

DFT Biofizika

3. Röntgensugárzás előállítása és diagnosztikai alkalmazásai

A Röntgen-cső működése: fékezési és karakterisztikus sugárzás. Röntgensugárzás elnyelődése anyagban: fotoeffektus és Compton-szórás. A röntgenkép minőségét befolyásoló tényezők. Szummációs kép és CT. Hounsfield-egység és ablakozás.

Dr. Liliom Károly

karoly.liliom.mta@gmail.com

2025. 09. 16.

Röntgen és kora

1895: Röntgen felfedezi az ismeretlen "X" sugárzást

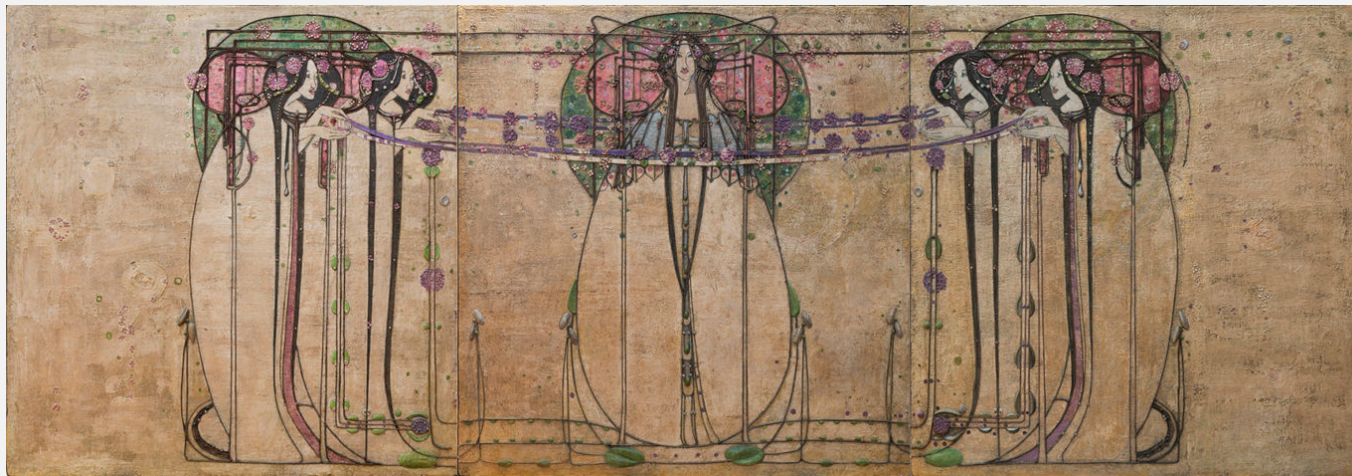
(Alfred Nobel végrendelete, mozgóképek, automobil...)

1896: Becquerel felfedezi a radioaktivitást

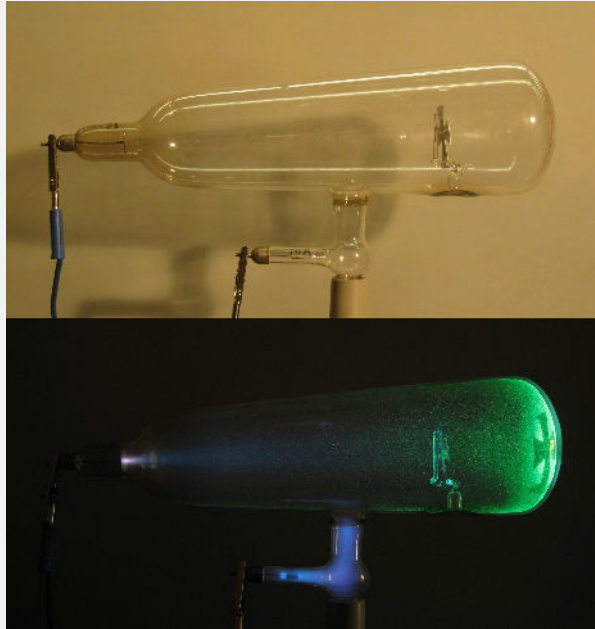
1897: Thomson felfedezi az elektront

1898: Pierre és Marie Curie felfedezi a polóniumot és a rádiumot

1900: Max Planck dolgozata a hőmérsékleti sugárzásról...



Margaret and Frances MacDonald – Art Nouveau



a felfedezés

A Crookes-cső közelébe helyezett bárium platinocianid ernyő fluoreszkál.

- Röntgen fekete kartonba tekerte a csövet és vizsgálta a fluoreszkálást. November 8-án észrevette, hogy a Crookes-csővel egy vonalban lévő asztal alsó fiókjában a becsomagolt fotólemez megfeketedett úgy, hogy a felső fiókban lévő kulcs képét mutatta! Ezután szisztematikusan vizsgálta az ismeretlen sugárzást, megállapította, hogy a sugárzás áthatol fán, papíron, ruhán, sőt több fémen is, kivéve a nagyobb sűrűségű fémeket, pl. az ólmot.
- 1895. december 28-án „Egy újfajta sugárzásról: előzetes közlemény” címmel eredményeit beküldte a würzburgi Fizikai-Orvosi Folyóirathoz.



Wilhelm Conrad Röntgen

1901: Fizikai Nobel-Díj
a röntgensugárzás felfedezéséért

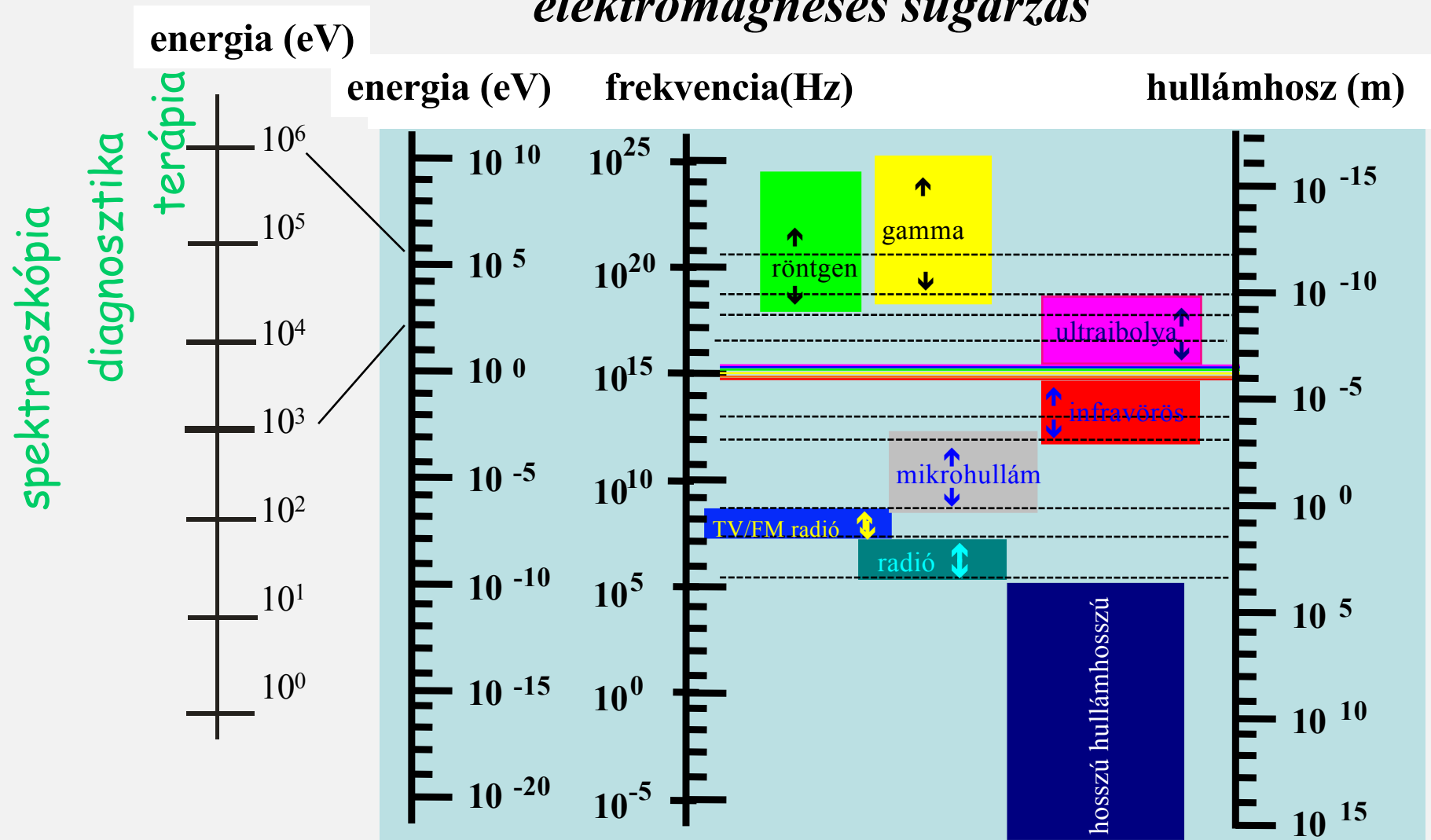
Felfedezés – 1895. november
Publikálás – 1895. december 28.
(1896-ban ezer fölötti publikáció...
Orvosi alkalmazás – 1896. január
- Edison 1896 májusra kifejleszti
a fluoroszkópot...



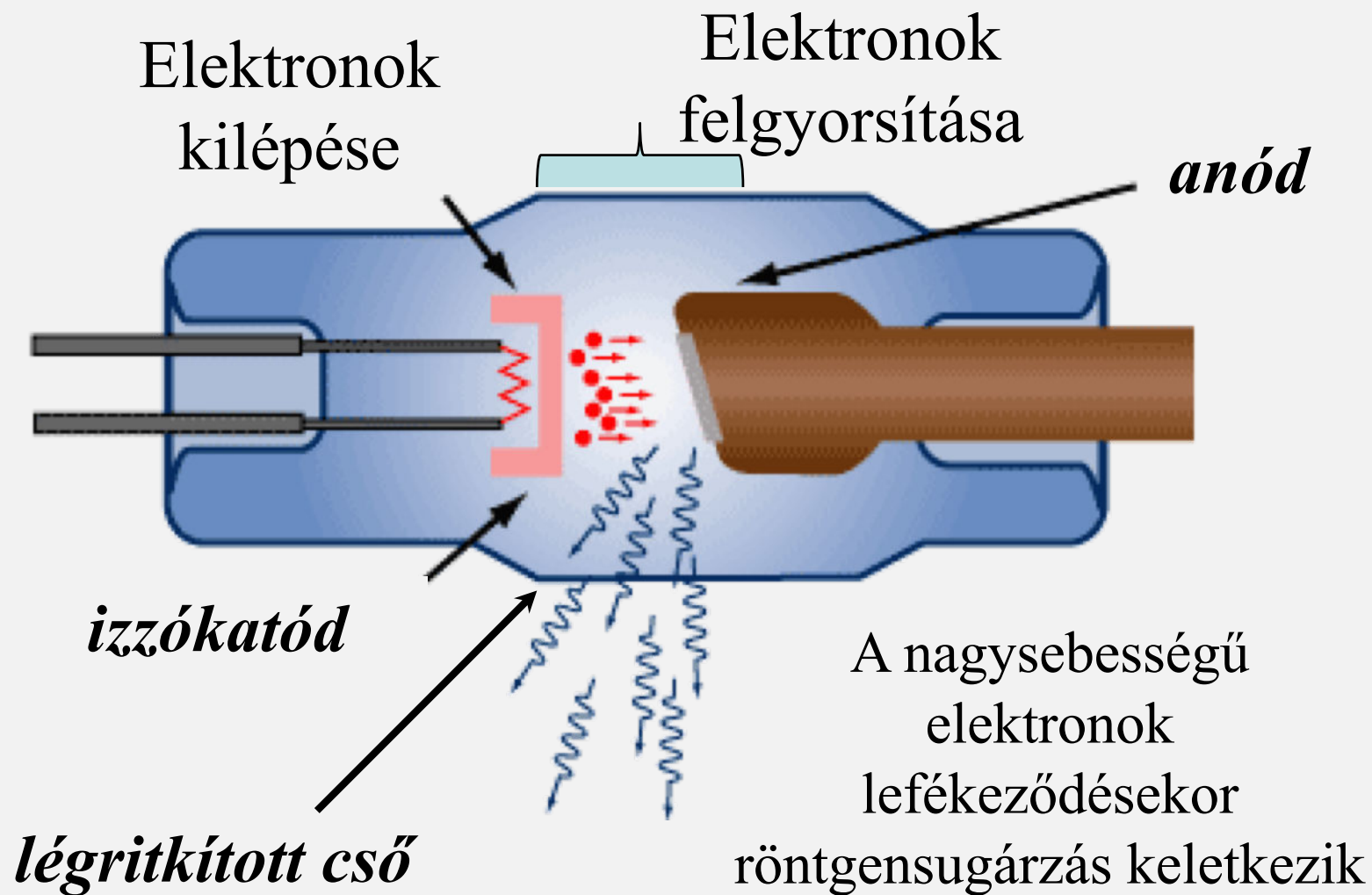
1895. december 22.: felvétel
Röntgen feleségének kezéről

A röntgensugárzás

elektromágneses sugárzás

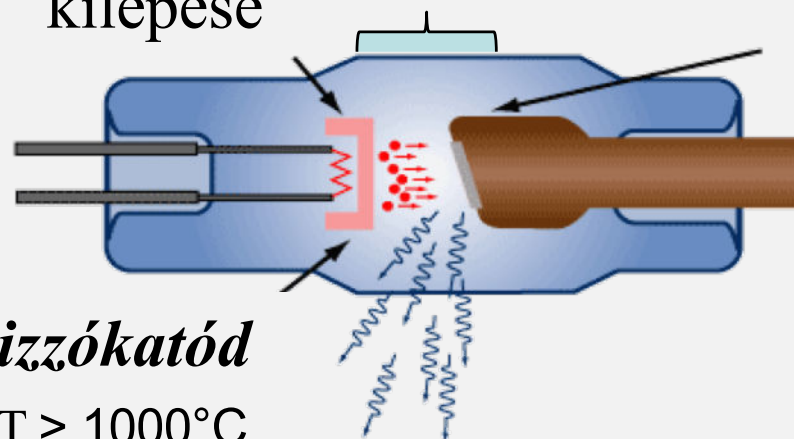


A röntgenső felépítése



A röntgencső működése

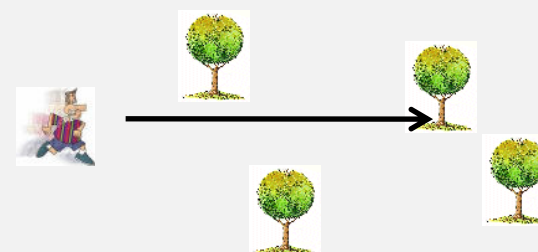
Elektronok
kilépése



izzókatód

$T > 1000^{\circ}\text{C}$

miért kell vákuum?

