

# Röntgensugárzás

Előállítása, tulajdonságai, alkalmazásai

# A rejtélyes X-sugár



Wilhelm Konrad  
Röntgen  
(1845-1923)  
Nobel-díj, 1901

**Sitzungs-Berichte**  
der  
**Physikalisch-medicinischen Gesellschaft**  
zu  
**WÜRZBURG.**

---

|                          |   |               |
|--------------------------|---|---------------|
| <b>Jahrgang</b><br>1895. | Der Abonnementspreis pro Jahrgang beträgt M 4.—.<br>Die Nummern werden einzeln nicht abgegeben.<br>Grössere Beiträge erscheinen in Sonderdrucken. | <b>No. 9.</b> |
|--------------------------|---|---------------|

---

Verlag der **Stahel'schen** k. Hof- und Universitäts-Buch- und Kunsthandlung in **Würzburg.**

---

**Inhalt.** *Konrad Rieger:* Demonstration des sogenannten „Vogelkopfkneben“  
*Dobos Janos aus Batorya in Ungarn* (Fortsetzung), pag. 129. —  
*W. C. Röntgen:* Ueber eine neue Art von Strahlen, pag. 132. —  
*Wilhelm Wislicenus:* 46. Jahresbericht der physikalisch-medizinischen  
Gesellschaft zu Würzburg, pag. 142. — *Mitglieder-Verzeichniss*, pag. 146.

---

Am 28. Dezember wurde als Beitrag eingereicht:  
**W. C. Röntgen: Ueber eine neue Art von Strahlen.**  
(Vorläufige Mittheilung.)

1. Lässt man durch eine *Hittorfsche* Vacuumröhre, oder einen genügend evacuirten *Lenard'schen*, *Crookes'schen* oder ähnlichen Apparat die Entladungen eines grösseren *Ruhmkorff's* gehen und bedeckt die Röhre mit einem ziemlich eng anliegenden Mantel aus dünnem, schwarzem Carton, so sieht man in dem vollständig verdunkelten Zimmer einen in die Nähe des Apparates gebrachten, mit Bariumplatincyankür angestrichenen Papierschirm bei jeder Entladung hell aufleuchten, fluoresciren, gleichgültig ob die angestrichene oder die andere Seite des Schirmes dem Entladungsapparat zugewendet ist. Die Fluorescenz ist noch in 2 m Entfernung vom Apparat bemerkbar.

Man überzeugt sich leicht, dass die Ursache der Fluorescenz vom Entladungsapparat und von keiner anderen Stelle der Leitung ausgeht.

2. Das an dieser Erscheinung zunächst Auffallende ist, dass durch die schwarze Cartonhülle, welche keine sichtbaren oder ultravioletten Strahlen des Sonnen- oder des elektrischen Bogenlichtes durchlässt, ein Agens hindurchgeht, das im Stande ist, lebhafte Fluorescenz zu erzeugen, und man wird deshalb wohl zuerst untersuchen, ob auch andere Körper diese Eigenschaft besitzen.

Man findet bald, dass alle Körper für dasselbe durchlässig sind, aber in sehr verschiedenem Grade. Einige Beispiele führe ich an. Papier ist sehr durchlässig: <sup>1)</sup> hinter einem eingebun-

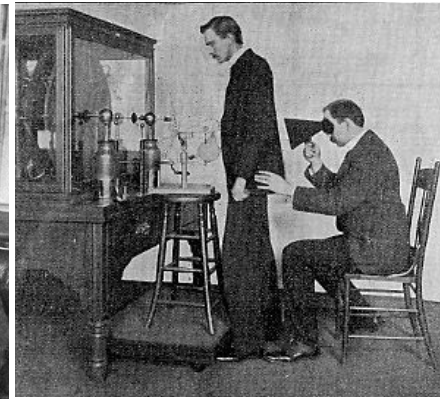
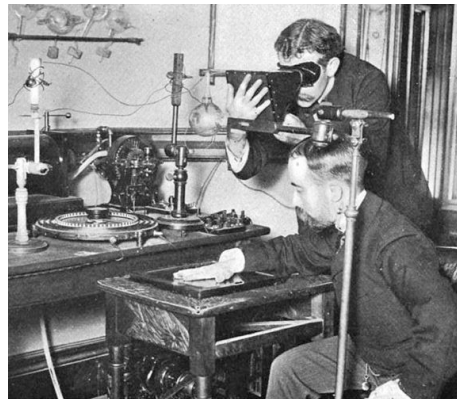
1) Mit „Durchlässigkeit“ eines Körpers bezeichne ich das Verhältniss der Helligkeit eines dicht hinter dem Körper gehaltenen Fluorescenzschirmes zu derjenigen Helligkeit des Schirmes, welcher dieser unter denselben Verhältnissen aber ohne Zwischenschaltung des Körpers zeigt.



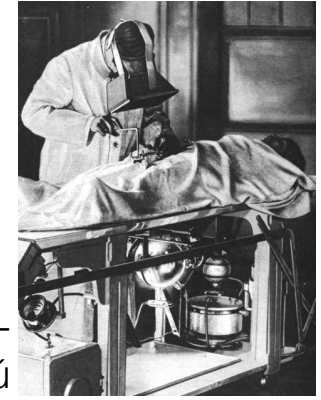
*Hand mit Ringen* ("Kéz gyűrűvel"):  
Wilhelm Röntgen első "orvosi"  
röntgenfelvétele felesége (Anna Bertha  
Ludwig) kezéről (1895 december 22).

# A röntgensugár diadalmenete

Átláthatóság -  
papírtölcsér  
radioszkóp



1890-es  
évek vége

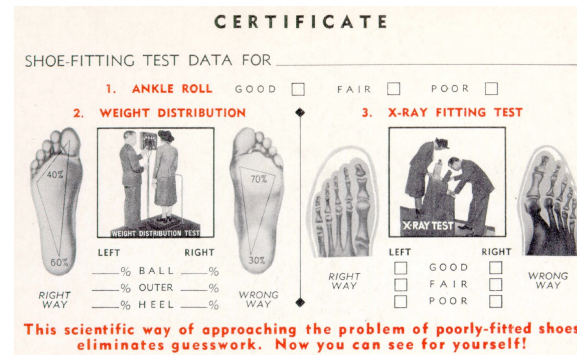


I. világ-  
háború

Hétköznapi  
alkalmazások



Cipész  
fluoroszkóp  
(1930-50)



