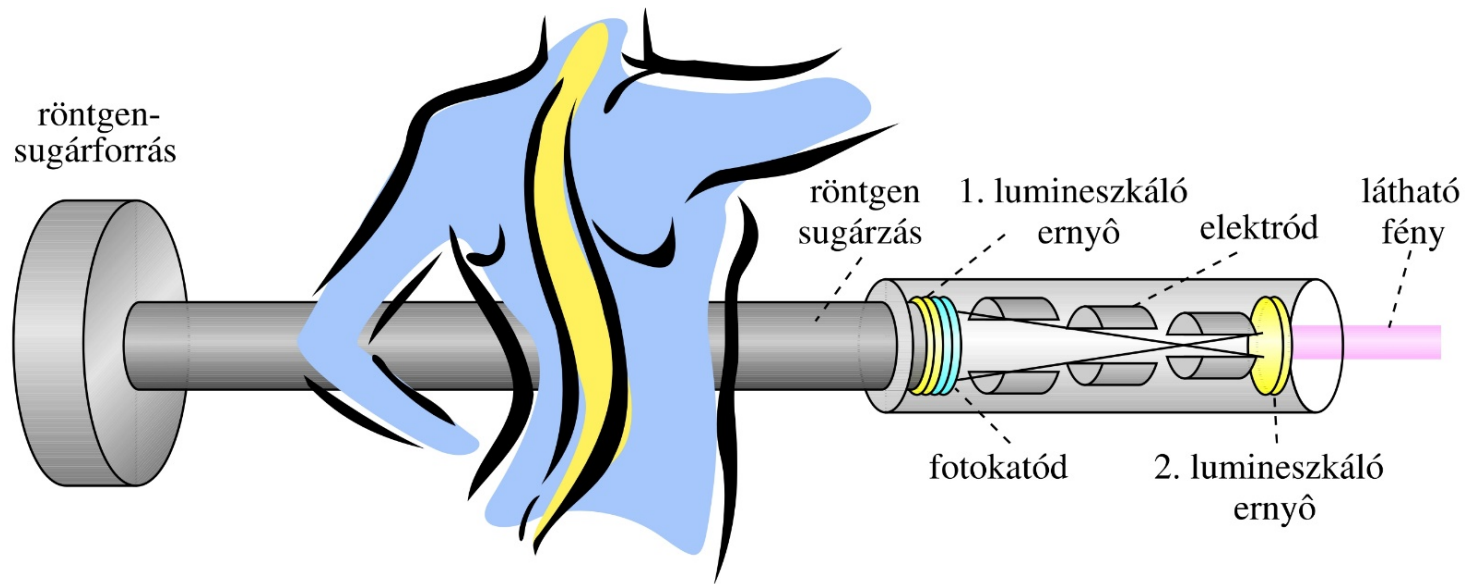
gázionizációs detektorok



félvezető eszközök



# Elektronikus röntgenkép-erősítő



digitalizálható kép

kisebb sugárterhelés

röntgenkontroll mellett végzett manipuláció

## ***Ellenőrző kérdések***

*A rtg-sugárzás elnyelődése*

*Tömeggyengítési együttható*

*A rtg-kép keletkezése – a rendszám szerepe*

*A rtg-cső optimális beállítása*

*Szummációs kép*

*Kontrasztanyagok*

*Panoráma rtg*

*RTG képerősítő*

*A CT alapelve*

*Hounsfield egység*

*A CT generációi*

Kapcsolódó fejezetek:

*Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika*

VIII. 3.1

3.1.1

3.1.2

VIII.4.3