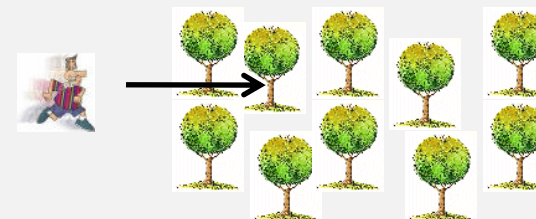


vákuum $\sim 10^{-4}$ Pa

szabad úthossz ~ 10 cm

$$I_{anod} = \frac{Q}{t} = \frac{n * e}{t}$$

$$P_{elektromos} = UI$$

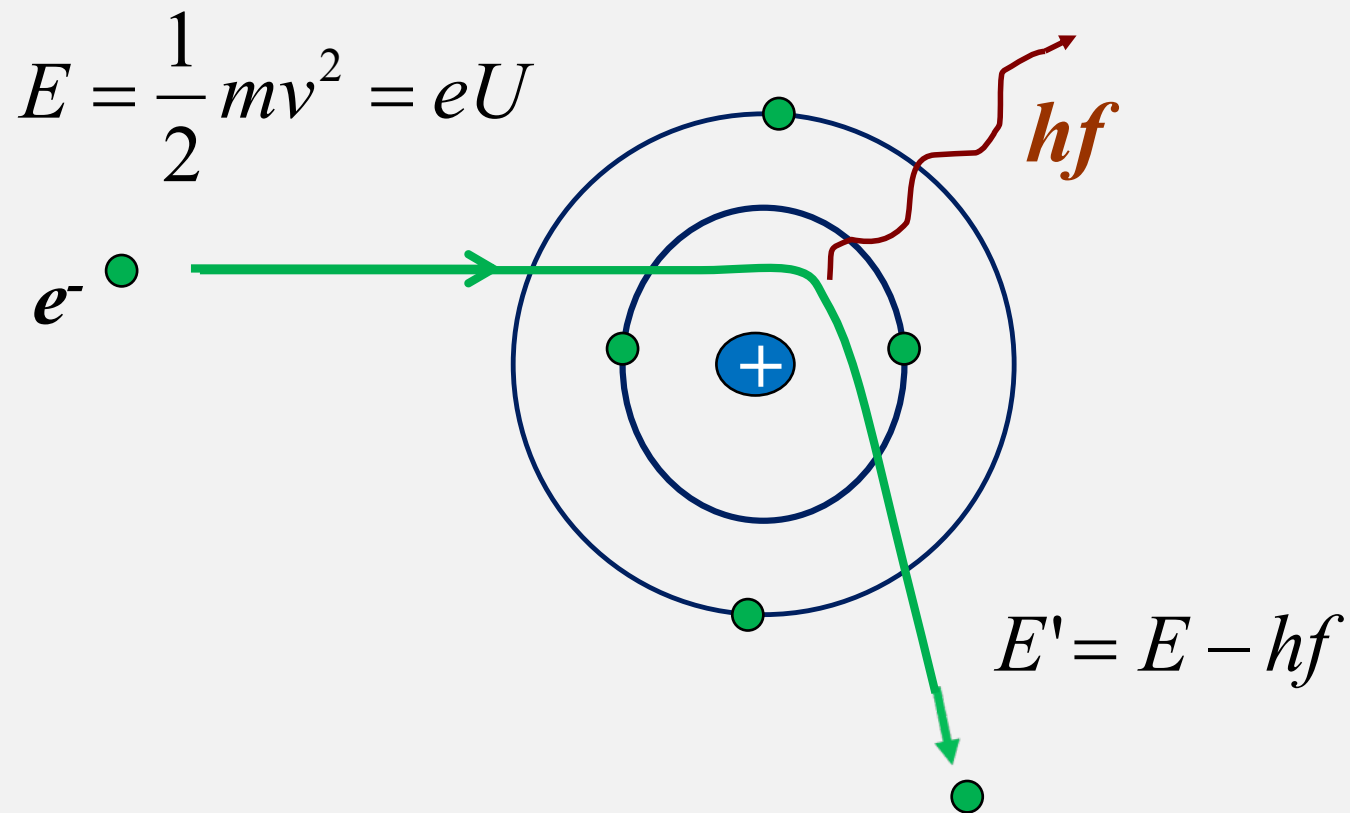


levegőben normál nyomáson
a szabad úthossz ~ 70 nm

A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusa



1. Fékezési sugárzás



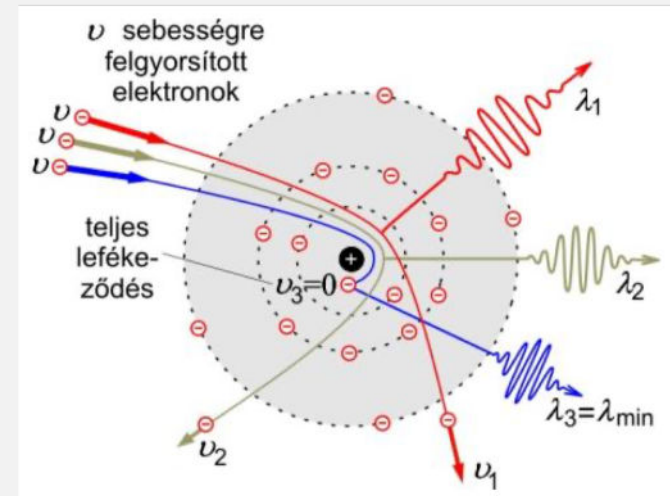
A belépő elektron eltérül és lelassul a mag erőterében.

Az eltérülő elektron mozgási energiája csökken.

Az energiakülönbséggel azonos energiájú foton keletkezik.

A foton energiája függ a

- a beérkező elektron energiájától
- az eltérülő elektron pályájától
- a target (anód) rendszámától



A maximális fotonenergia a belépő elektron mozgási energiájával egyenlő – Duane-Hunt szabály

A fékezési sugárzás spektruma

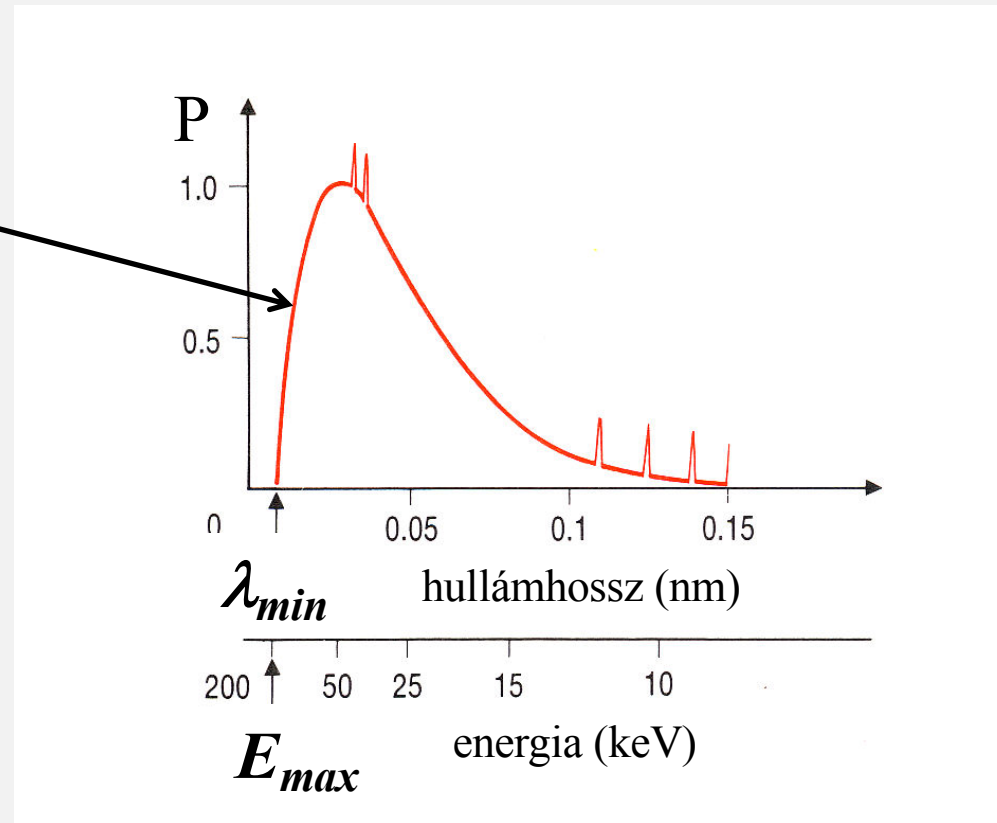
félfolytonos
spektrum

$$E_{\max} = \frac{1}{2}mv^2 = eU$$

$$eU = h \frac{c}{\lambda_{\min}}$$

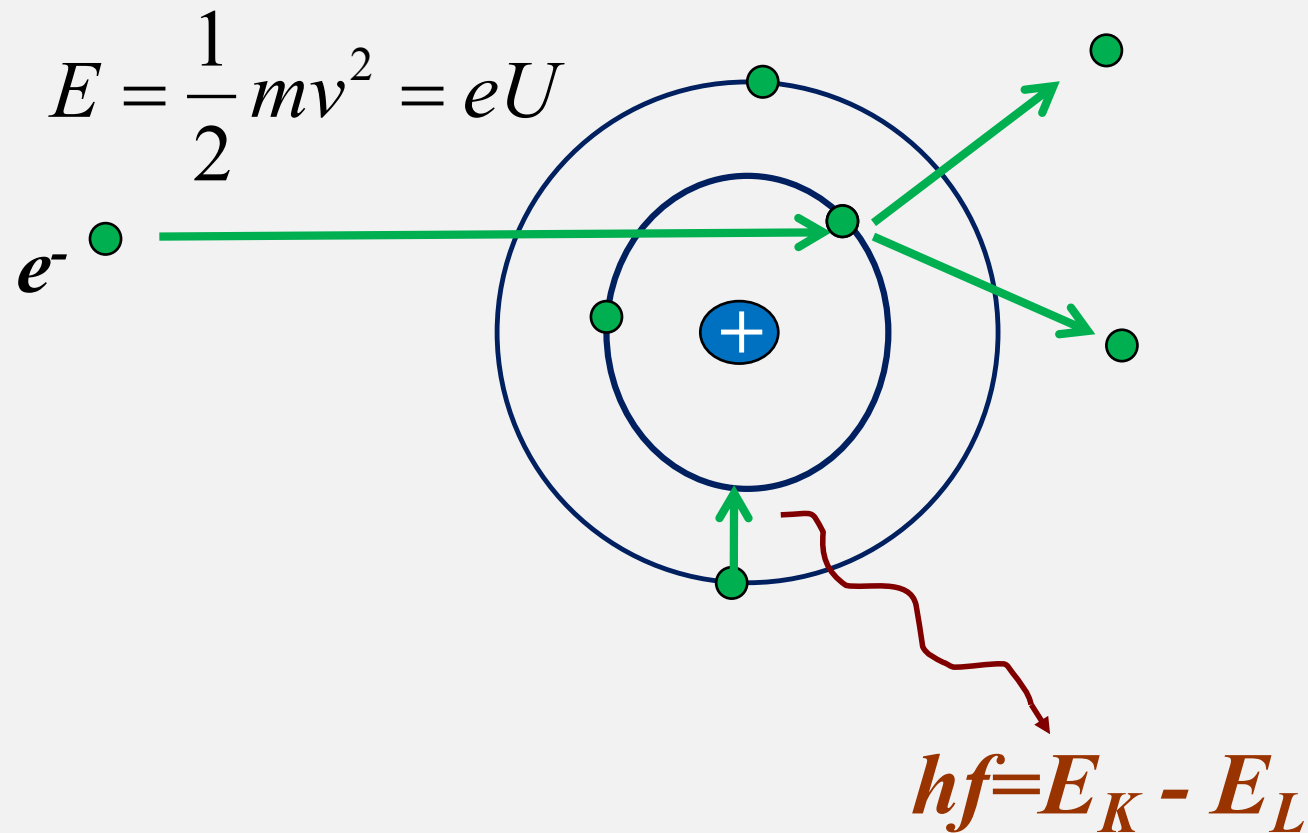
$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}$$

Duane-Hunt szabály



A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusa

2. Karakterisztikus sugárzás



A belépő elektron – ha energiája elég nagy – belső héjon lévő elektront gerjeszthet/ionizálhat.

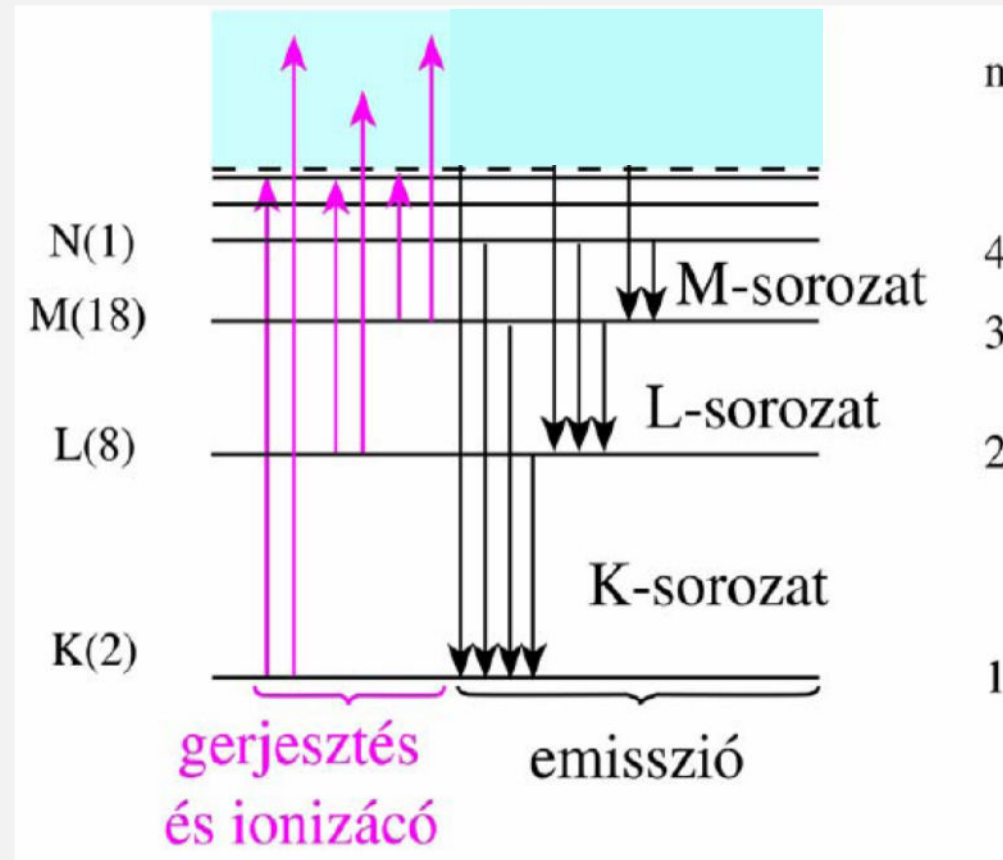
A távozó elektron helyén “lyuk” marad.

Az energia-minimum eléréséhez a betöltetlen állapotot egy magtól távolabbi elektron tölti be.



A héjak közötti energiakülönbséggel azonos energiájú foton keletkezik.