Reptéri  
biztonság



Orvosi  
alkalmazások



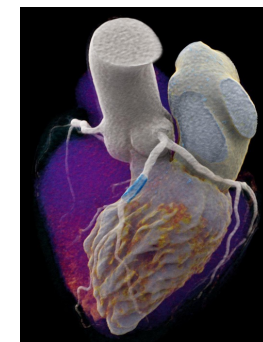
1940



1950

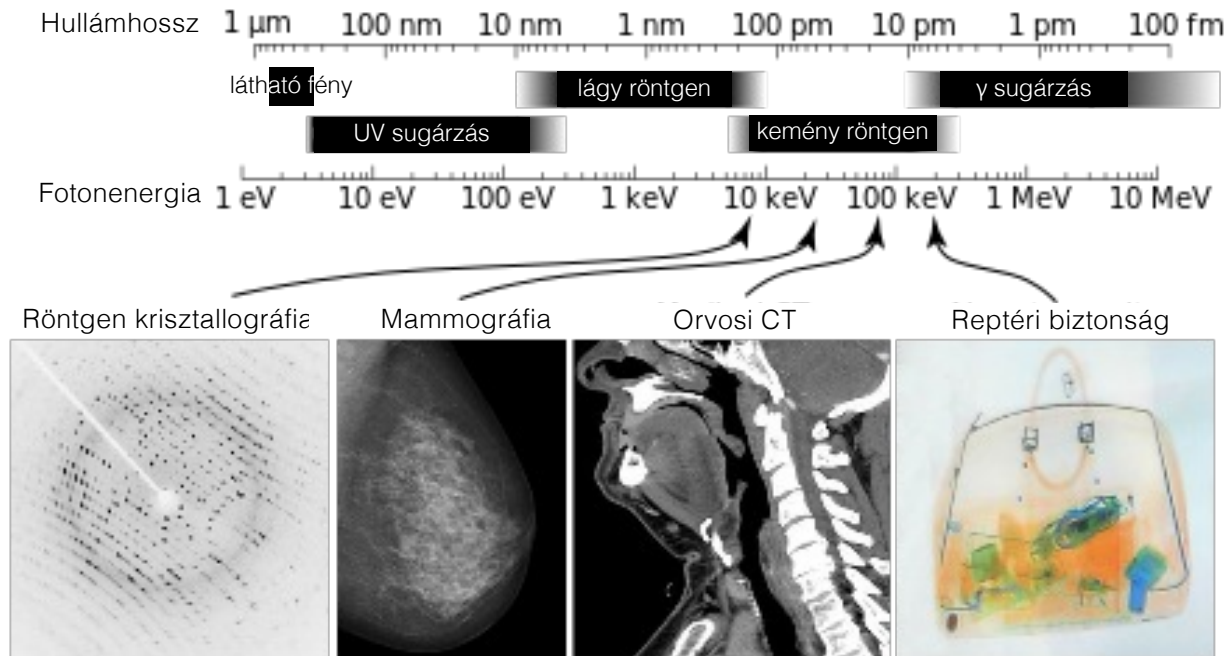


Ma



Photon-counting CT

# A röntgensugárzás: elektromágneses sugárzás



**Hullámhossz** 10 - 0.01 nm.

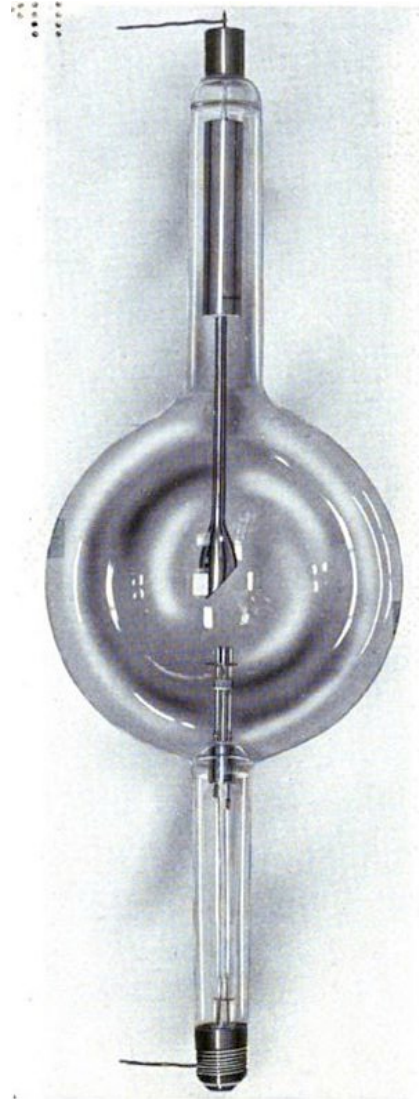
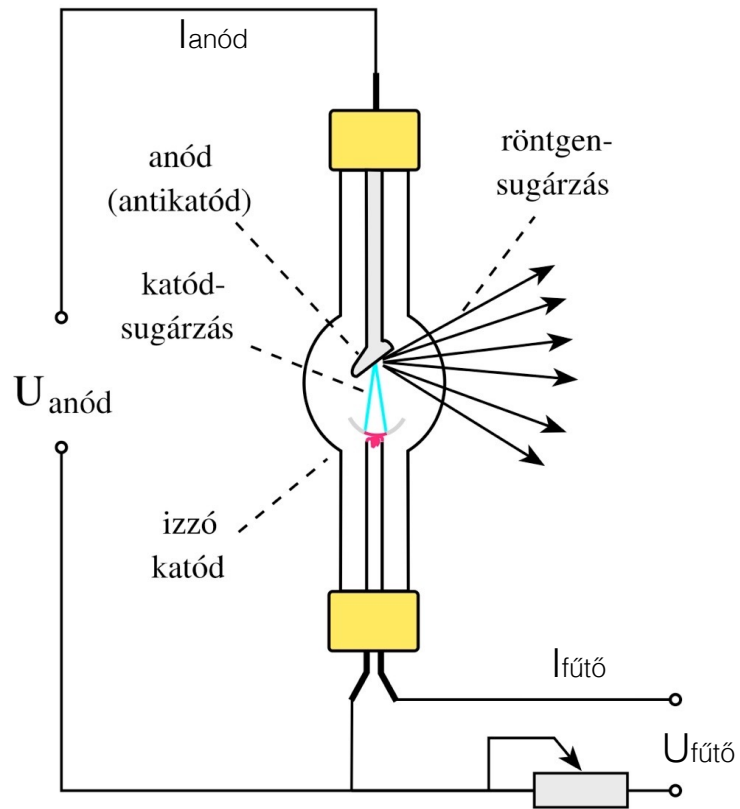
**Frekvencia**  $30 \times 10^{15}$  -  $30 \times 10^{18}$  Hz (petahertz - exahertz).

**Energia** 100 eV felett diagnosztika: 20 keV – 200 keV



# A röntgensugárzás keltése

## röntgencső



Röntgencső (Coolidge, 1900-as évek eleje).

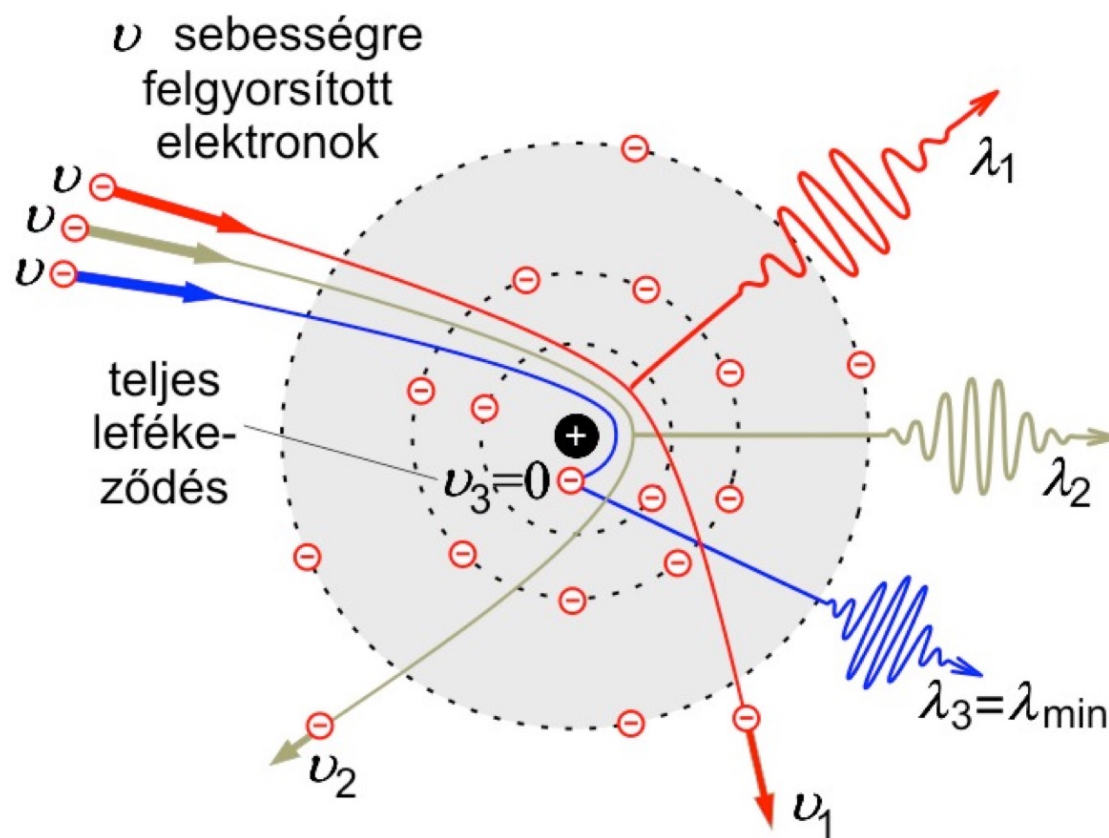


Forgóanódos röntgencső (anód forgás hűtés végett)

# Mechanizmus I.

## Fékezési röntgensugárzás

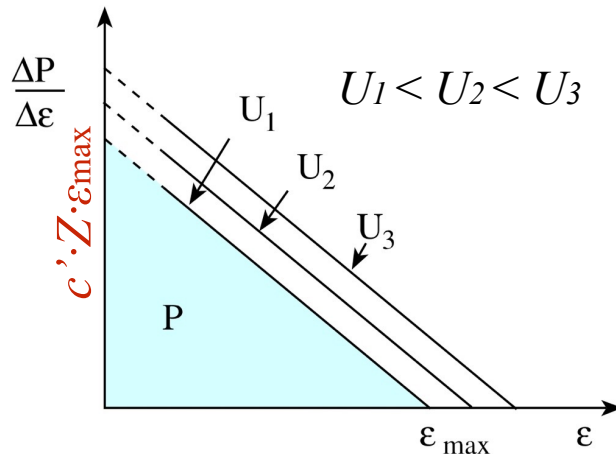
A felgyorsított elektronok lelassulnak (“lefékeződnek”) — és ezért mozgási energiát veszítenek — az anód atomjainak elektromos terében.



“Bremsstrahlung”

# A fékezési röntgensugárzás spektruma:

## Folytonos



$$eU_{\text{anód}} = \varepsilon_{\text{max}} = hf_{\text{max}}$$

Maximális fotonenergia ( $\varepsilon_{\text{max}}$ )

N.B.: Elektron teljes mozgási energiája egy lépésben alakul át (ritka esemény).

$e$ : elektron töltése;

$U_{\text{anód}}$ : gyorsítófeszültség;

$eU_{\text{anód}}$ : gyorsítási munka

$h$ : Planck állandó;

$f_{\text{max}}$ : határfrekvencia

$$\lambda_{\text{min}} = \frac{hc}{e} \cdot \frac{1}{U_{\text{anód}}}$$

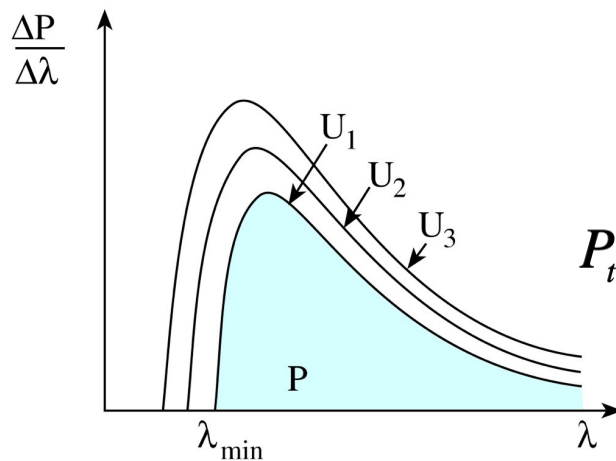
Határhullámhossz ( $\lambda_{\text{min}}$ )

(Duane-Hunt-törvény)

N.B.: A határhullámhossz a gyorsítófeszültséggel fordítottan arányos

$c$ : fénysebesség;

$hc/e$ : konstans (1.2398 kV·nm)



$$\frac{\Delta P}{\Delta \varepsilon} = c' \cdot Z \cdot (\varepsilon_{\text{max}} - \varepsilon)$$

Energiaspektrum

(teljesítmény energia-függése)

$$P_{\text{tot}} = \frac{1}{2} c' \cdot Z \cdot \varepsilon_{\text{max}}^2 = c \cdot Z \cdot U_{\text{anód}}^2 \cdot e^2$$