Lehetséges energiaátmenetek



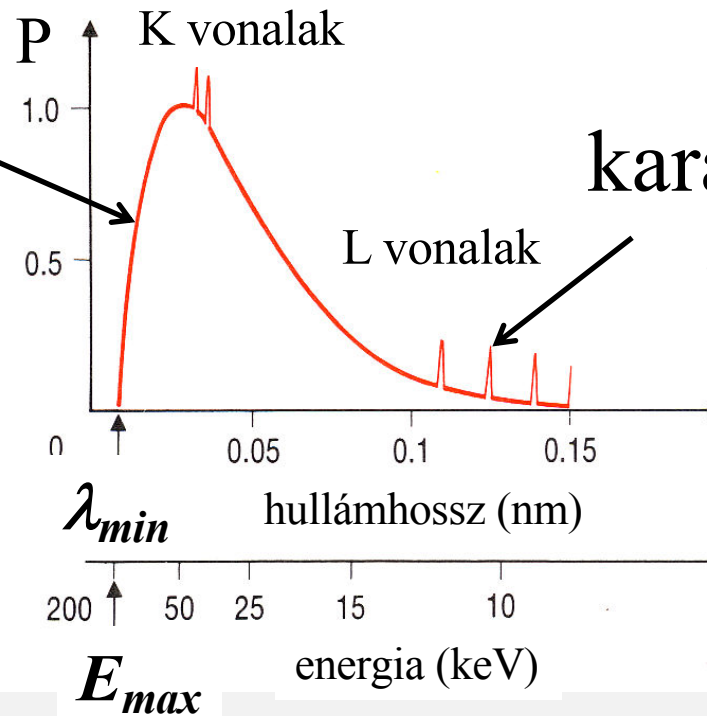
A lehetséges fotonenergiák a target elektronszerkezetétől függenek – karakterisztikus az adott anyagra

A röntgensugárzás spektruma

Folytonos
fékezési spektrum

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}$$

Duane-Hunt szabály



Vonalas
karakterisztikus
spektrum

A röntgencső teljesítménye és hatásfoka

$$P = cIU^2Z$$

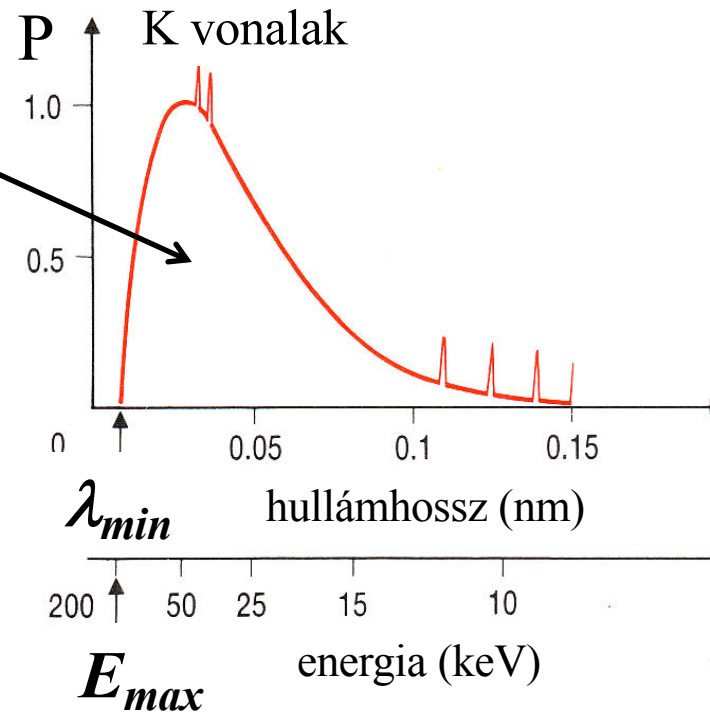
$$c = 1,1 \times 10^{-9} [1/V]$$

bemeneti teljesítmény:

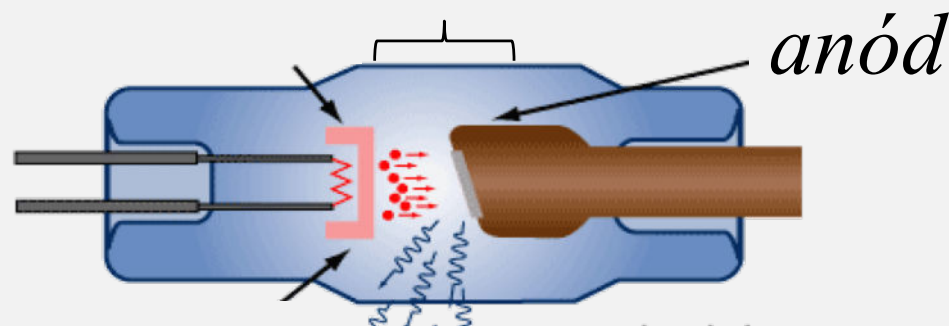
$$P' = IU$$

$$\eta = \frac{P}{P'} = cUZ$$

$$\eta < 1\%$$



Röntgencső az orvosi gyakorlatban



Az anód *anyaga*: - minél nagyobb rendszám
- minél magasabb olvadáspont

Az anód *fókusza* (az elektronok becsapódásának helye)

- kis fókuszs → élesebb kép
- nagy fókuszs → jobb hőeloszlás

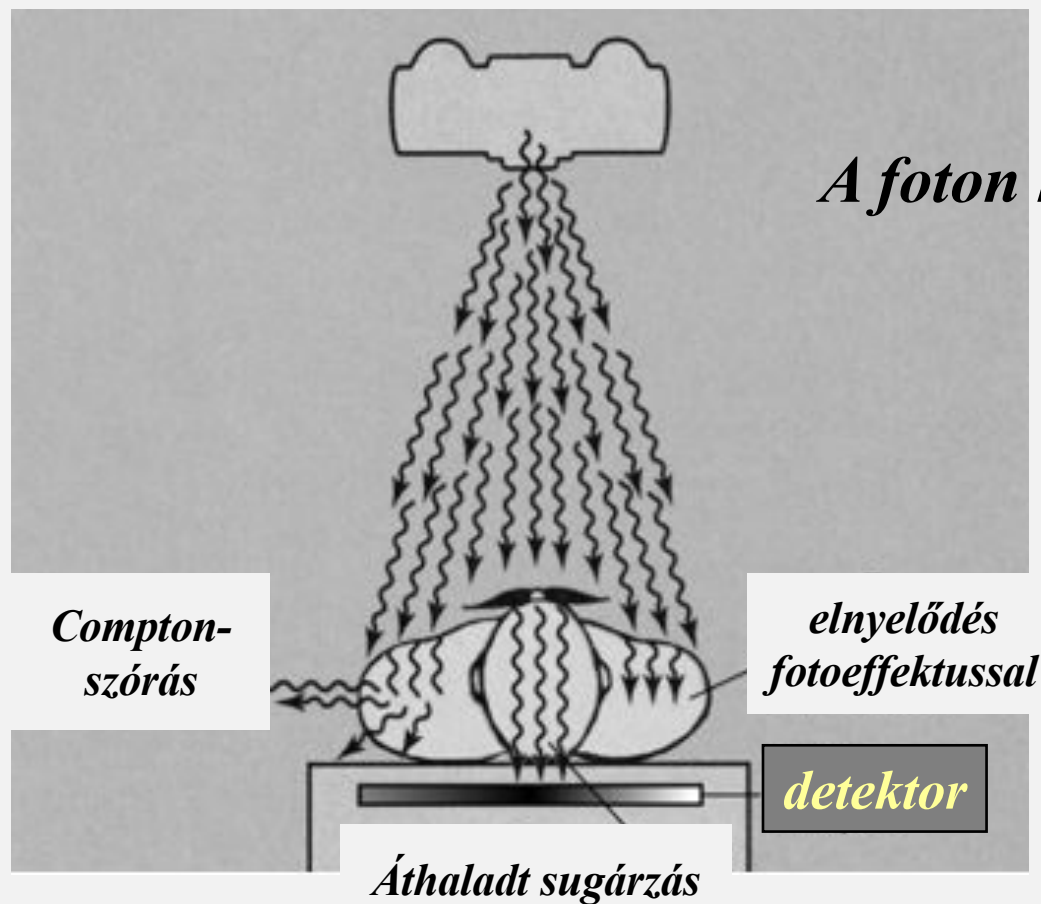
Az anód *helyzete*: - álló - terhelhetőség: néhány W/mm^2

(fogászati gyakorlatban elég)

- forgó - egyenletesebb hőeloszlás, terhelhetőség:
 10000 W/mm^2

Gyorsítófeszültség: 25-200 kV, anódáram: 1-1000 mA,
anód anyaga: W (mammográfiában Mo)

A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



A foton kölcsönhatásának lehetőségei:

fotoeffektus

Compton szórás

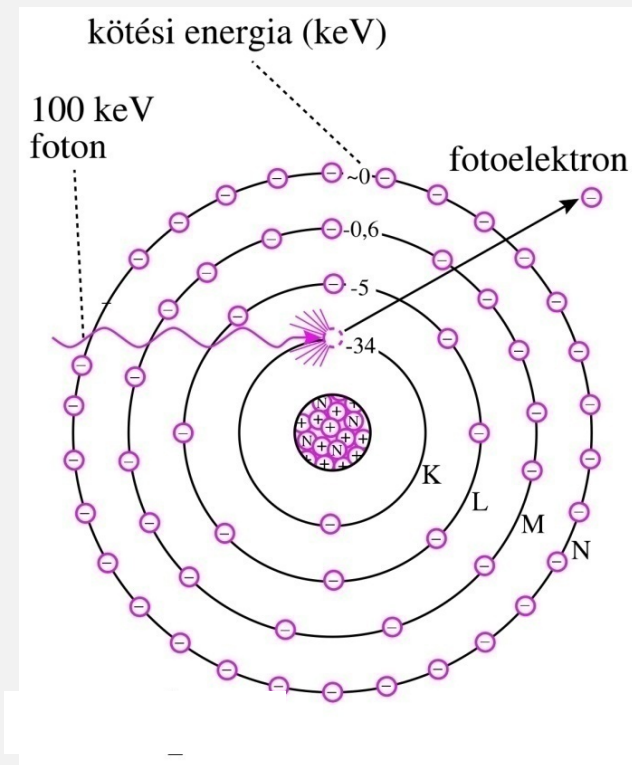
párhelyezés

rugalmas szórás
(nincs energiaváltozás)

A kölcsönhatás mechanizmusa

Fotoeffektus

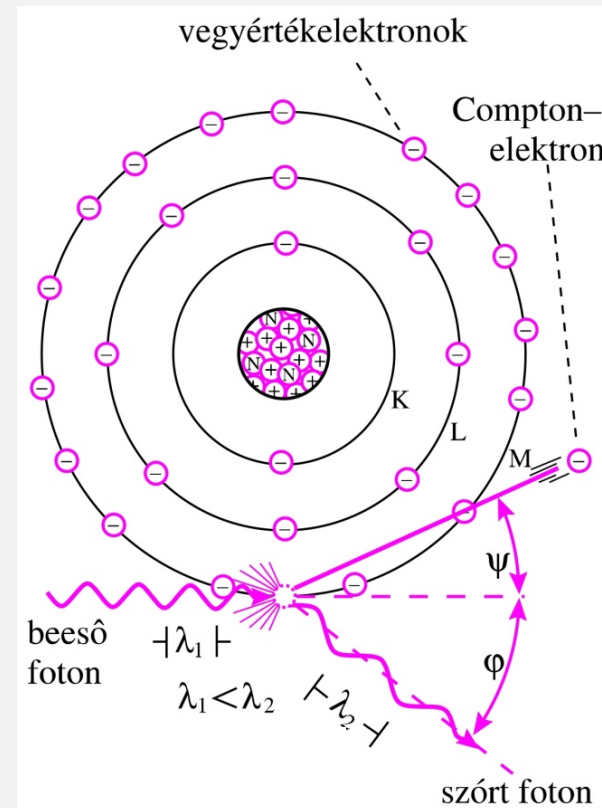
$$hf = E_{\text{köt}} + \frac{1}{2} m_e v^2$$



A kölcsönhatás mechanizmusa

Compton-szórás

$$hf = E_{\text{köt}} + \frac{1}{2}m_e v^2 + hf'$$



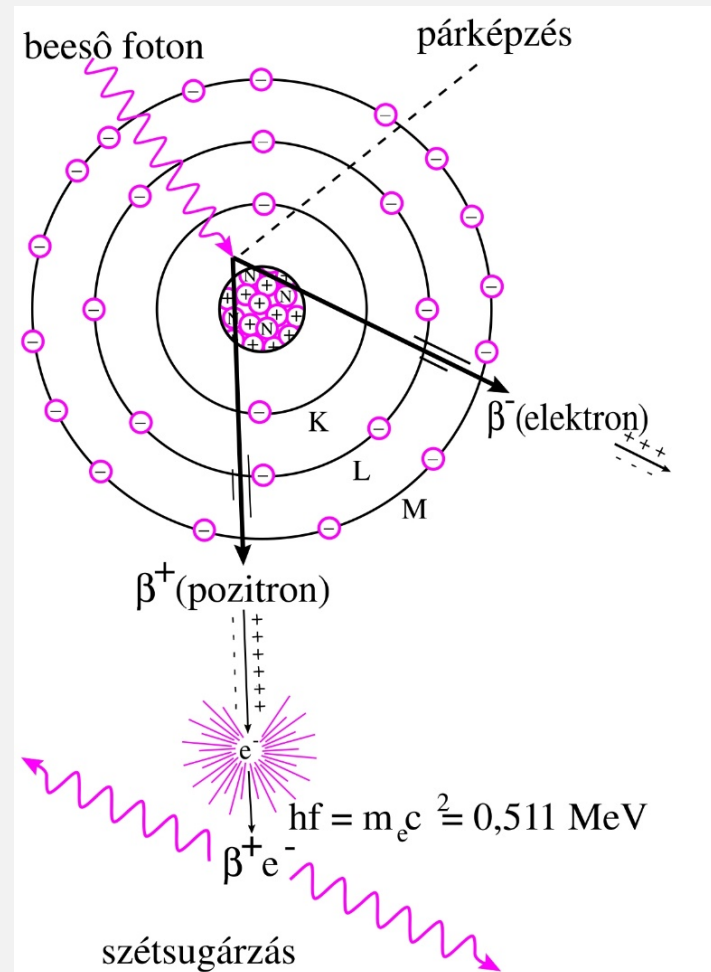
A kölcsönhatás mechanizmusa

Pároképzés

$$hf = 2m_e c^2 + 2\frac{1}{2}m_e v^2$$

$$hf \geq 2m_e c^2$$

$$hf \geq 1.02 \text{ MeV}$$



A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

Intenzitás gyengülésének törvénye: $J = J_0 e^{-\mu x}$

μ függ az abszorbens sűrűségétől !
viszont μ és a sűrűség aránya állandó

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$

μ_m [cm²/g] : tömeggyengítési állandó

Függ – a foton energiájától
– az abszorbens rendszámától

Intenzitás gyengülésének törvénye a tömeggyengítési állandóval:

$$J = J_0 e^{-\mu_m x_m}$$

$$x_m = \rho x \quad \mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$

x_m [g/cm²]: felületi sűrűség

$$\left. \begin{array}{l} \mu = \frac{0.693}{D} \\ D_m = \rho D \end{array} \right\} \quad \boxed{\mu_m = \frac{0.693}{D_m}}$$