Összteljesítmény ( $P_{\text{tot}}$ )

(háromszög területe alapján)

$C_{\text{Rtg}}$ : arányossági tényező ( $1.1 \times 10^{-9} \text{ V}^{-1}$ );

$I_{\text{anód}}$ : anódáram (időegység alatt anódba csapódó elektronok száma;)

$Z$ : anód anyagának rendszáma

$$P_{\text{tot}} = C_{\text{Rtg}} \cdot I_{\text{anód}} \cdot U_{\text{anód}}^2 \cdot Z$$

$$\eta = \frac{P_{\text{tot}}}{P_{\text{in}}} = \frac{C_{\text{Rtg}} \cdot I_{\text{anód}} \cdot U_{\text{anód}}^2 \cdot Z}{I_{\text{anód}} \cdot U_{\text{anód}}} = C_{\text{Rtg}} \cdot U_{\text{anód}} \cdot Z$$

Hatásfok ( $\eta$ )

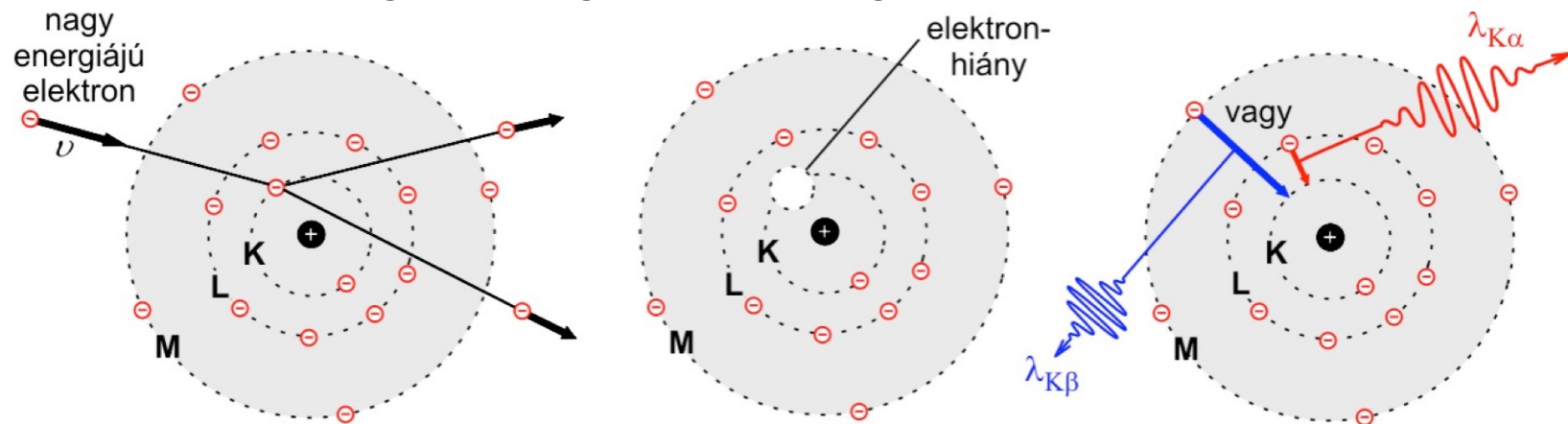
$P_{\text{in}}$ : befektetett teljesítmény

N.B.: Típusosan  $\eta < 1\%$ .

# Mechanizmus II.

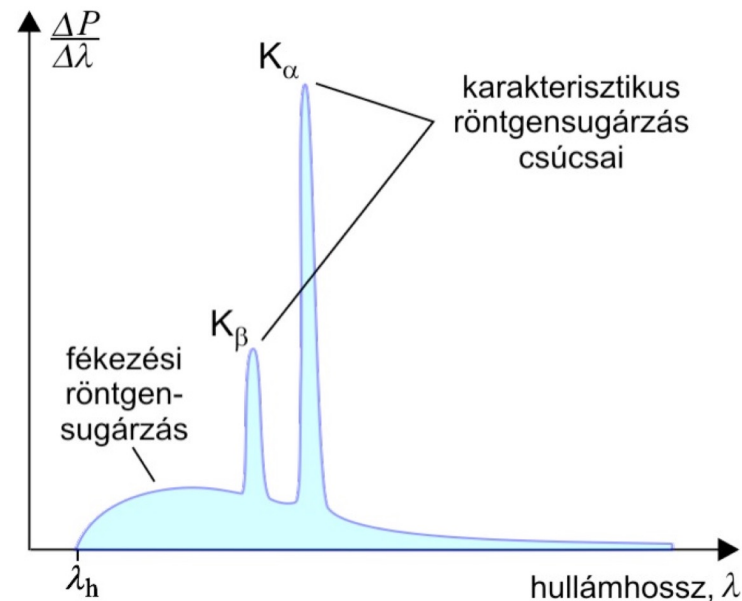
## Karakterisztikus röntgensugárzás

A belső pályáról kilökött elektron nagyenergiájú pályáról pótlódik, az energiafelesleg diszkrét röntgenfotonként távozik.



Karakterisztikus  
röntgensugárzás  
spektruma

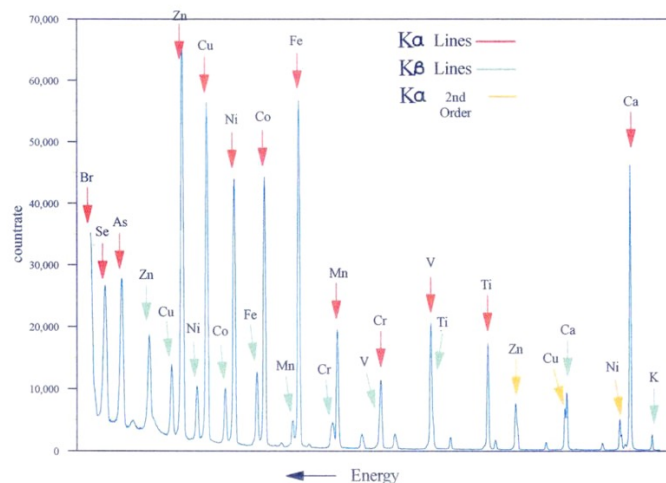
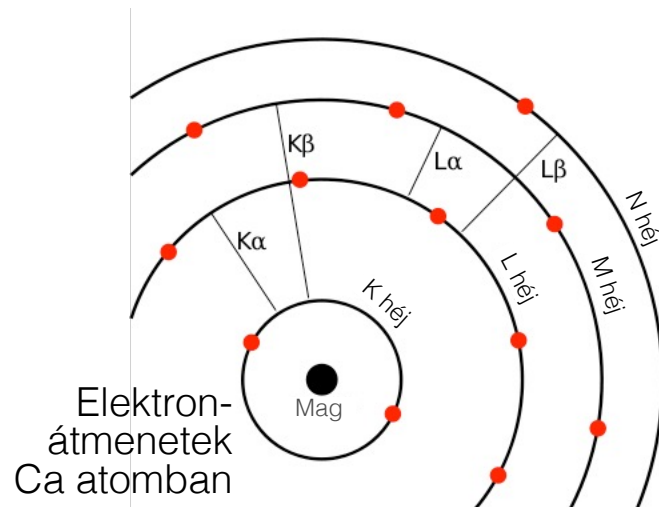
**Vonalas**



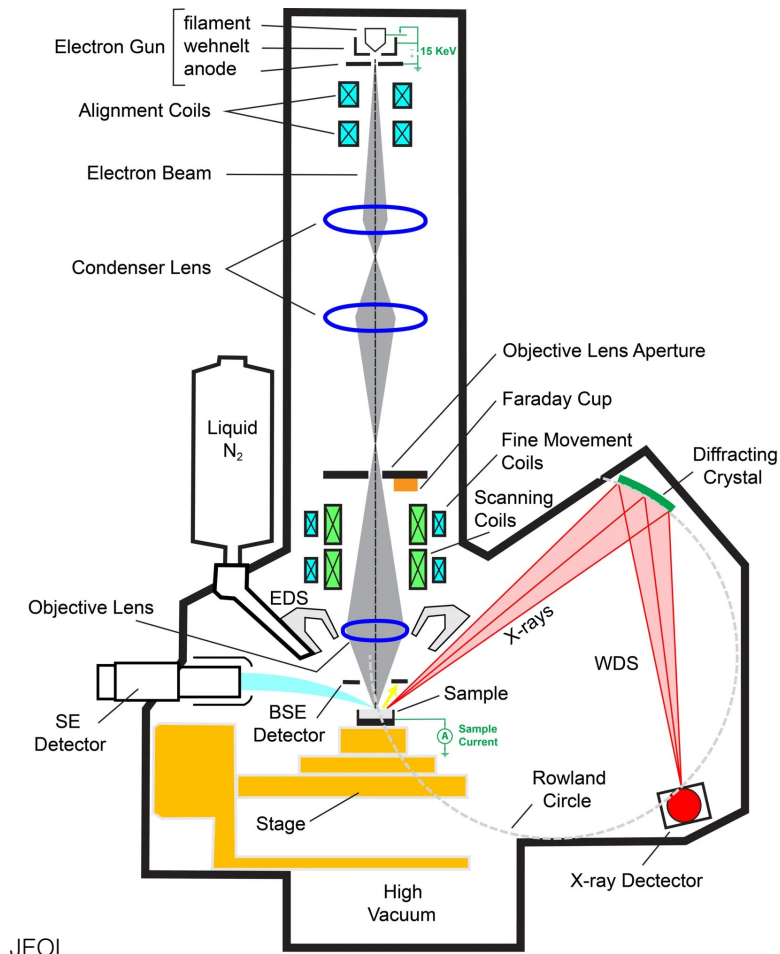


# A röntgen spektrum az elemi összetételt jellemzi

Mivel a belső pálya-elektronok vesznek része a jelenség létrejöttében, a spektrum az elemi (és nem molekuláris) tulajdonságokat jellemzi



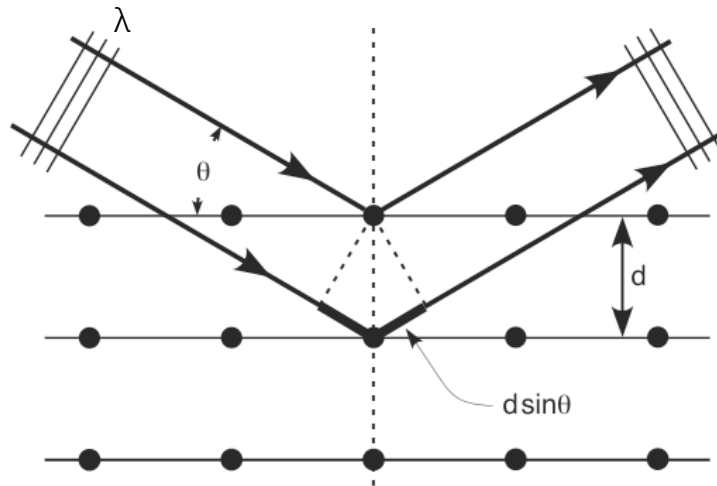
Energiadiszperzív röntgen fluoreszcencia spektrum



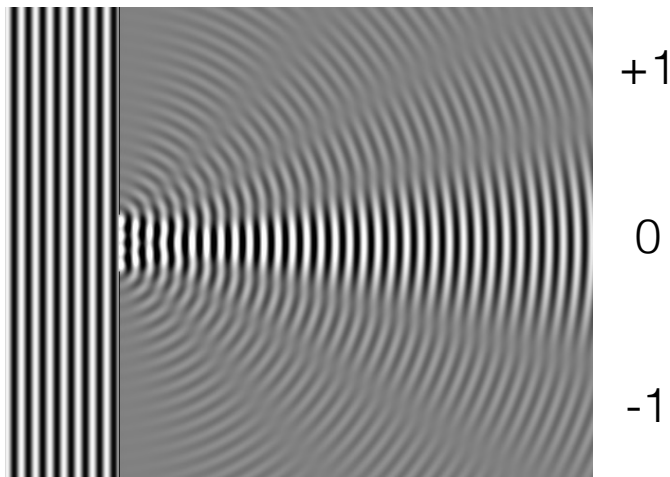
Röntgen spektroszkóp (elektronmikroszkópban!)  
(Rtg energiaspektrum mérése)

# Röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

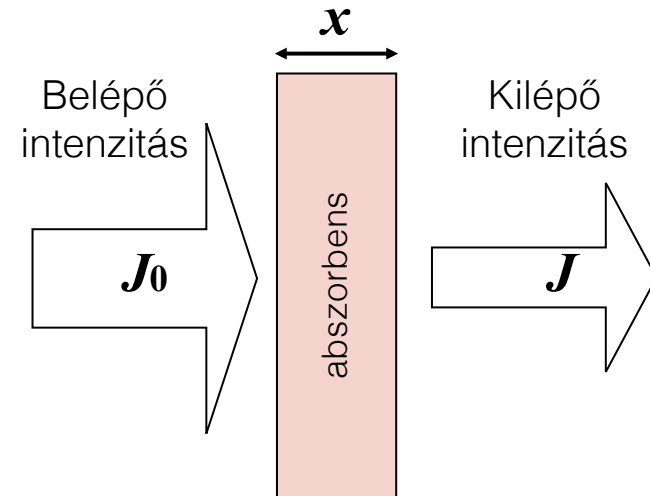
## 1. Diffrakció



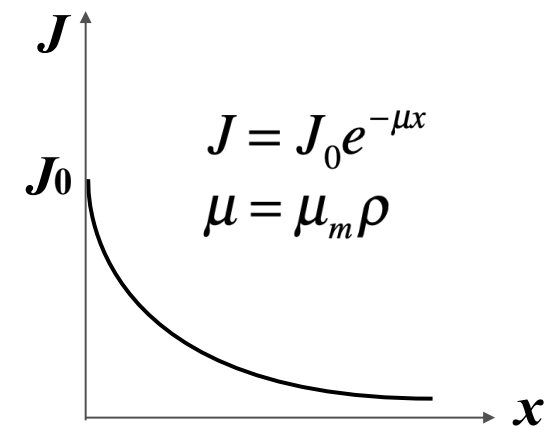
Erősítő  
interferencia  
feltétele:  $2d \sin \theta = n\lambda$



## 2. Abszorpció

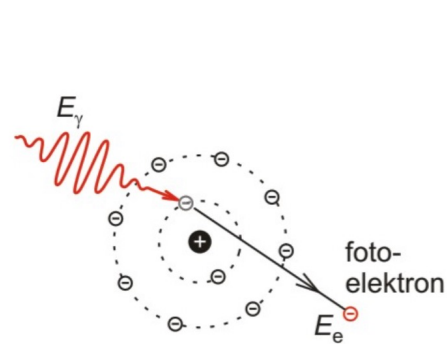


Exponenciális sugárgyengítési törvény



$\mu$  : gyengítési együttható  
 $\mu_m$  : tömeggyengítési együttható (cm<sup>2</sup>/g)  
 $\rho$  : sűrűség (g/cm<sup>3</sup>)

# A sugárgyengítés mechanizmusai

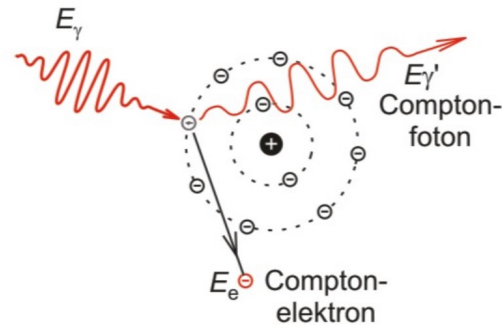


fotoeffektus

$$E_\gamma = A + E_e$$

$A$  = kilépési munka

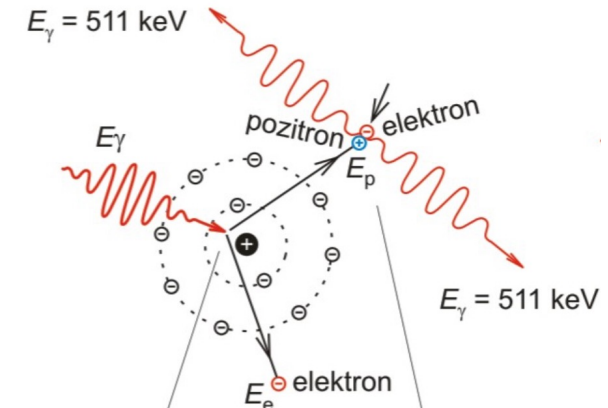
$$\tau = \tau_m \rho$$



Compton-szórás

$$E_\gamma = A + E_e + E_\gamma'$$

$$\sigma = \sigma_m \rho$$



páráképződés, annihiláció

$$E_\gamma = 2 m_e c^2 + E_e + E_p$$

( ha  $E_\gamma > 1022 \text{ keV}$  )

$$K = K_m \rho$$

$\tau_m, \sigma_m, K_m$ : tömeggyengítési együtthatók,  $\rho$ : sűrűség

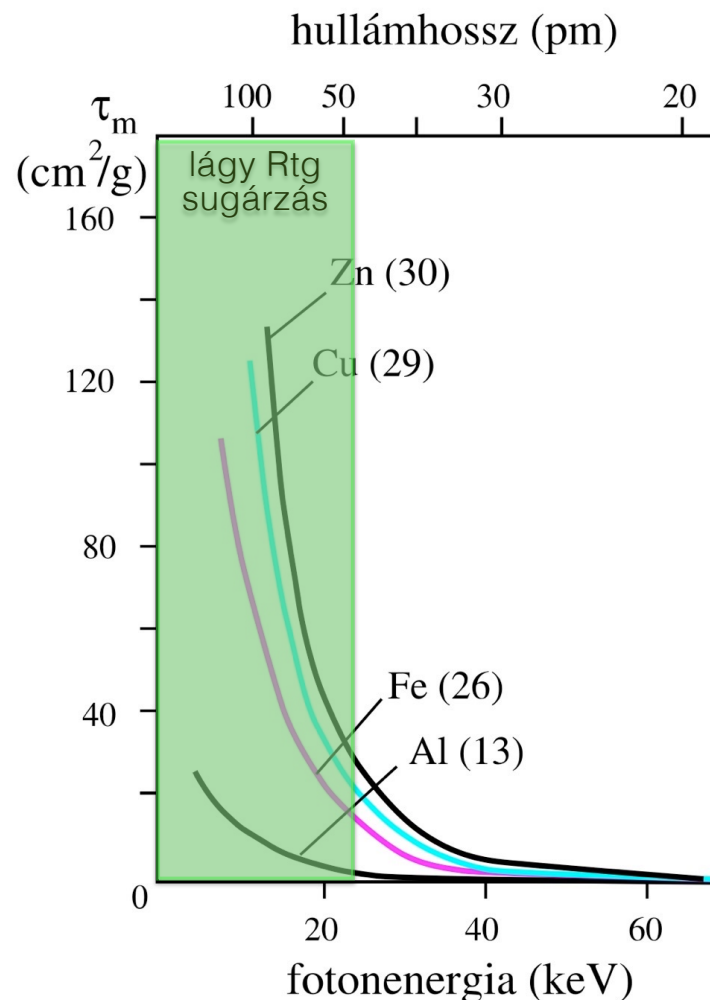
$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m + K_m$$

| Mechanizmus    | Tömeggyengítési együttható fotonenergia ( $\epsilon$ ) -függése | Tömeggyengítési együttható rendszám ( $Z$ ) - függése | Releváns $\epsilon$ tartomány lágyszövetben |
|----------------|---|---|---|
| Fotoeffektus   | $\sim 1/\epsilon^3$   | $\sim Z^3$  | 10 - 30 keV                                 |
| Compton-szórás | $\epsilon$ növelésével lassan csökken                           | $\sim Z/A$ ( $A$ = tömegszám)                         | 30 keV - 20 MeV                             |
| Páráképződés   | $\epsilon$ növelésével lassan nő                                | $\sim Z^2$  | $> 20 \text{ MeV}$                          |