A részfolyamatok (abszolút és relatív) valószínűsége függ

- a foton energiájától
- az abszorbens rendszámától

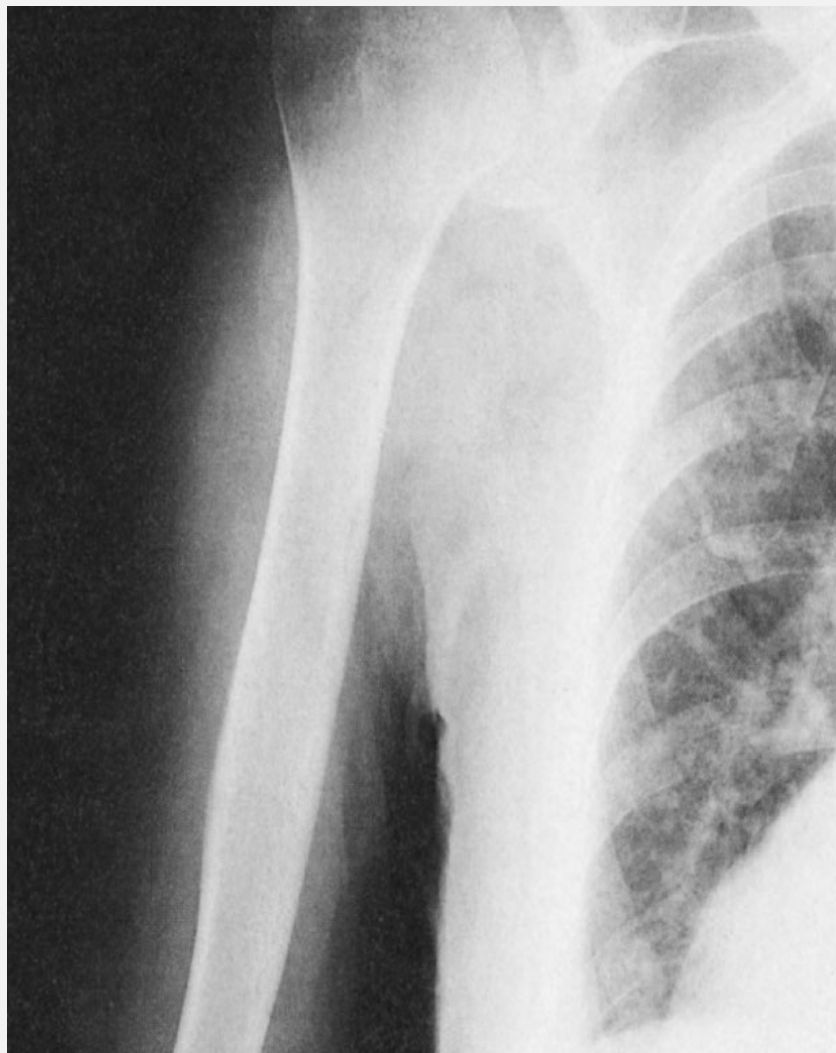
$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

fotoeffektus Compton-szórás párképzés

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m + \kappa_m$$

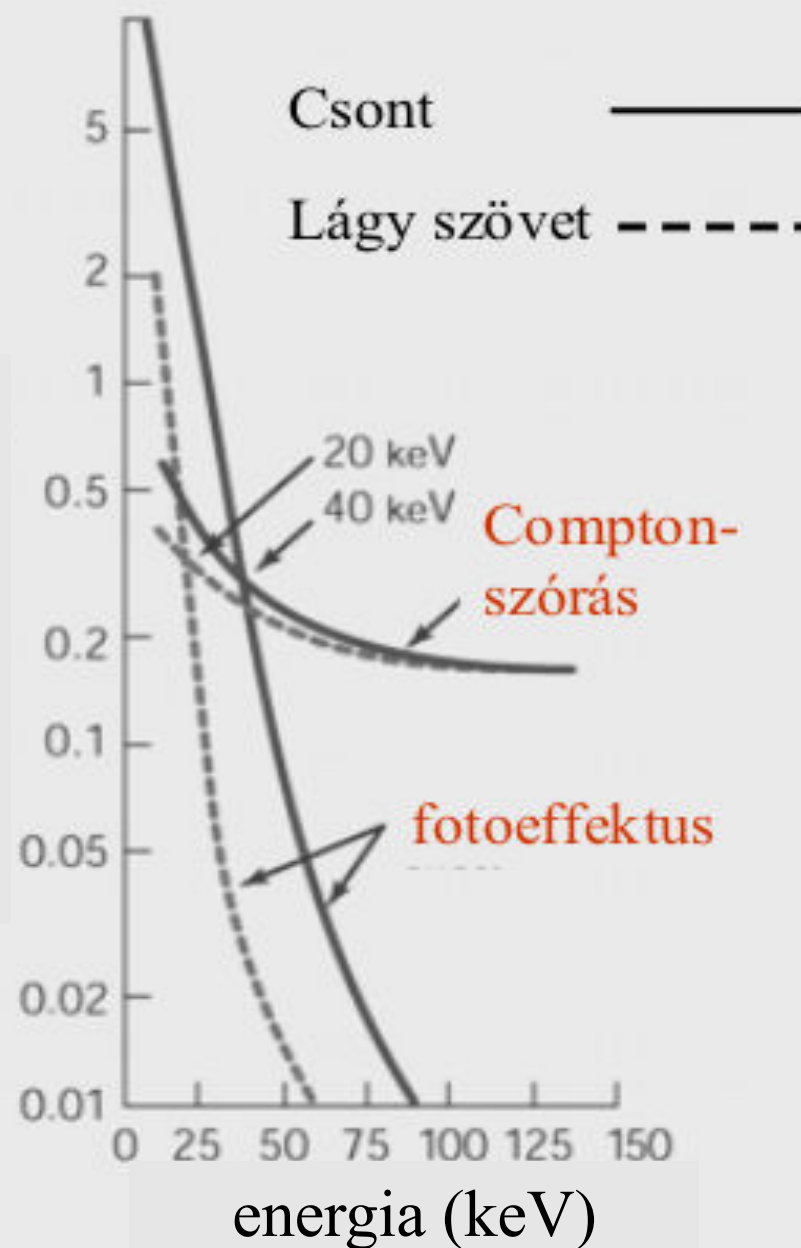
A gyengülési állandók függése a fotonenergiától és a rendszámtól

	Változása a fotonenergiával	Változása a rendszámmal	Energiatartomány lágyrészekben
τ_m	$\sim 1/E^3$	$\sim Z^3$	10 – 100 keV
σ_m	E növelésével lassan csökken	$\sim Z/A$	0.5 – 5 MeV
κ_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.

relatív valószínűség

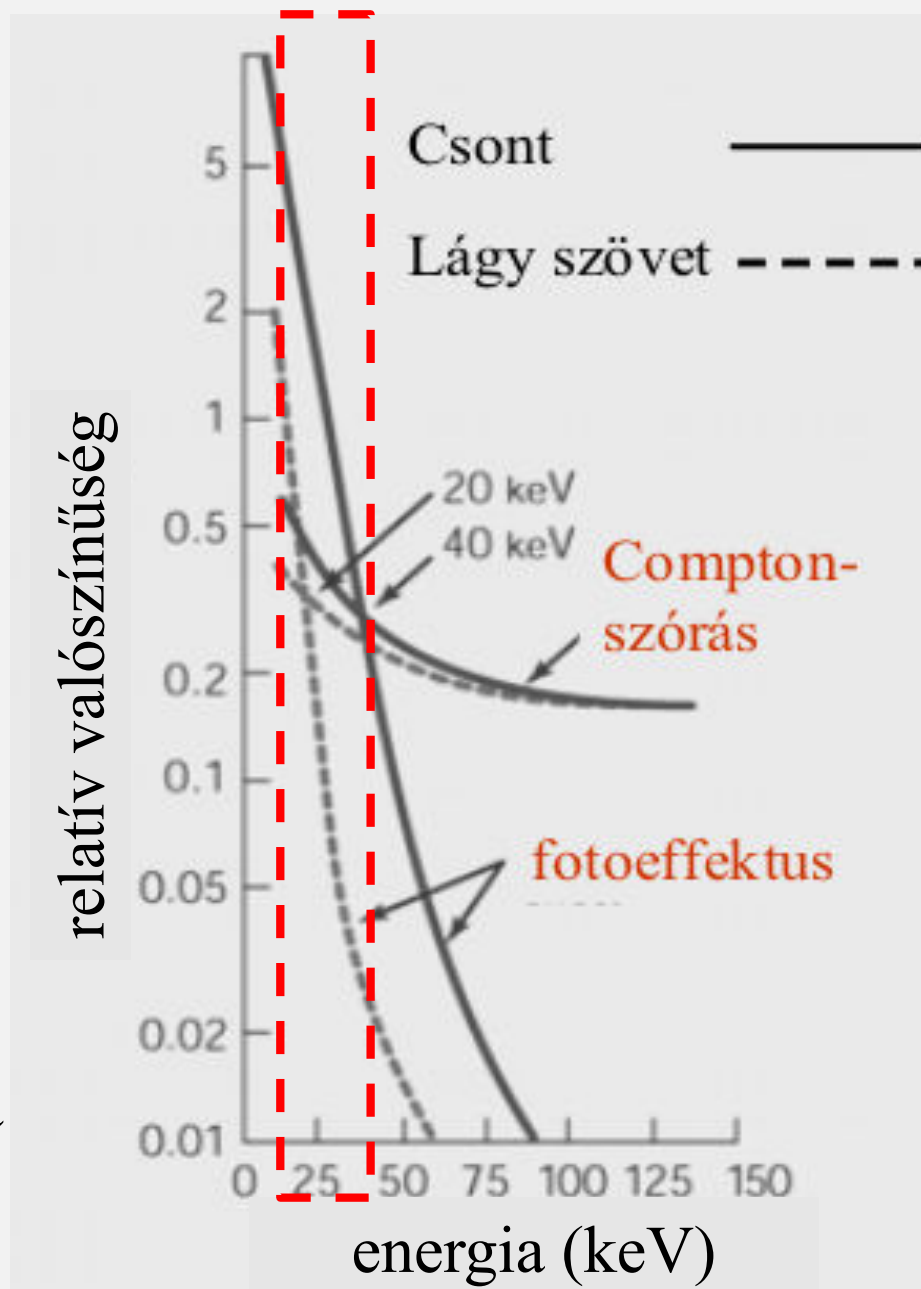


A fotonenergia növelésével csökken az elnyelődés, ami a fotoeffektus esetén a legkifejezettebb. Alacsony fotonenergiáknál τ_m a meghatározó kölcsönhatás

τ_m markánsan változik az abszorbens rendszámával:

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

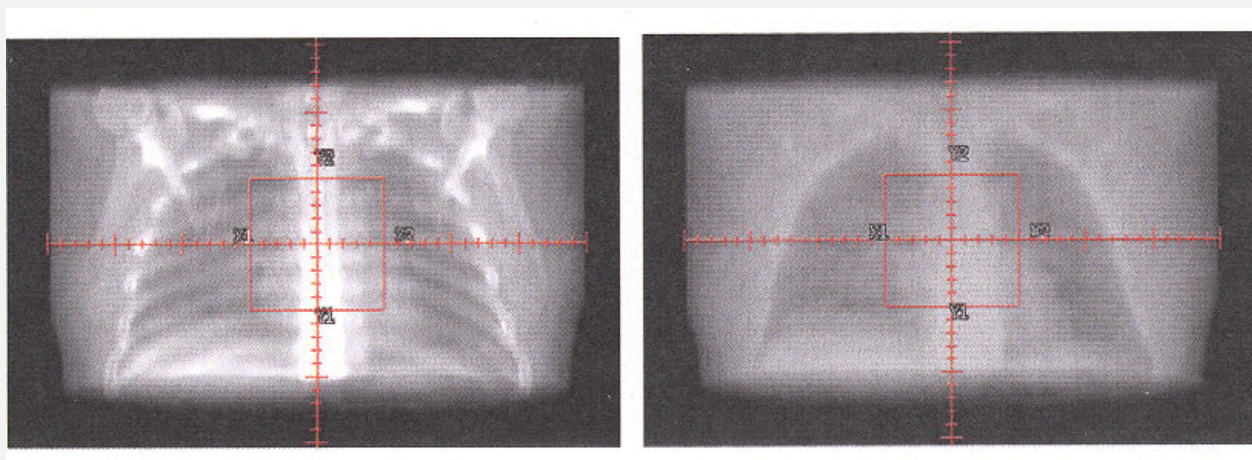
A sugárzás spektrumának változása drasztikusan módosíthatja az elnyelődési folyamatokat.



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>Párképződés*</i>	<i>0%</i>	<i>1%</i>

*Átlagértékek

Fotonenergia - képminőség

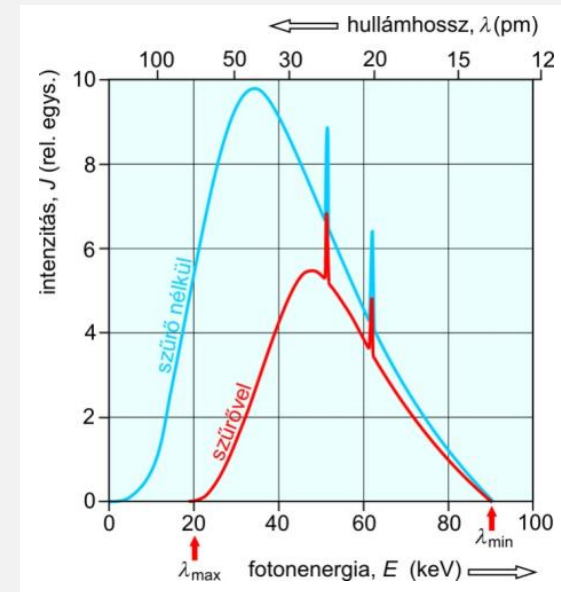
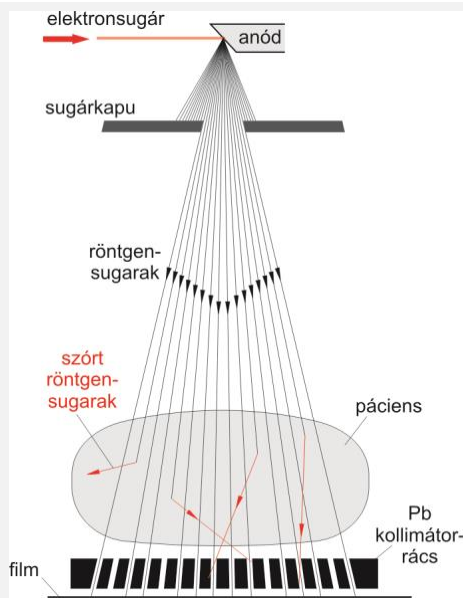


fotonenergia: 60 keV
kontraszt: 200:1
expozíció: 141 mAs
dózis: 7,6 mGy



120 keV
60:1
6 mAs
1,4 mGy

Képmínőség javítása



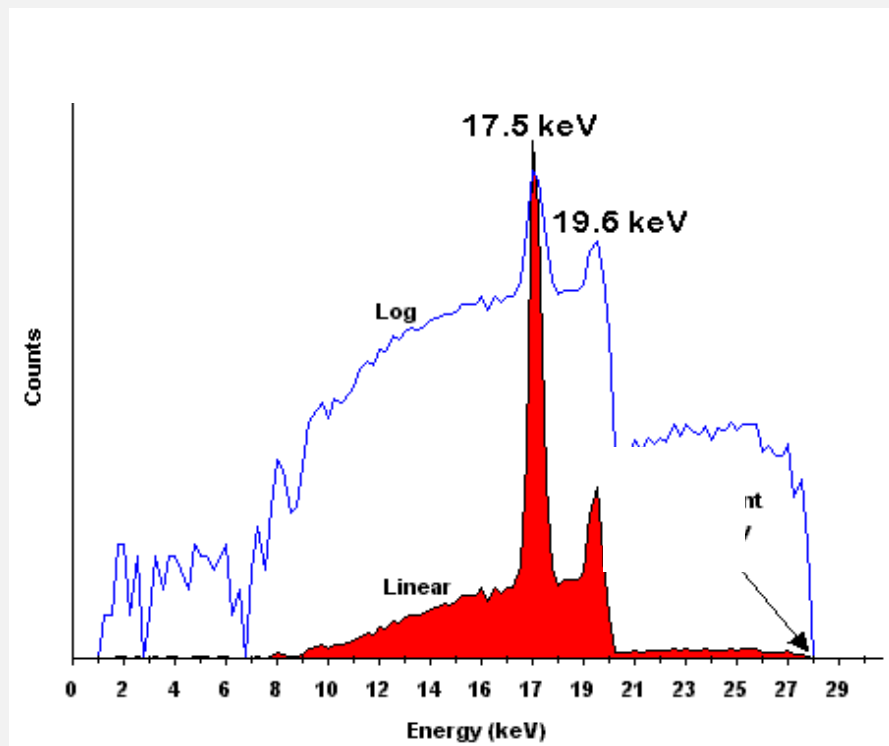
kollimátor alkalmazása

lágysugárzás kiszűrése

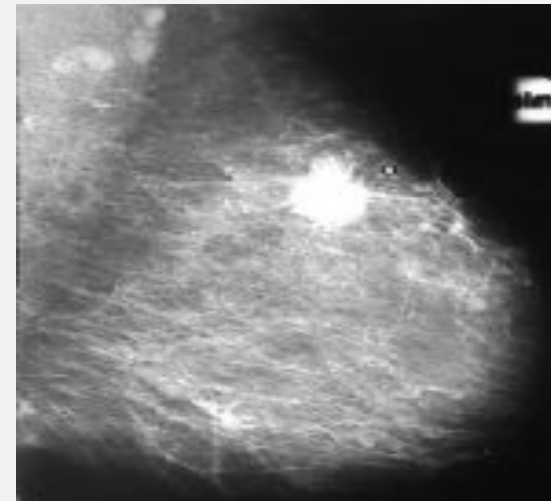
a szórt sugárzások csökkentésére

– rövid expozíciós idő a bemozdulásos életlenség csökkentésére

Mammográfiában használt sugárzás spektruma



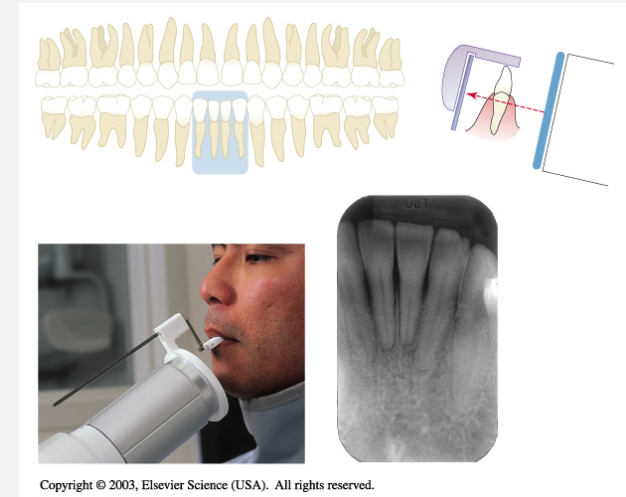
Molibdén karakterisztikus
vonalai



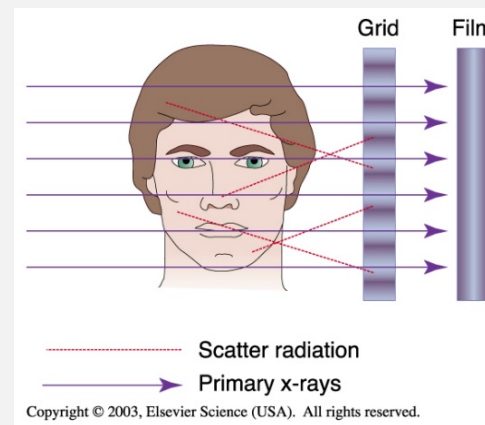
*Malignus elváltozás egy
mammogramon*



Intraorális radiográfia

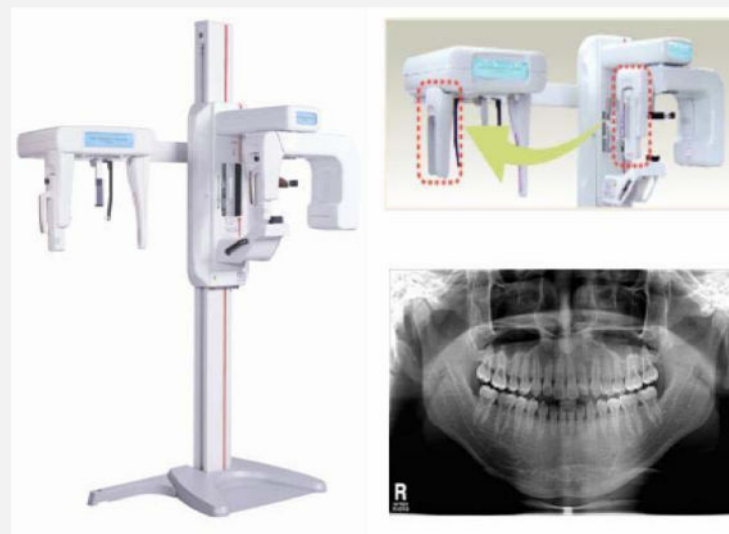


Extraorális radiográfia



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 történő rögzítése hozza létre a maxilla és mandibula átfogó leképezését.

Effektív rendszám

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

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

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



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}	$\rho \text{ (g/cm}^3\text{)}$
H ₂ O	7.7	1
Lágy szövetek	7.4	1
Csontok	13.8	1.7 - 2.0
Levegő	7.3	$1.29 \cdot 10^{-3}$

Pozitív kontraszt $\rightarrow$ környezetnél nagyobb elnyelés

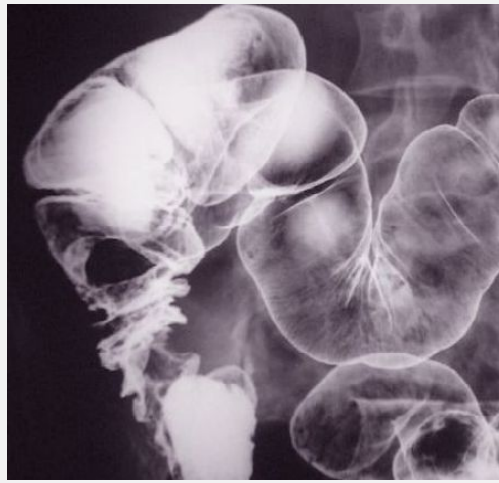
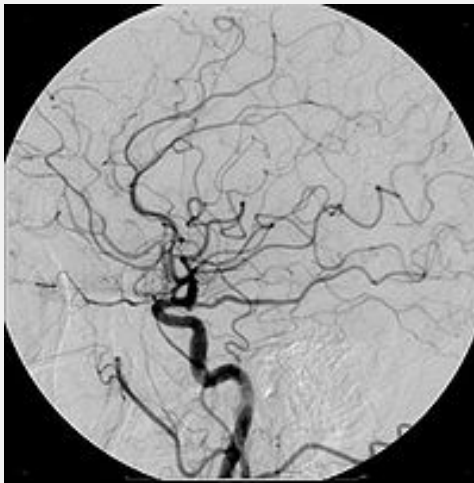
$$Z_{eff} > Z_{környezet} \rightarrow \mu > \mu_{környezet}$$

Negatív kontraszt $\rightarrow$ környezetnél kisebb elnyelés

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

Kontrasztanyagok alkalmazása

nagyobb Z_{eff}



Pl. jód- vagy báriumvegyületek



kisebb sűrűség



levegő, CO_2

Röntgenkép keletkezése

*A mintán áthatoló intenzitás
különbségeinek megjelenítése*

- sugárzásérzékeny lemezen
- lumineszkáló ernyőn
- digitalizált képben

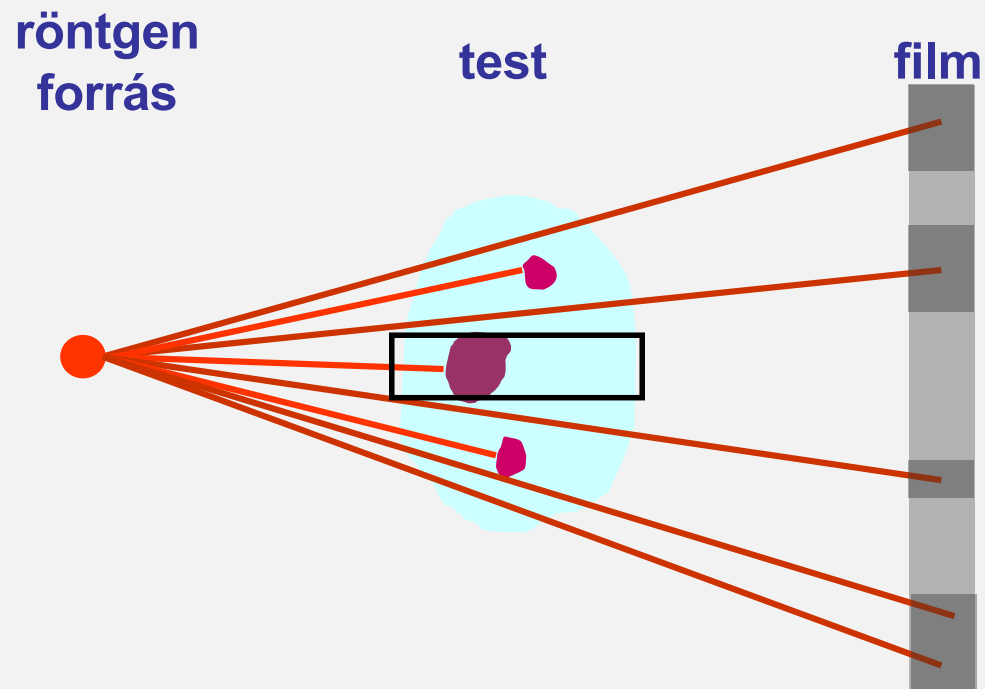


koponya felvétel



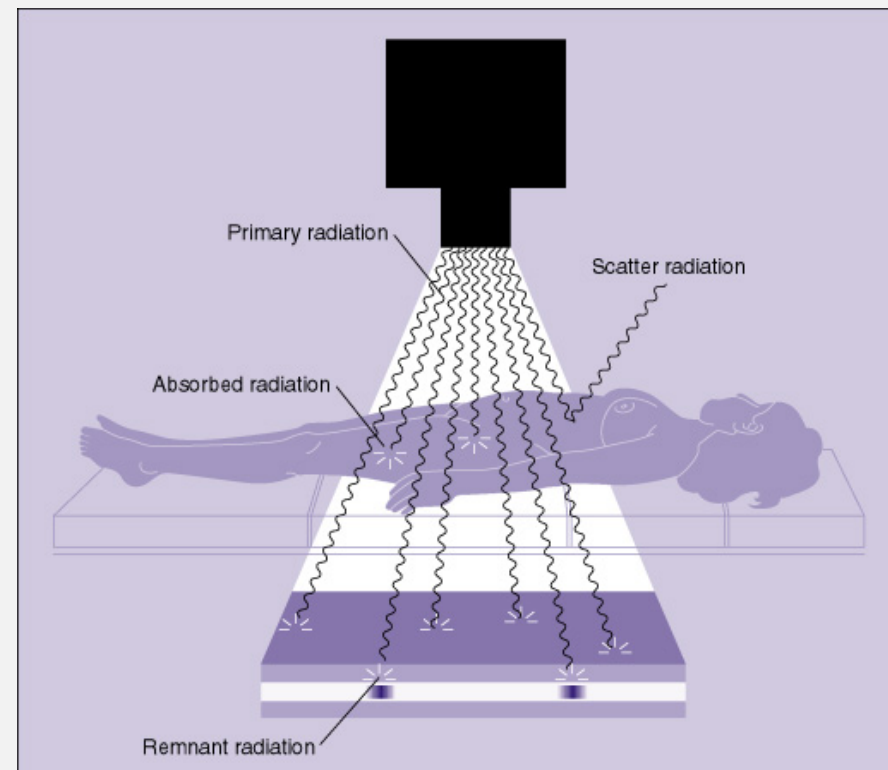
mellkasi felvétel

Szummációs kép

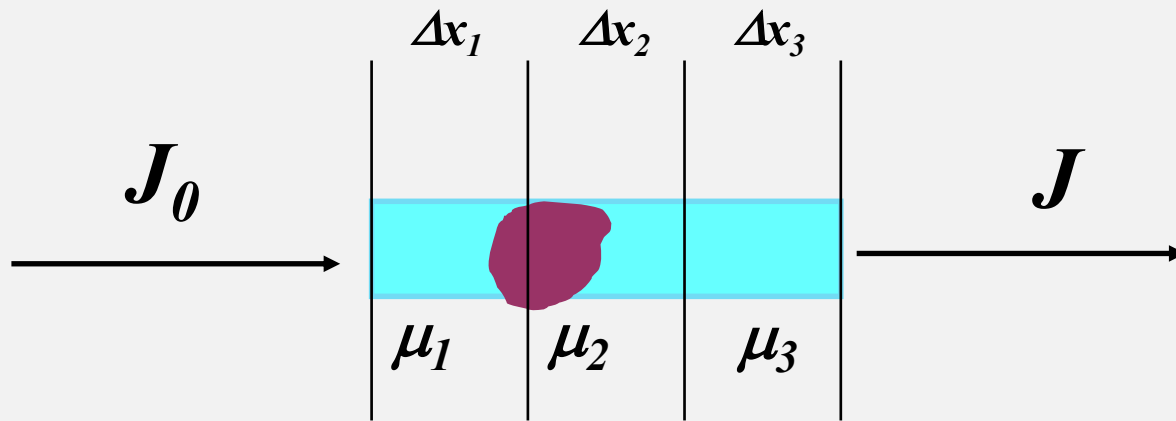


A diagram showing a horizontal beam of radiation passing through a light blue rectangular sample. The beam is labeled J_0 on the left and J on the right. A dark purple irregular shape is inside the sample. Below the sample, the equation $J = J_0 e^{-\mu x}$ is written.

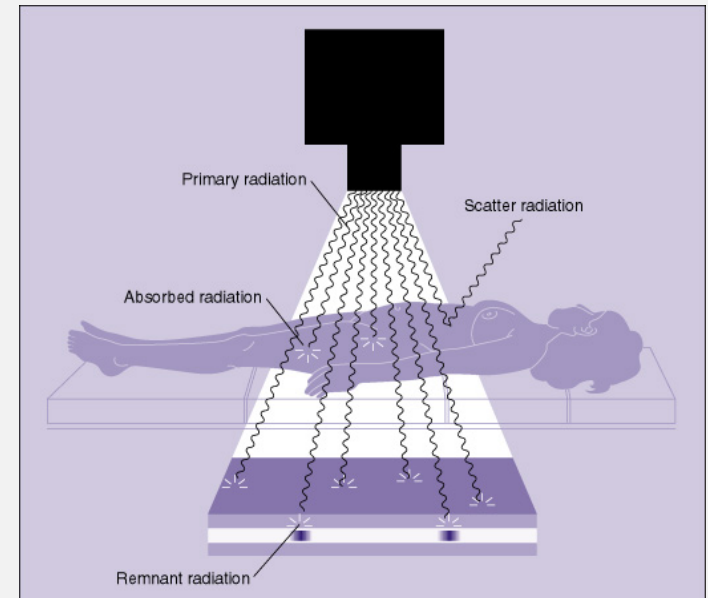
$$J = J_0 e^{-\mu x}$$



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

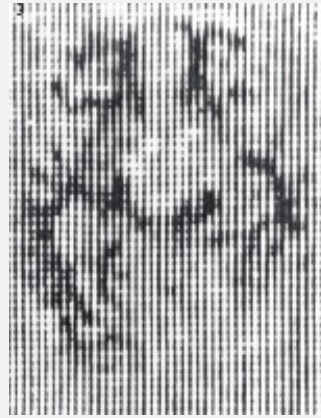


Allan Cormack

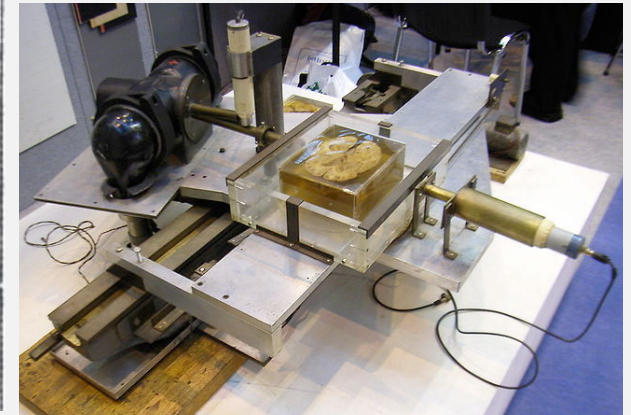
1979 Orvosi Nobel-díj

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



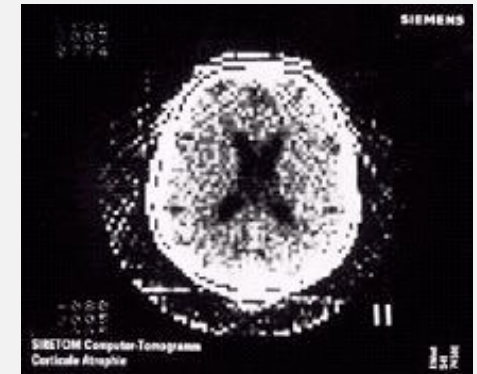
Az első labor CT kép
agyszeletről



Prototípus CT (EMI)