Diagnosztikai röntgen:

1. lágyszövet és csont közötti kontrasztmechanizmus: fotoeffektus ( $\sim Z^3$ )
2. lágyszöveten belüli kontrasztmechanizmus: Compton-szórás ( $\sim \rho$ )

# A fotoeffektus függ a fotonenergiától és a rendszámtól



$$\tau_m = \text{const} \cdot \frac{Z^3}{\epsilon^3} = C \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$$

$$C = 5,5-6,5 \text{ cm}^2/\text{g nm}^3$$

Többkomponensű rendszerben:  
"effektív rendszám" ( $Z_{\text{eff}}$ )

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

| Közeg       | $Z_{\text{eff}}$ |
|-------------|------------------|
| Levegő      | 7.3              |
| Víz         | 7.7              |
| Lágy szövet | 7.4              |
| Csontszövet | 13.8             |

$\epsilon$ =fotonenergia

$Z$ =rendszám

$w$ =móltört

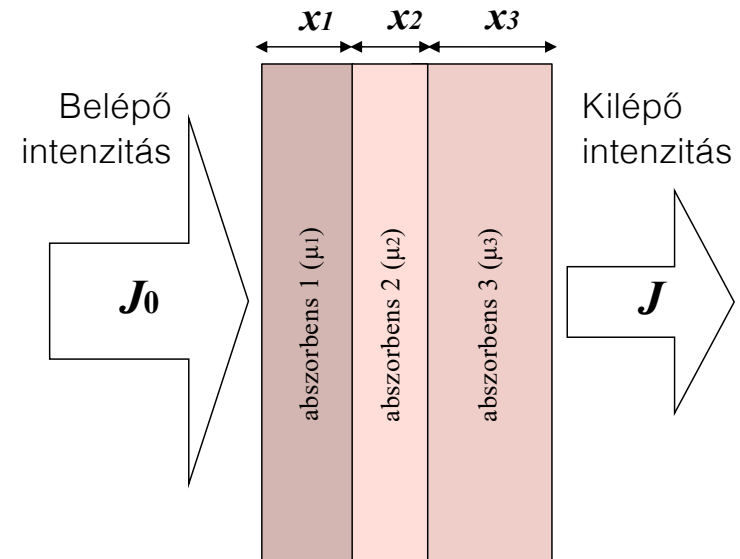
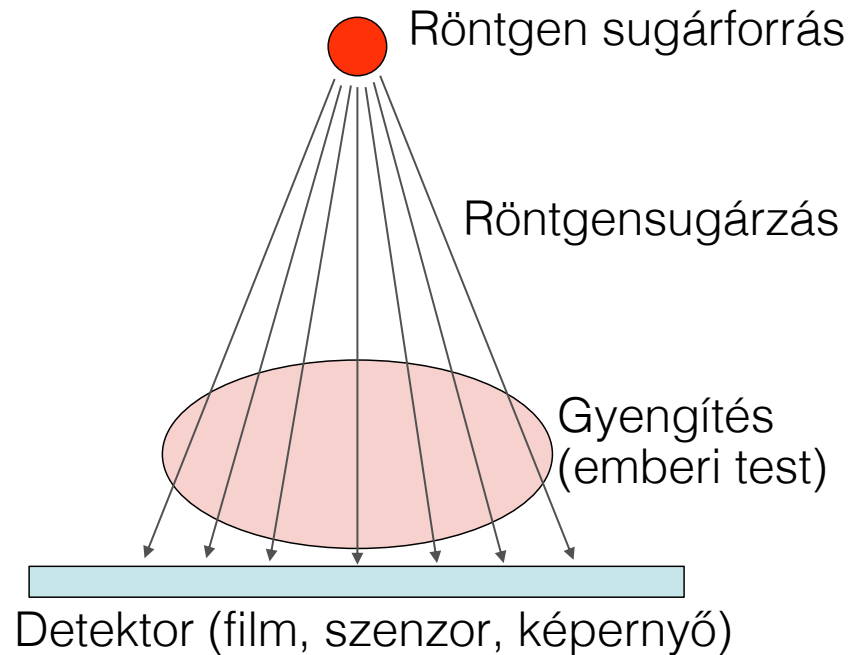
$n$ =komponensek száma

Lágy röntgen esetén ( $E < 30 \text{ keV}$ ):

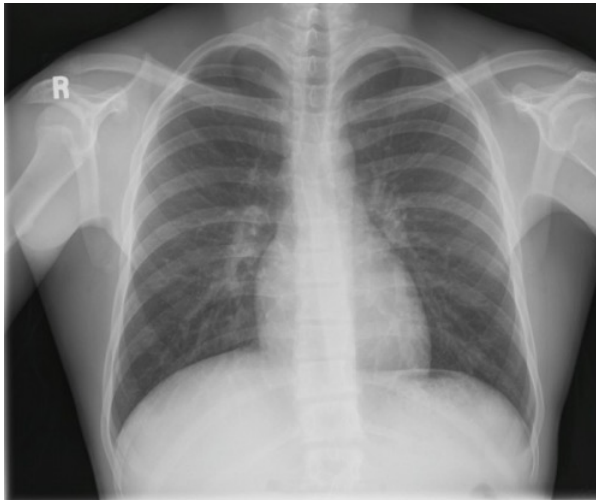
$$\frac{\mu_{\text{bone}}}{\mu_{\text{soft tissue}}} \approx \frac{(\tau_{m,b} \cdot \rho_b)}{(\tau_{m,st} \cdot \rho_{st})} \approx 11$$



# Alkalmazás I. Röntgen képképzés



A röntgenkép szummációs kép. ("röntgen felvétel", "radiográfiás kép", "röntgenogram")  
Kontraszt a térben különböző gyengítési együttható miatt lép fel.



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

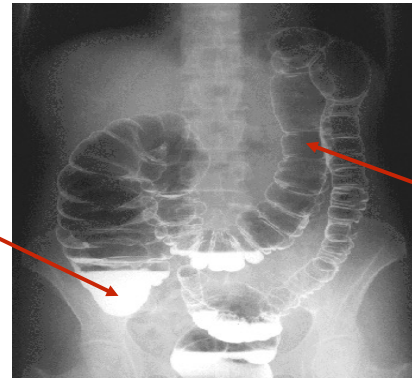
$$\lg \frac{J_0}{J} = (\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots) \cdot \lg e$$

$\mu_n$  : n-edik abszorbens gyengítési együtthatója  
 $x_n$  : n-edik abszorbens vastagsága

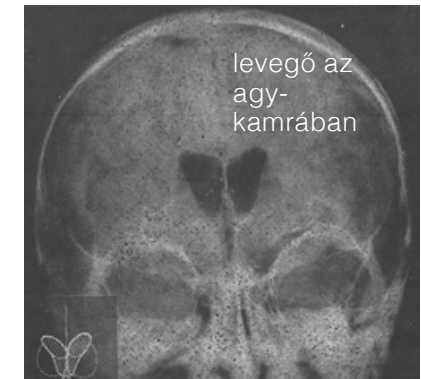
# Röntgen képalkotás javítása I.

Kontraszt  
növelése:  
kontrasztanyagok

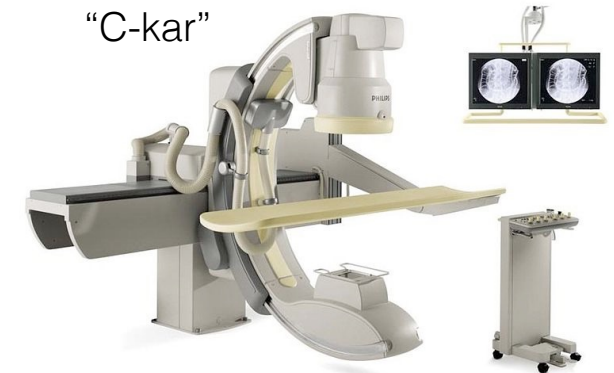
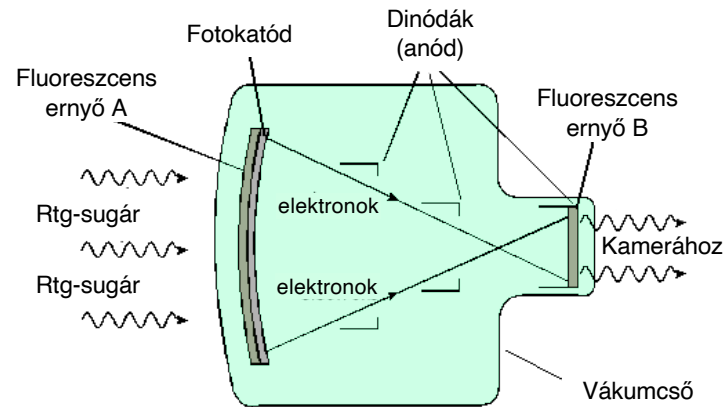
Pozitív  
kontraszt  
(nagy Z,  
pl., Ba)



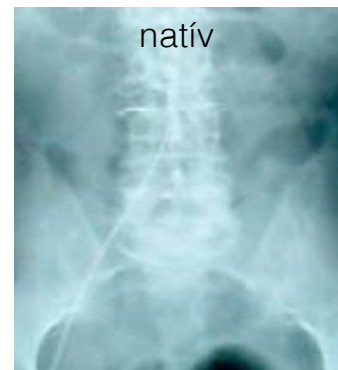
Negatív  
kontraszt  
(kis  
sűrűség,  
pl., levegő)