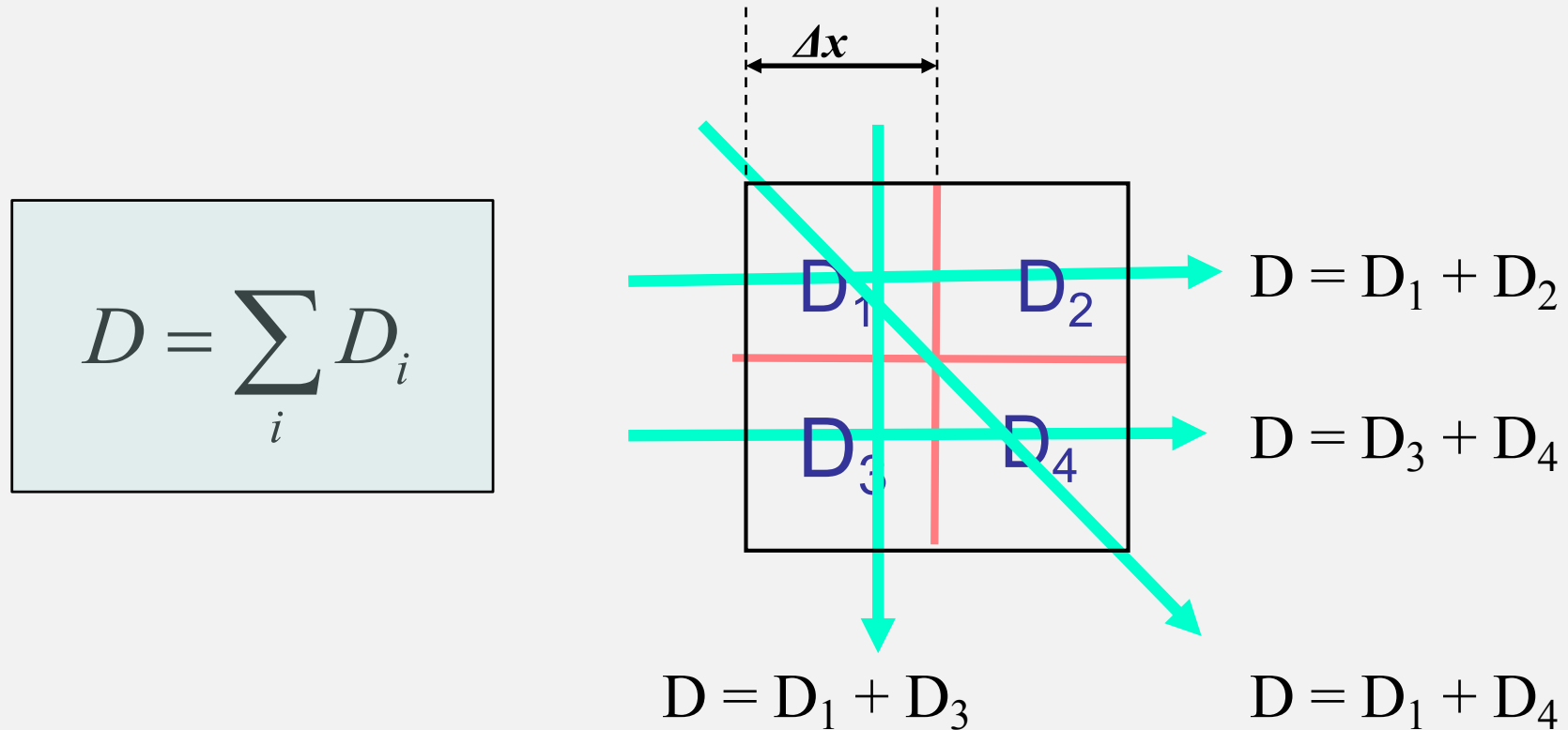
„Siretom” fej
szkenner (1974)



128x128 pixel kép (1975)



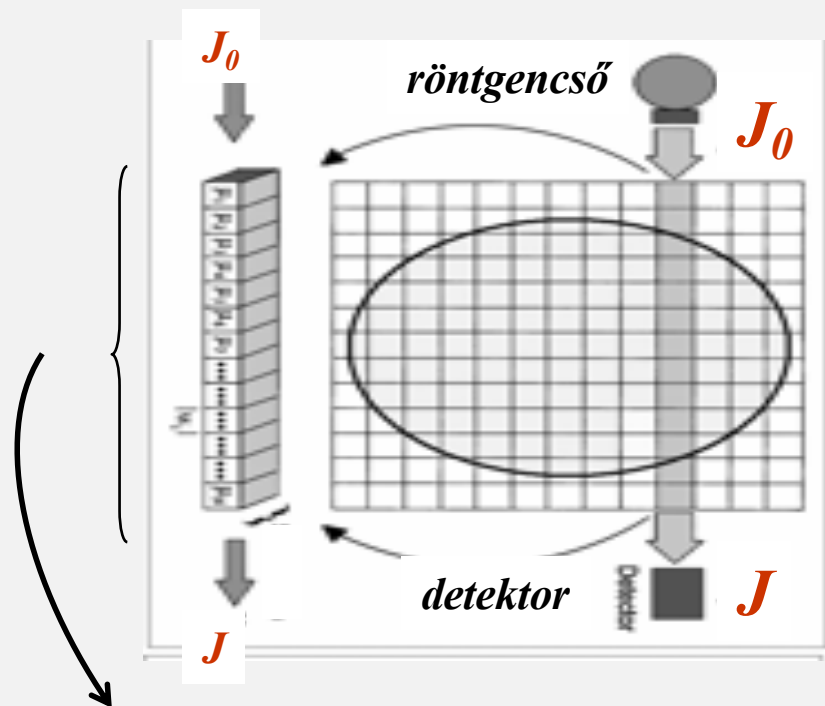
Matematikai megközelítés egyszerű példán:



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

objektum

digitális kép



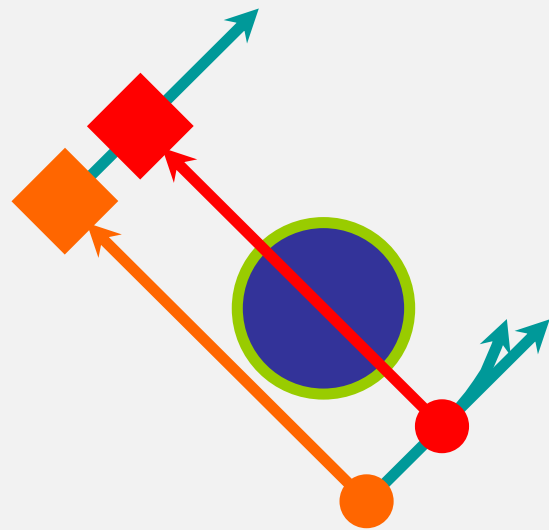
Voxel :

volume element / térfogatelem

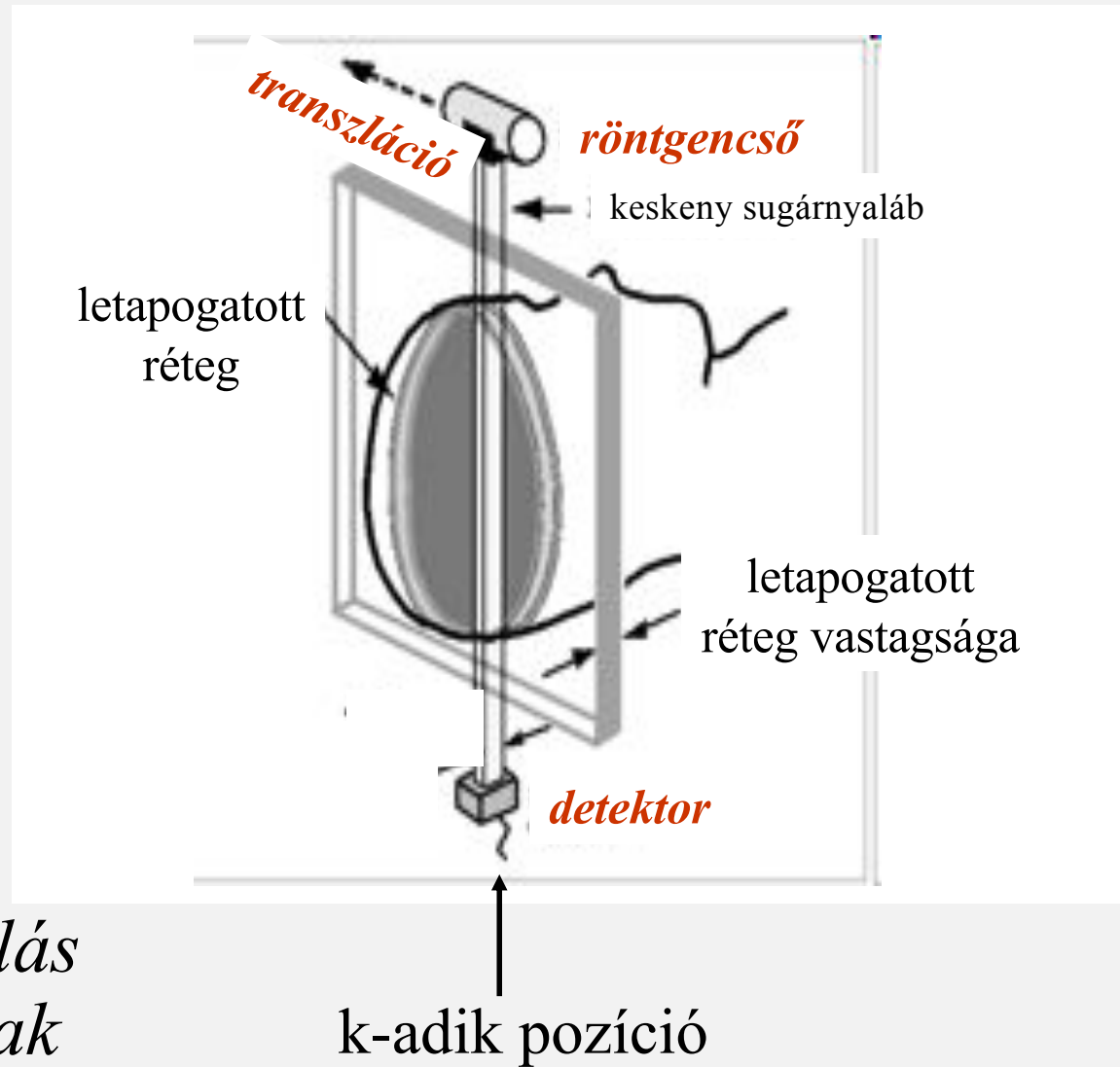
Pixel :

picture element / képelem

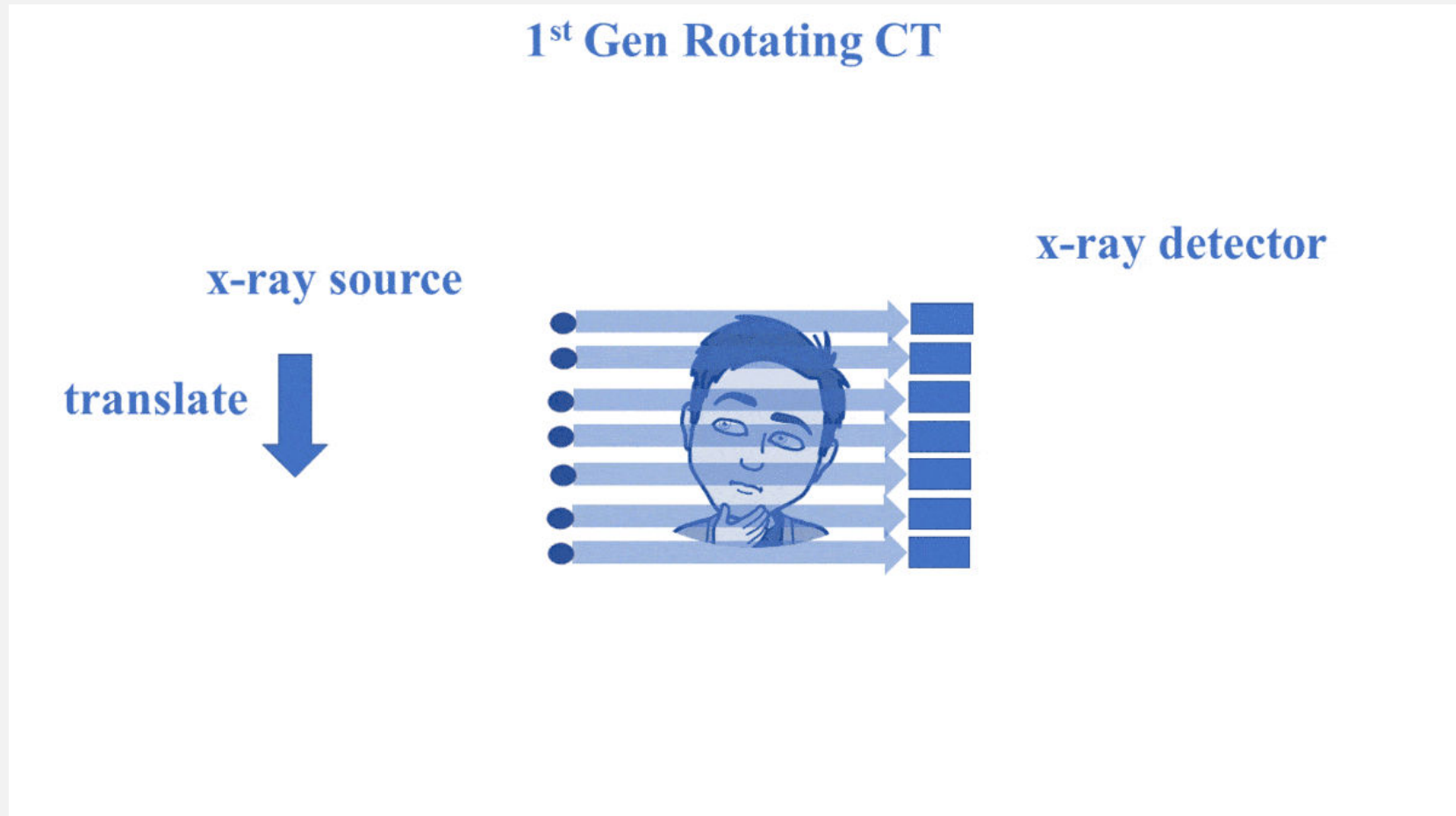
Elsőgenerációs CT működése



*Egy detektor
Haladás és elfordulás
Párhuzamos sugarak*



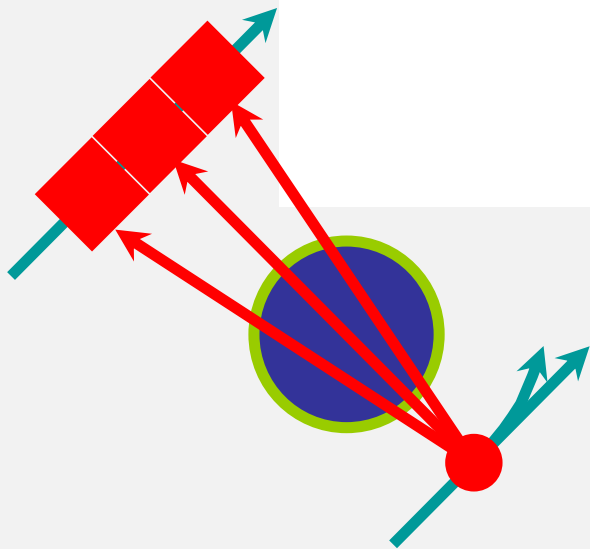
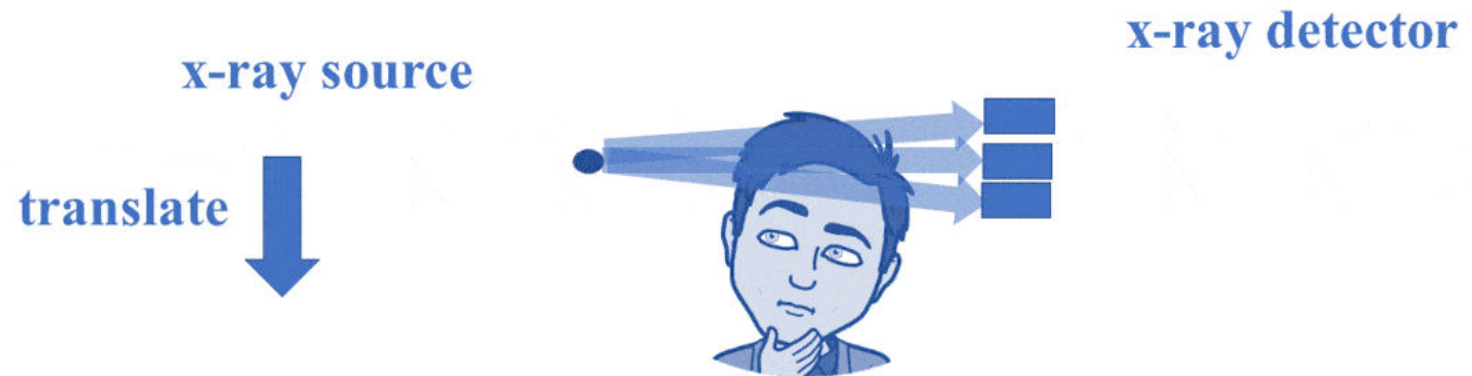
Elsőgenerációs CT működése



*Egy detektor
Haladás és elfordulás
Párhuzamos sugarak*

Második generációs CT működése

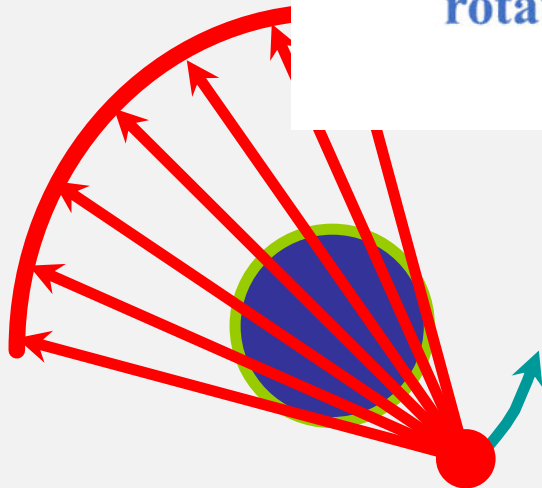
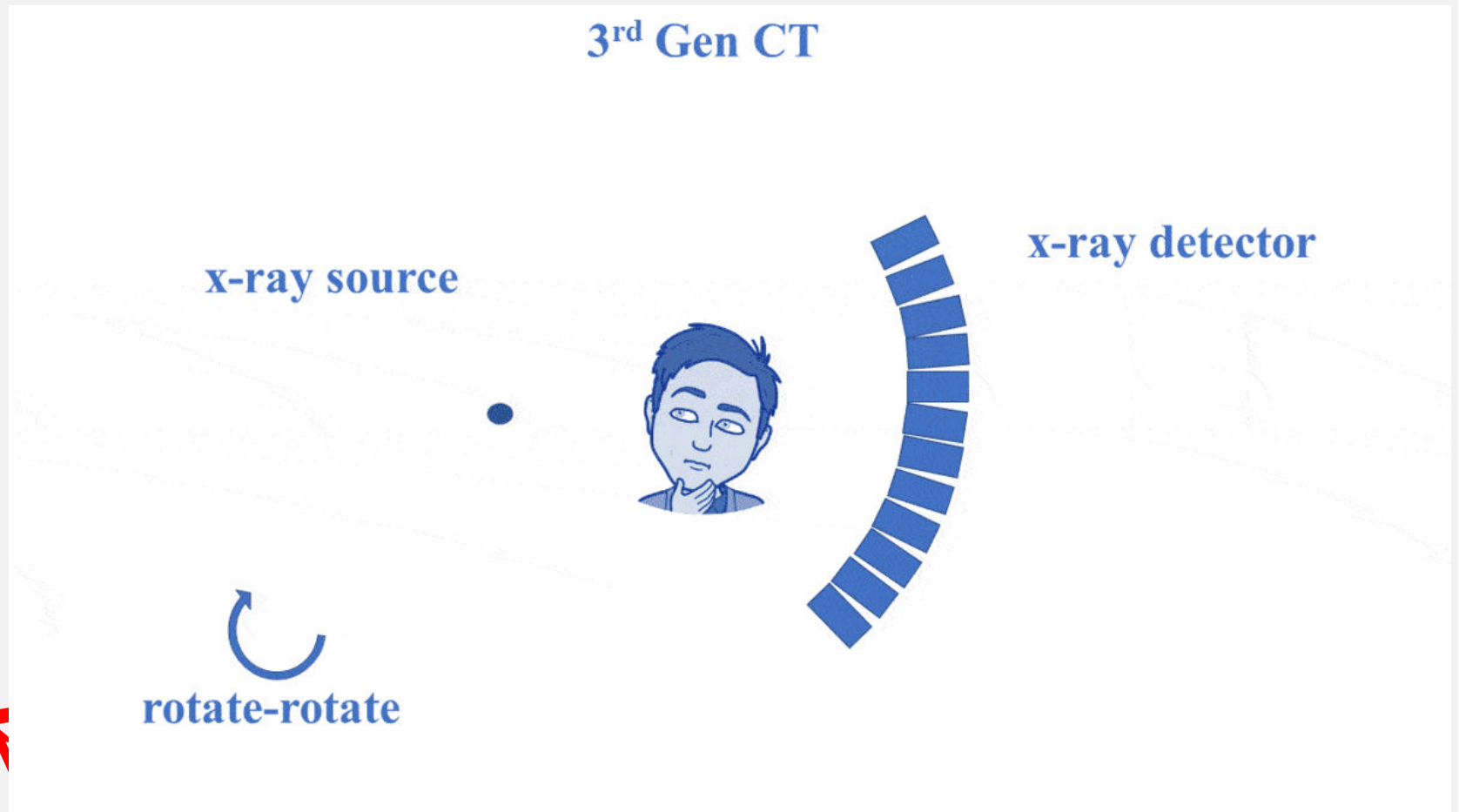
2nd Gen CT



*Több detektor
Haladás és elfordulás
Enyhe legyezőnyaláb*

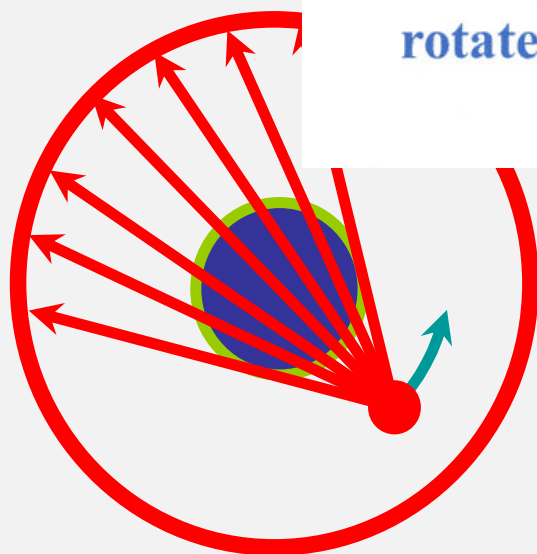
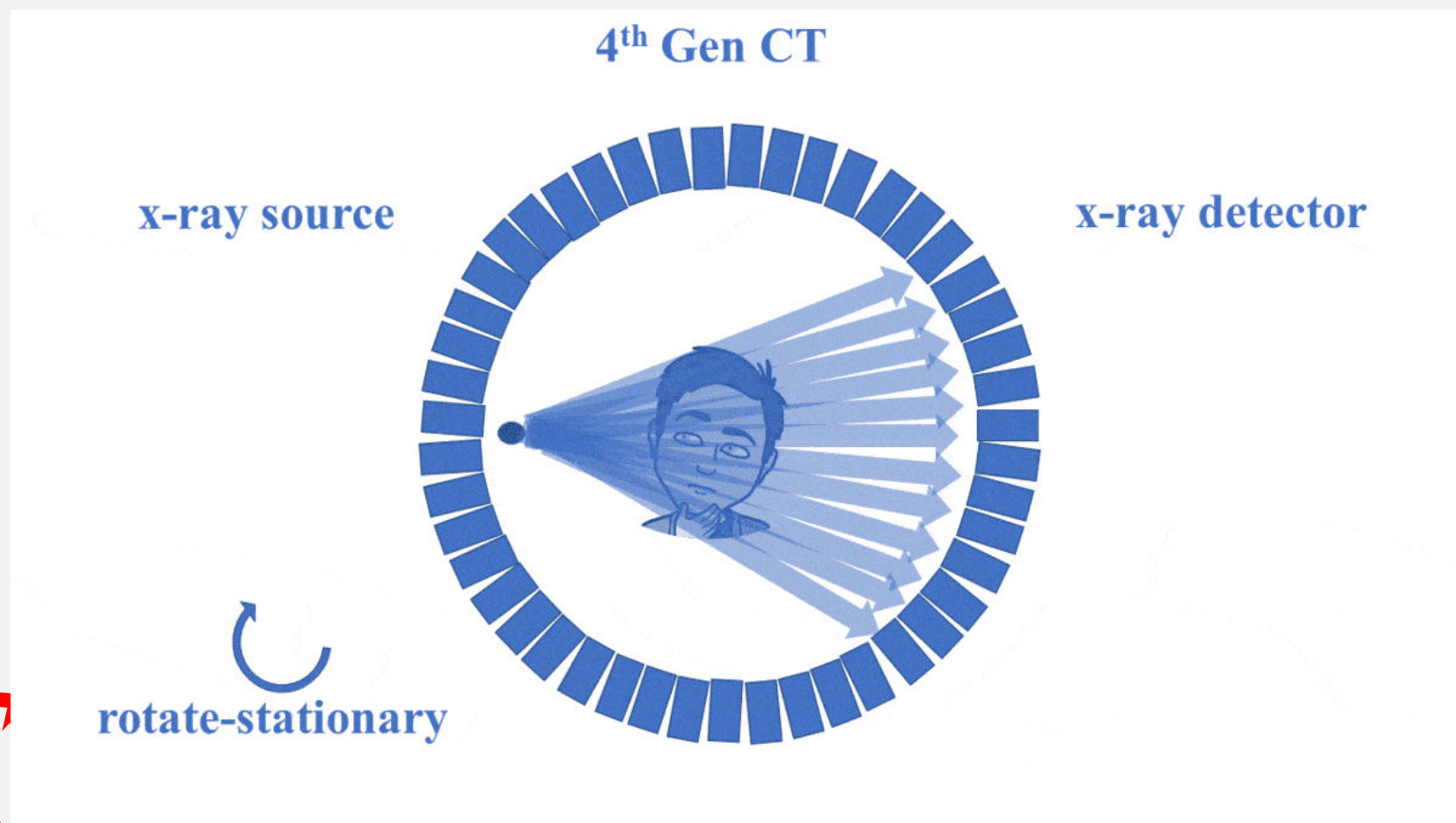
Harmadik generációs CT működése

3rd Gen CT



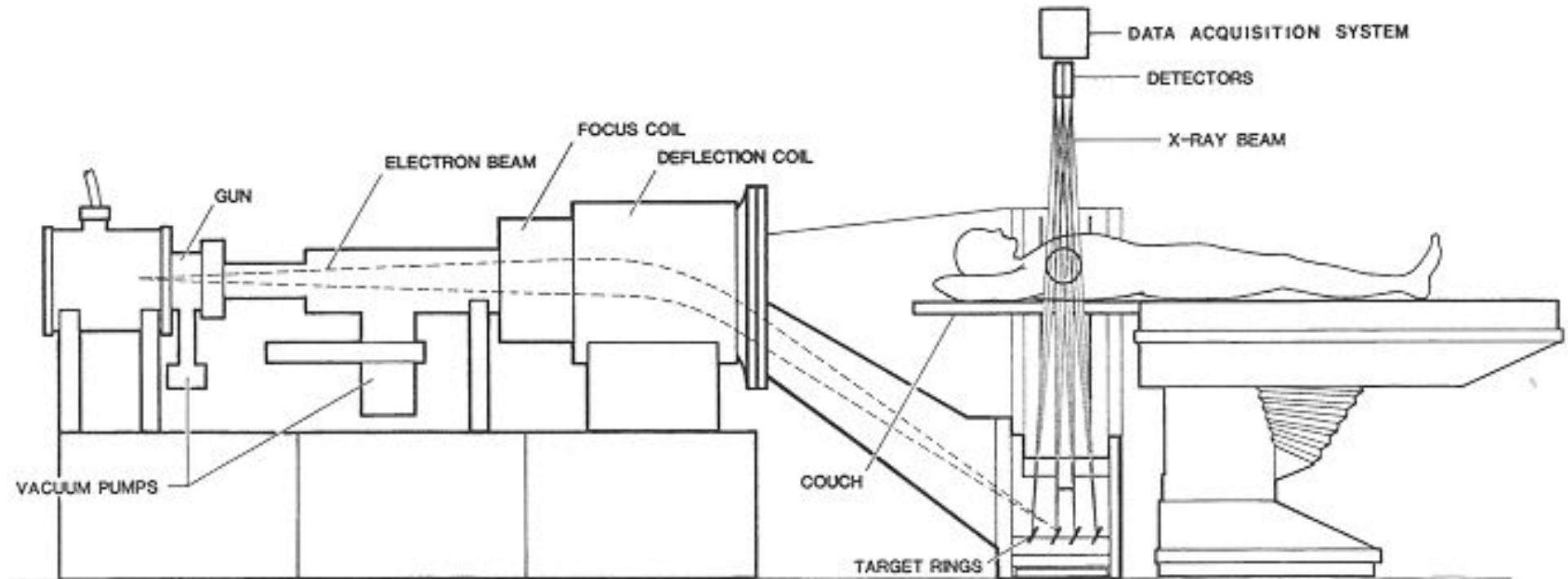
*Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb*