Detektálási  
érzékenység  
növelése:  
képerősítő

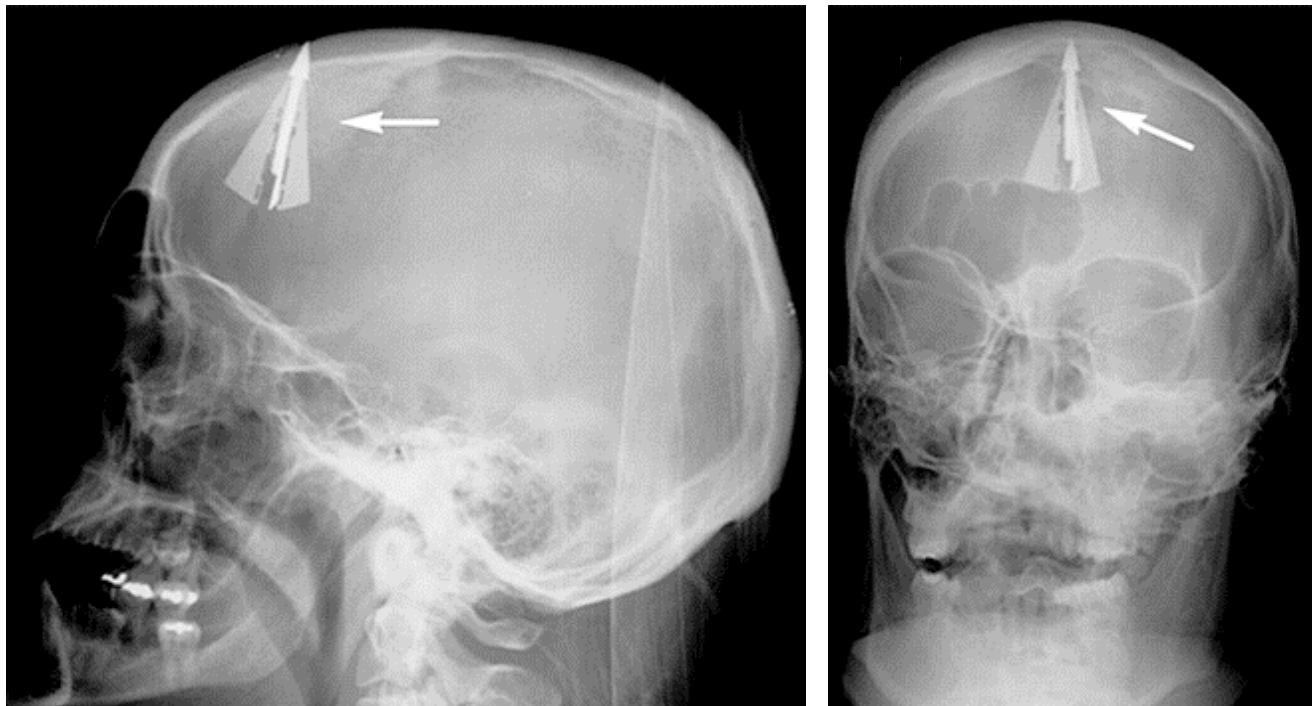


Zavaró háttér  
levonása:  
“Digital Subtraction  
Angiography” (DSA)



# Röntgen képalkotás javítása II. Térbeli felbontás

Kétirányú röntgenfelvétel



Számszeríjjal elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

# Röntgen képalkotás javítása: CT

## Történet

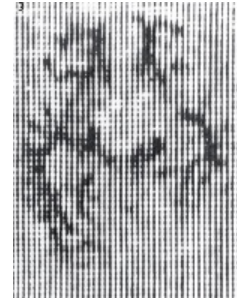
- Röntgen, Hounsfield és Cormack
- 1967: első CT felvétel
- 1972: CT prototípus
- 1974: első klinikai CT kép (fej)
- 1976: egésztest CT
- 1979: Nobel-díj
- 1990: spirál CT
- 1992: többszeletes CT
- 2006: 64 szelet (és még több...)
- multiplex és hibrid üzemmódok: SPECT-CT, PET-CT, "Dual-source" CT



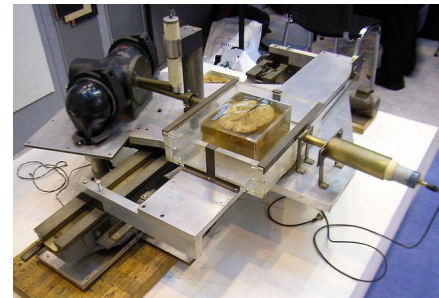
Godfrey Hounsfield



Allan Cormack



Az első, labor CT kép agyszeletről

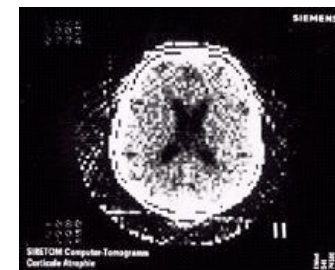


Prototípus CT (EMI)

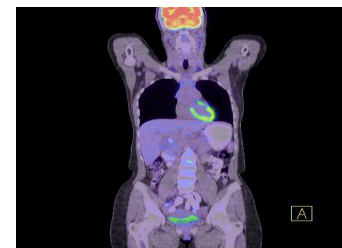
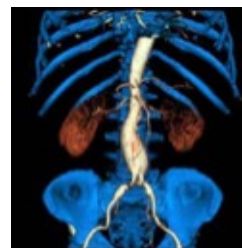


"Siretom" fej szkennel (1974)

128x128 pixel kép (1975)



Multimodális (kombinált) képek

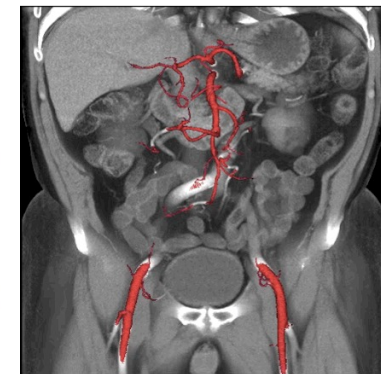


## Összefoglalás

- **Rtg sugárzást** használó digitális **rétegvizsgálat**. Voxel abszorbanca ábrázolása a vizsgált síkban.
- **Multidetektoros** spirál CT (4-64 detektorsor): egy szelet 0.4-1 s, vizsgálati idő: 5-15 s.
- **Ionizáló** sugárzás, a hagyományos rtg felvétel **dózisának** akár 50-100-szorosa. Jelentős szórt sugárzás.



Mai CT készülék

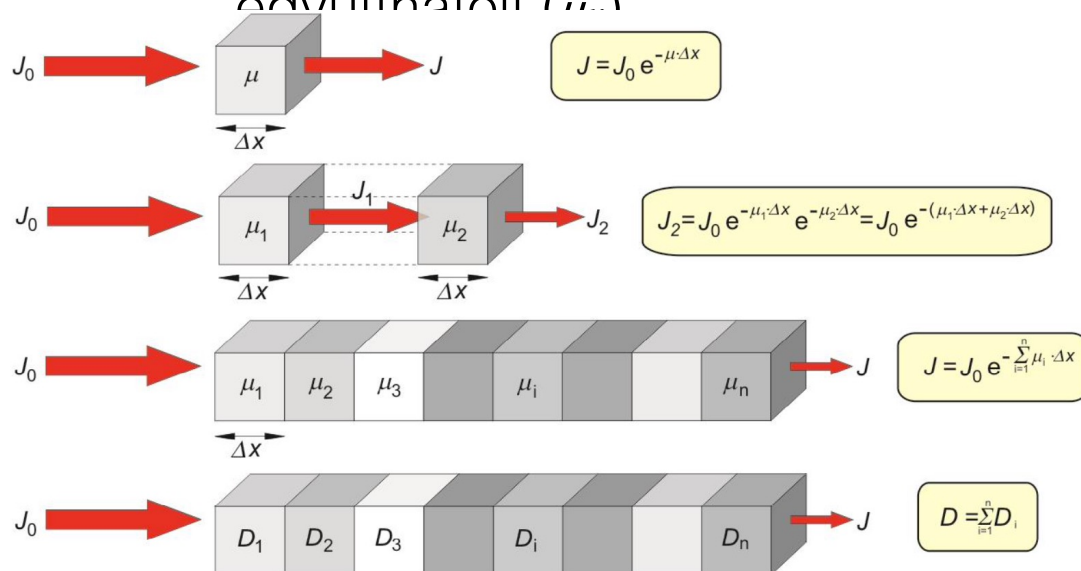




# CT működés I. $\mu$ meghatározása

Cél: meghatározni az egyes térfogatelemek (voxelek) sugárgyengítési

együtthatóit (...)