Negyedik generációs CT működése



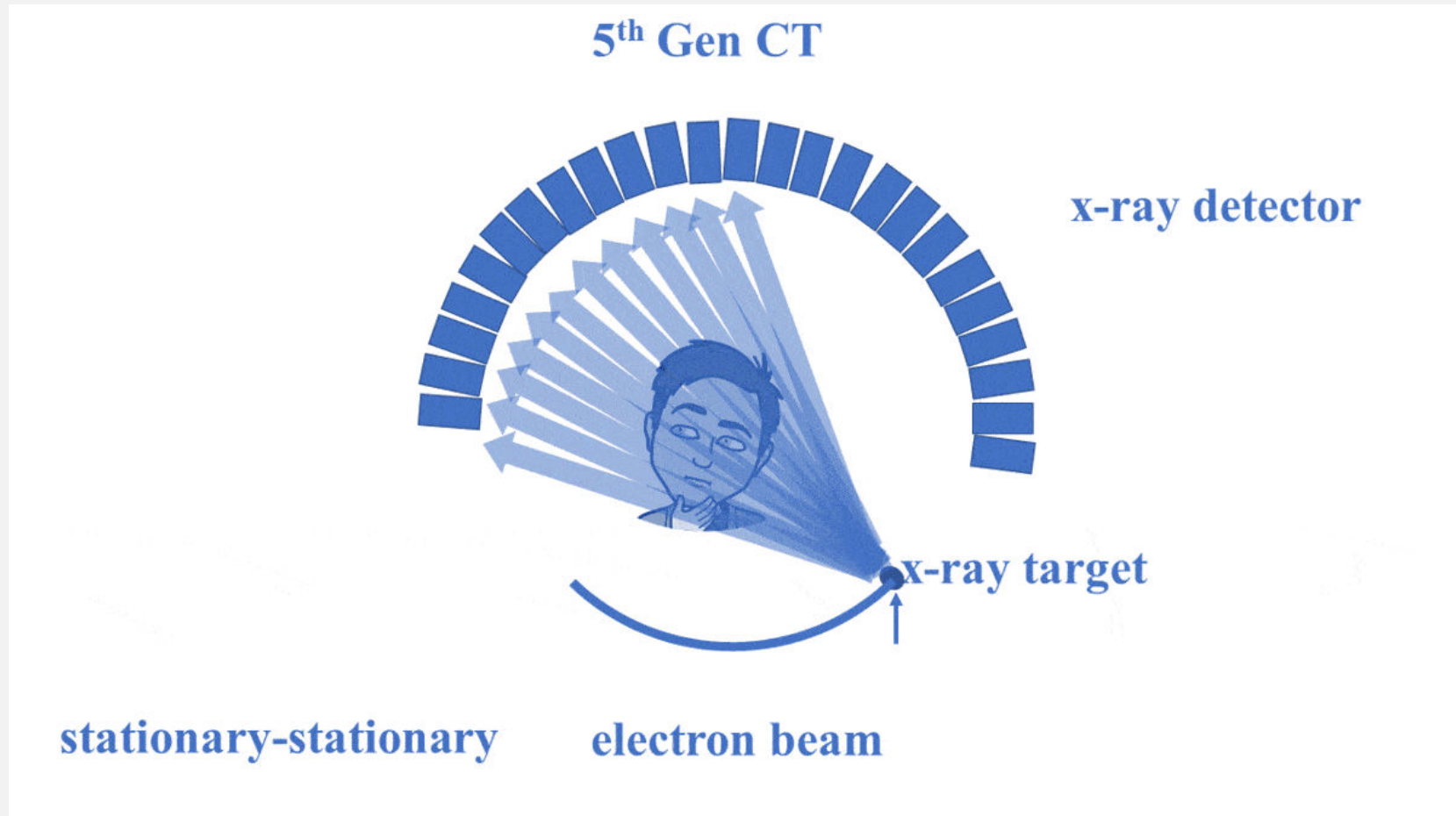
*Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugárforrás fordul
Széles legyezőnyaláb*

Ötödik generációs CT működése



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

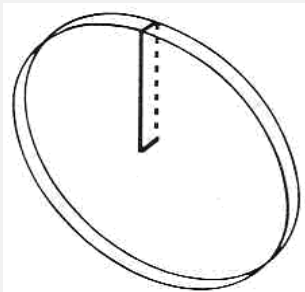
Ötödik generációs CT működése



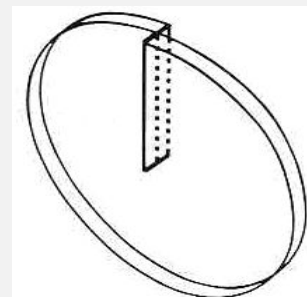
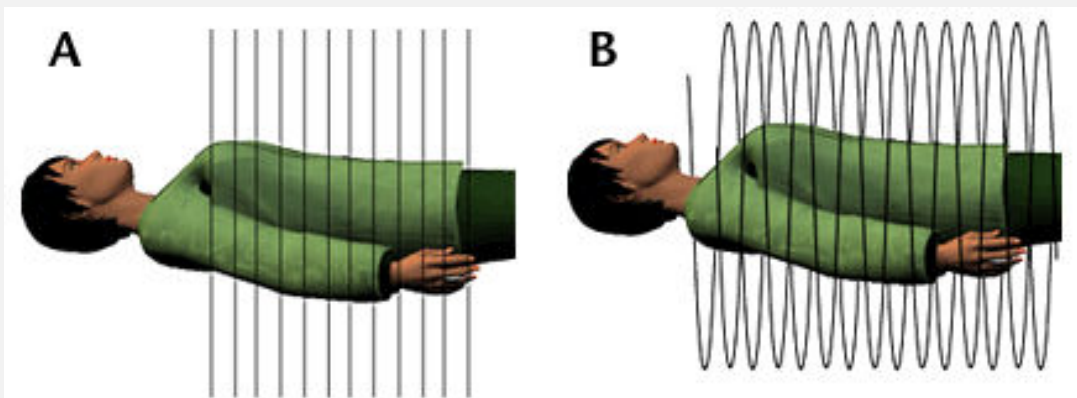
CT generációk összehasonlítása

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

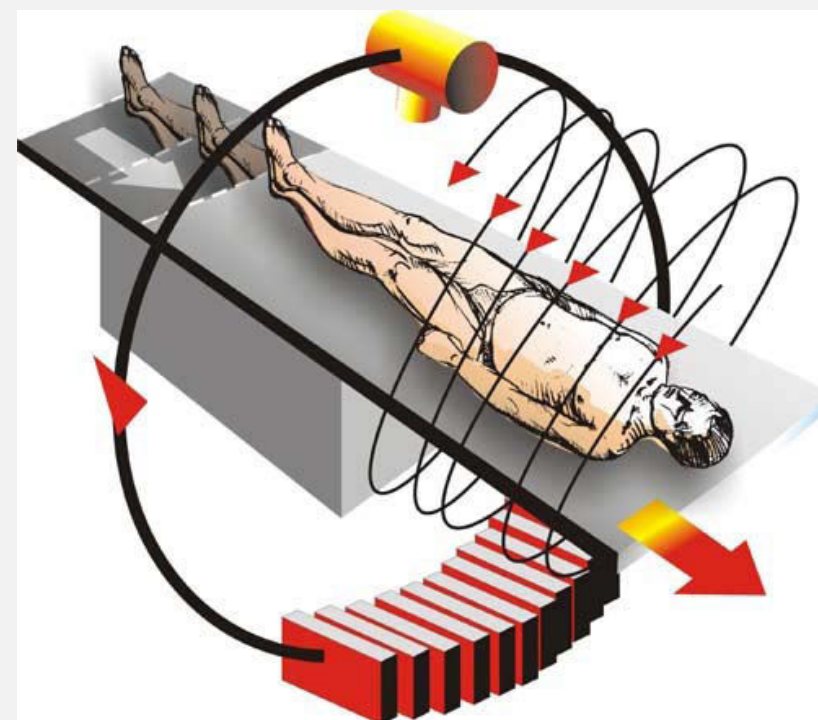
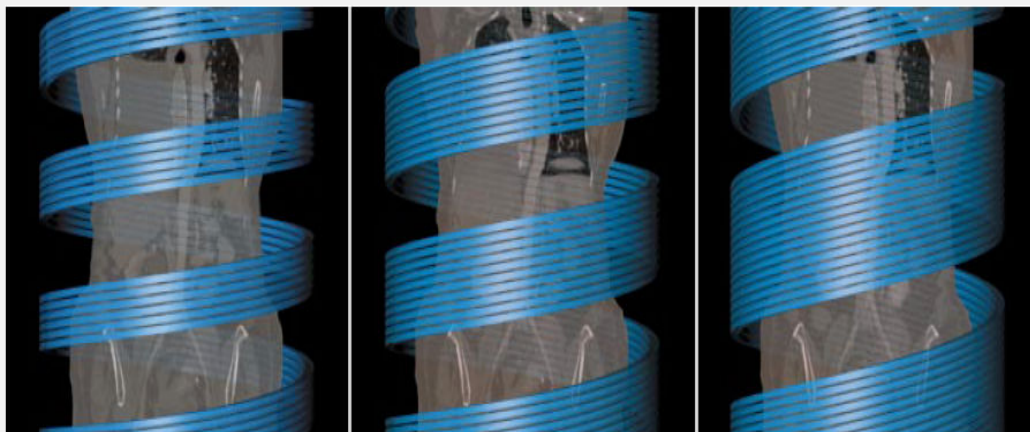


Hagyományos
CT szelet



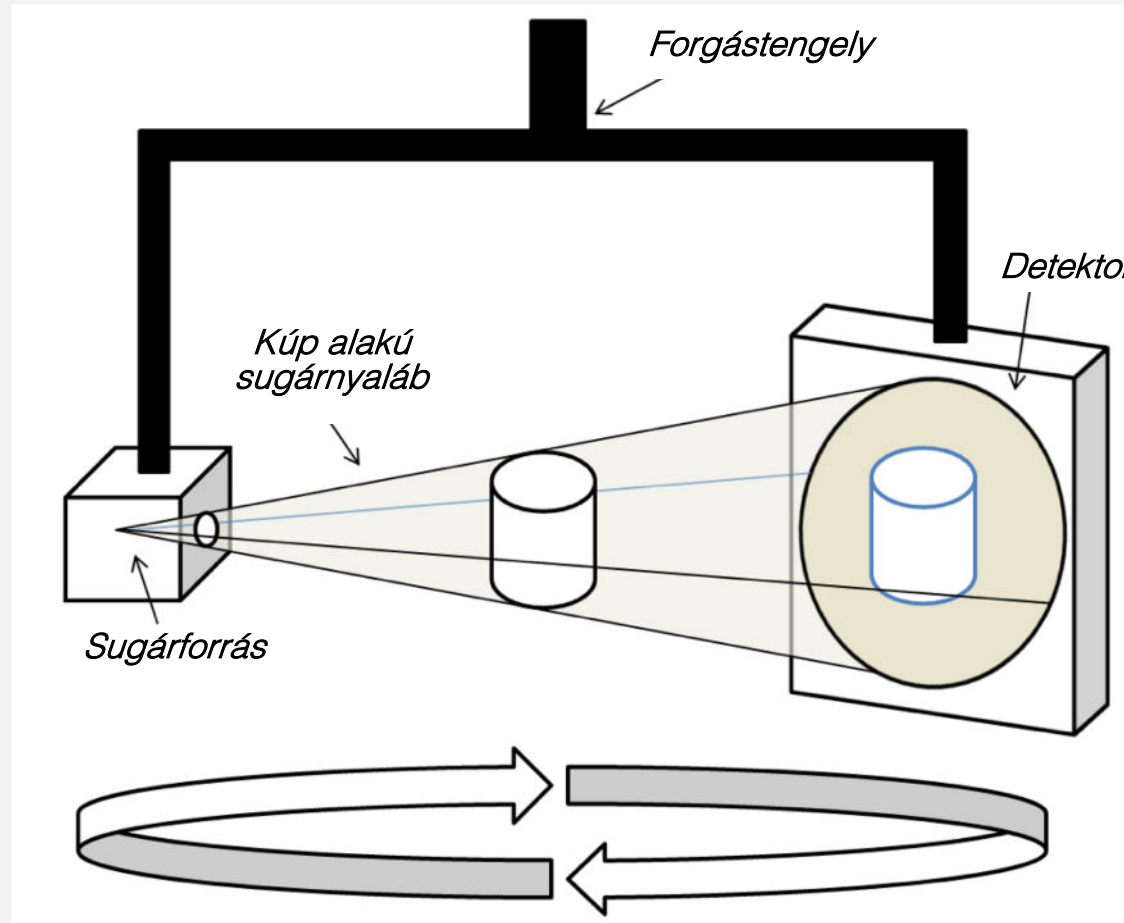
Spirál CT
szelet

Pontosabb 3D rekonstrukció
és gyorsabb adatgyűjtés

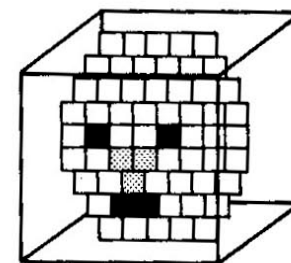
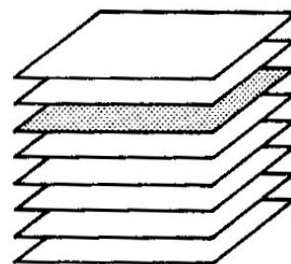
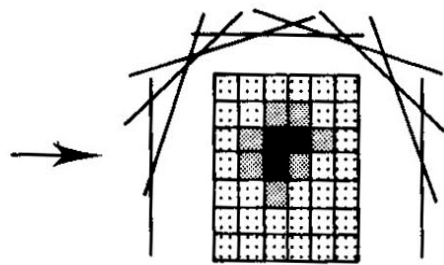
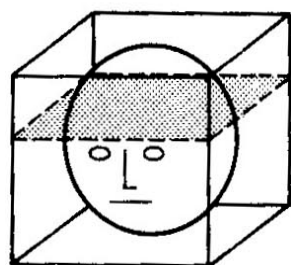


Cone beam CT

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



A tárgy 3D rekonstrukciója



sok egy dimenziós
adatfelvétel

síkok
denzitásmátrixa

3D
rekonstrukció

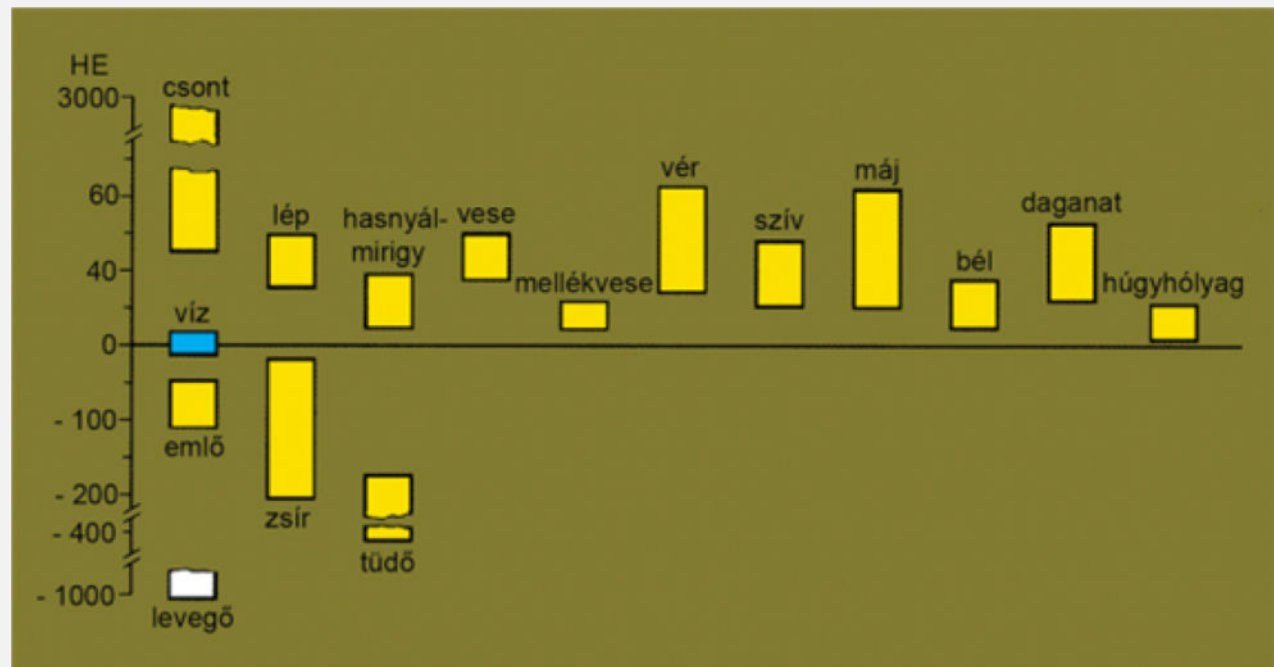
A kép rekonstrukciója

denzitásmátrix

Hounsfield-egységek alapján

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

Hounsfield-skála



A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”