$\mu_x$ : lineáris sugárgyengítési együttható  
 $\Delta x$ : voxel mérete

Denzitás:  $D = \lg \left( \frac{J_0}{J} \right) = \lg e \cdot \mu \cdot \Delta x$

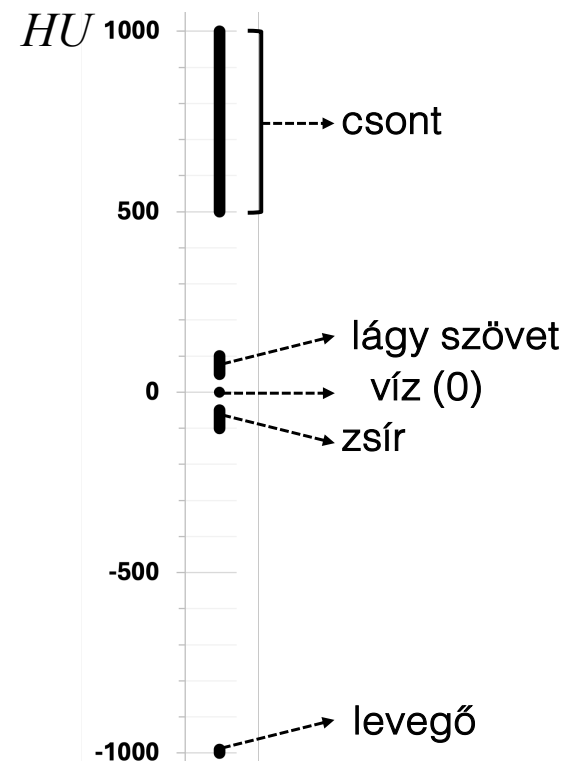
CT kép: denzitás mátrix

$$HU = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

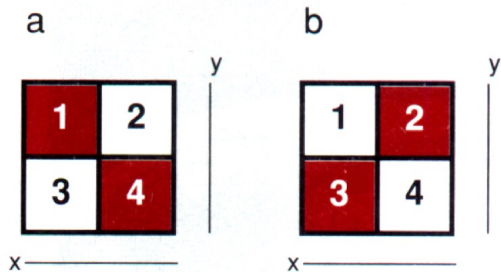
HU Hounsfield egység

$\mu$ : a voxel gyengítési együtthatója

$\mu_w$ : a víz gyengítési együtthatója

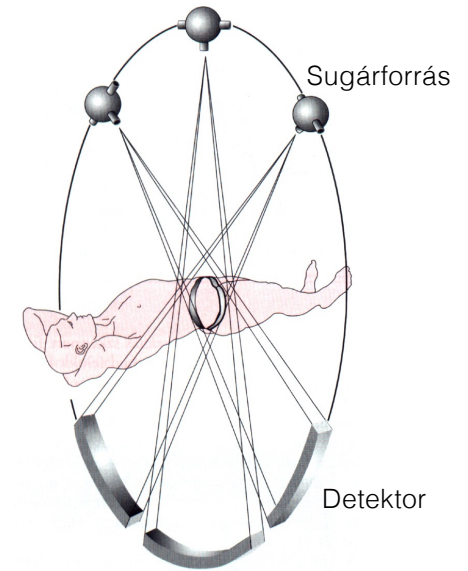


# CT működés II. pásztázás

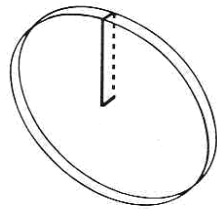


**Probléma:** kétirányú felvétellel az **a** és **b** képet nem lehet megkülönböztetni

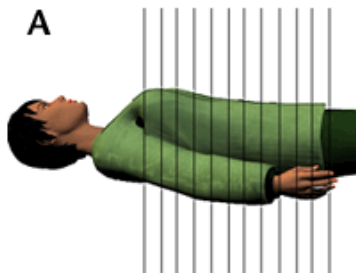
Megoldás:  
transzaxiális pásztázás minél nagyobb szögfelbontással.



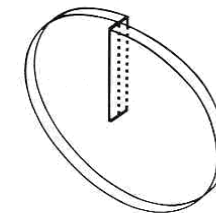
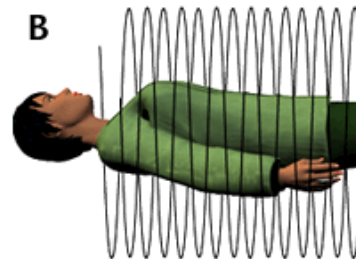
Hagyományos CT szelet



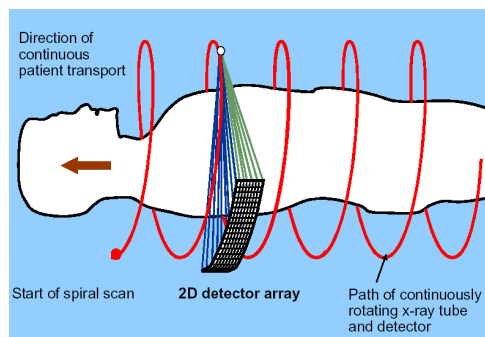
**A**



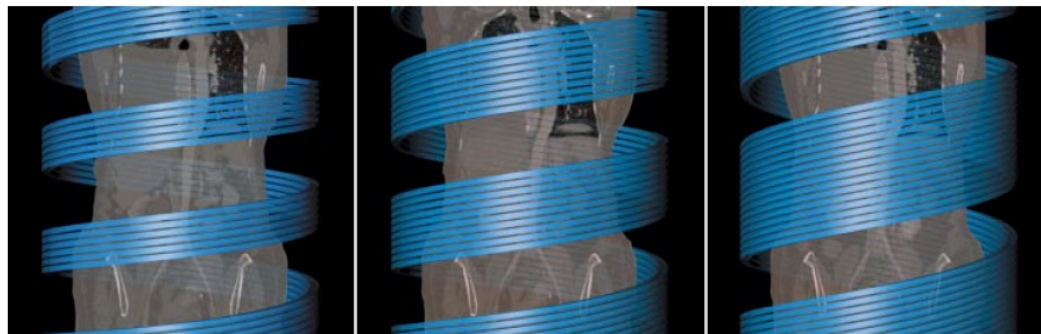
**B**



Spirál CT szelet



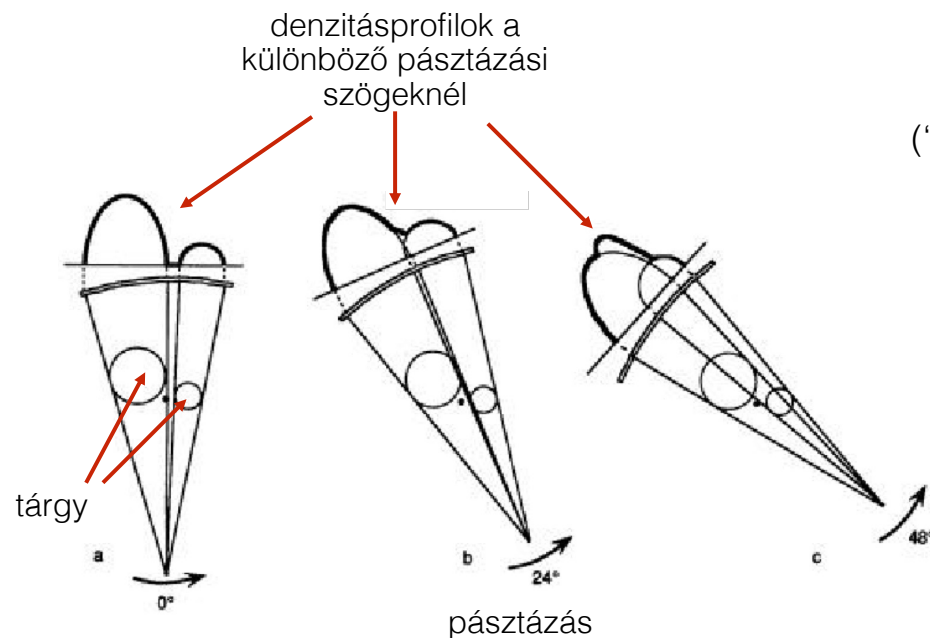
Multi-detektor CT (MDCT)



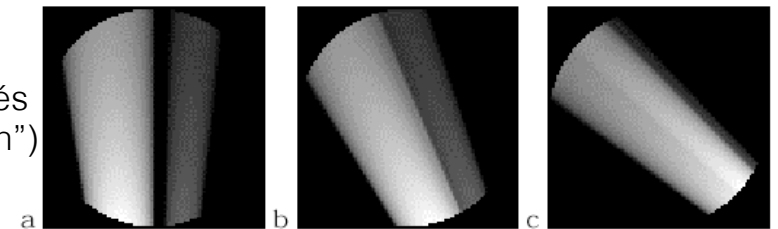
Multi-szelet CT (MSCT)

# CT működés III. Képrekonstrukció

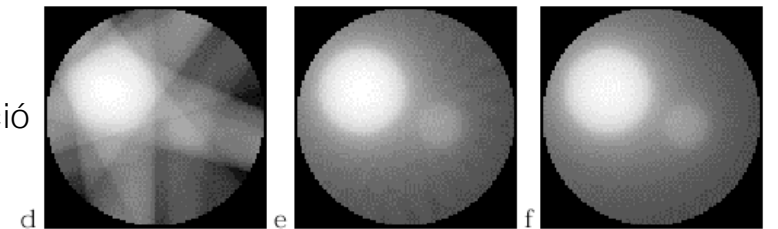
1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection” (jelenlegi módszer)



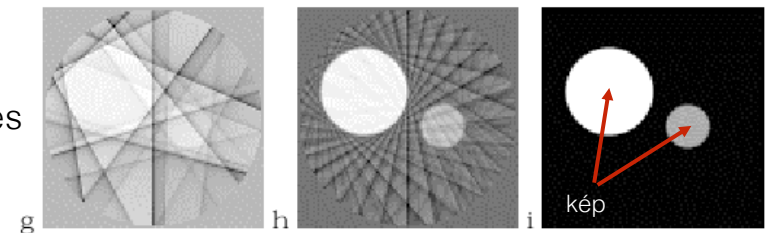
visszavetítés  
("back projection")



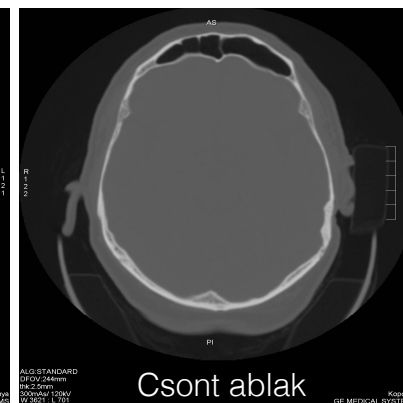
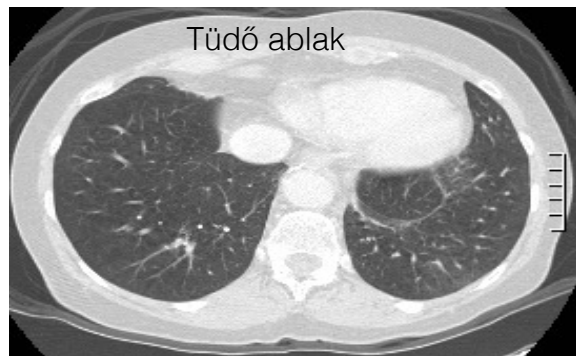
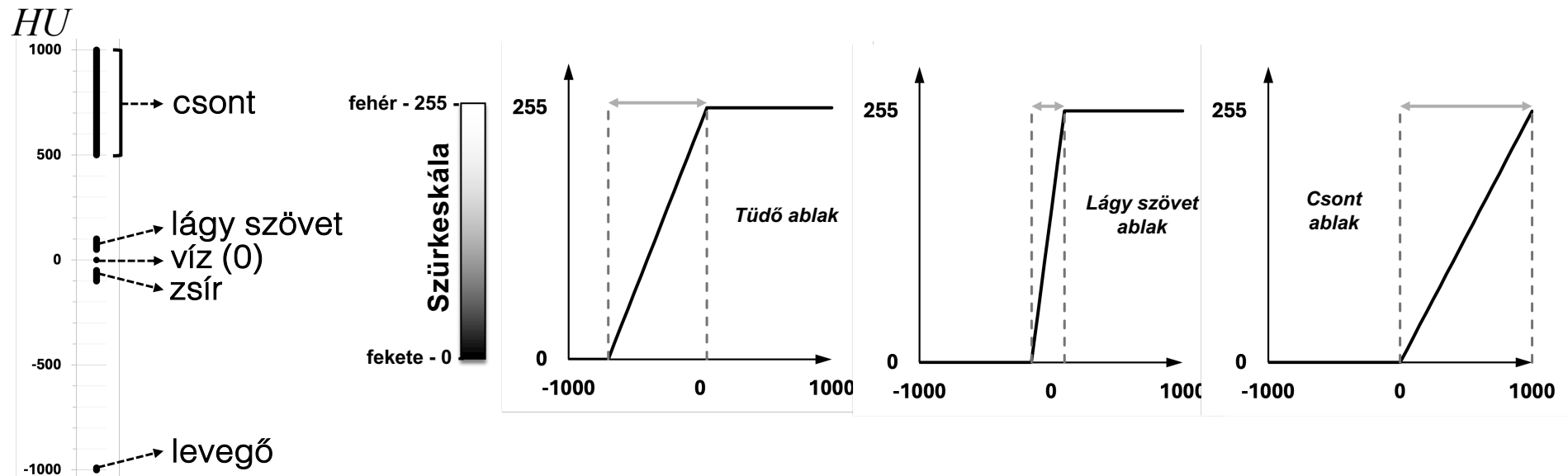
szuperpozíció



szűrés



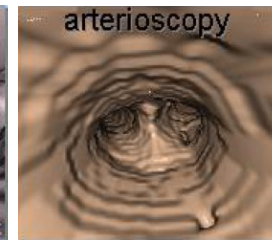
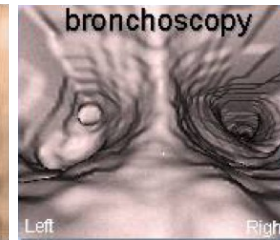
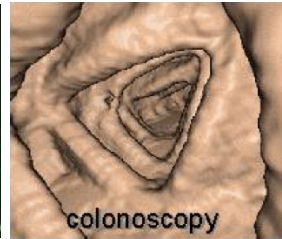
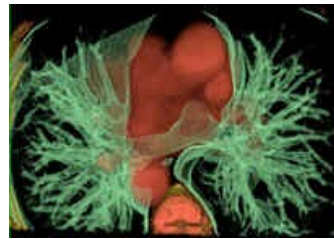
# CT működés IV. Kontraszt manipulálás („ablakozás”)



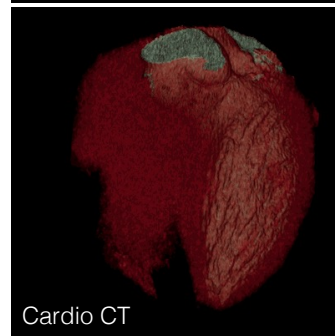
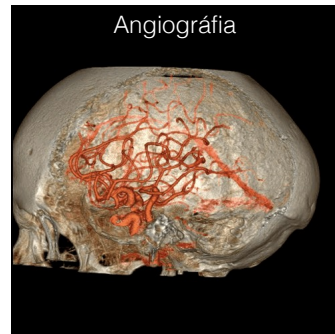


# Modern CT képkalkotás

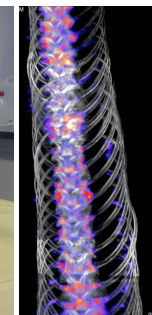
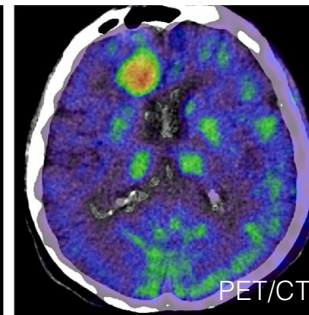
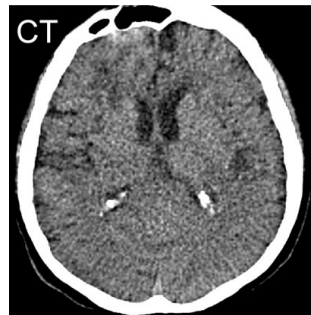
3D rekonstrukció,  
Virtuális  
endoszkópia



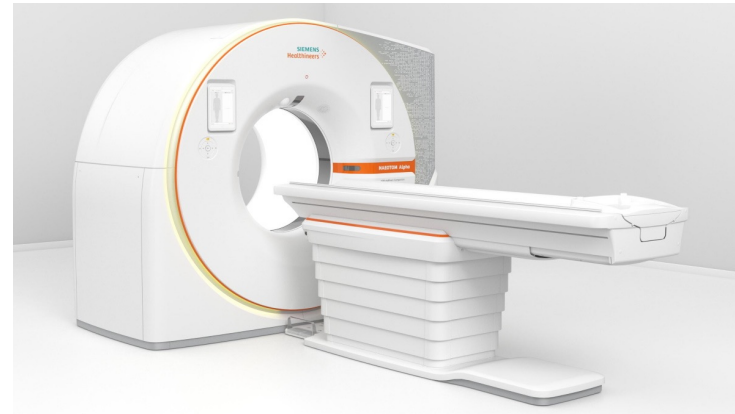
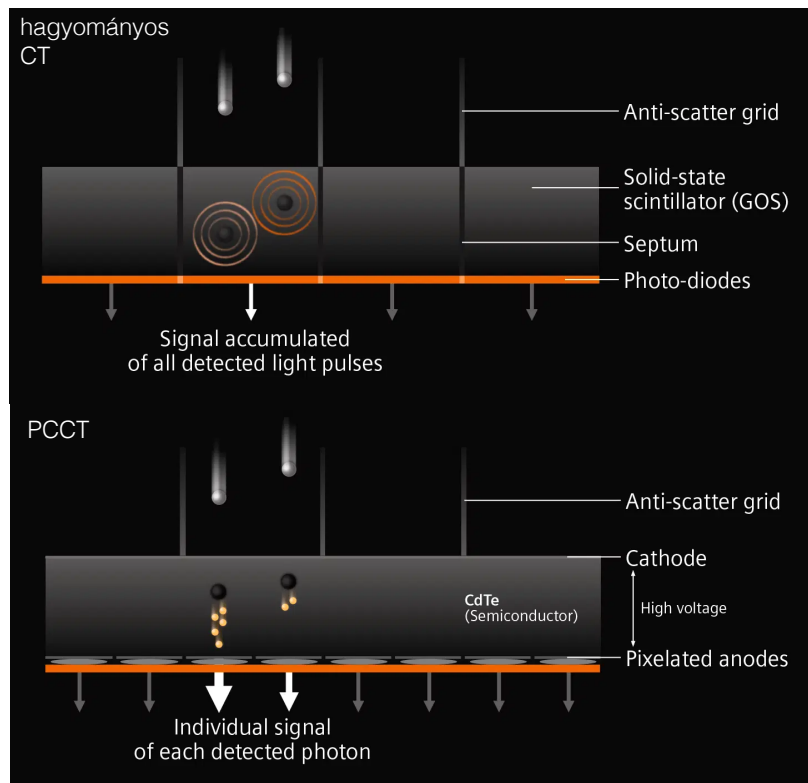
Sebesség,  
felbontás növelése



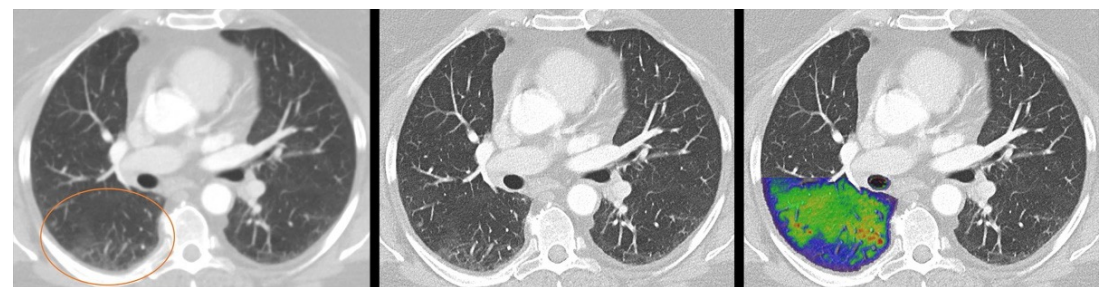
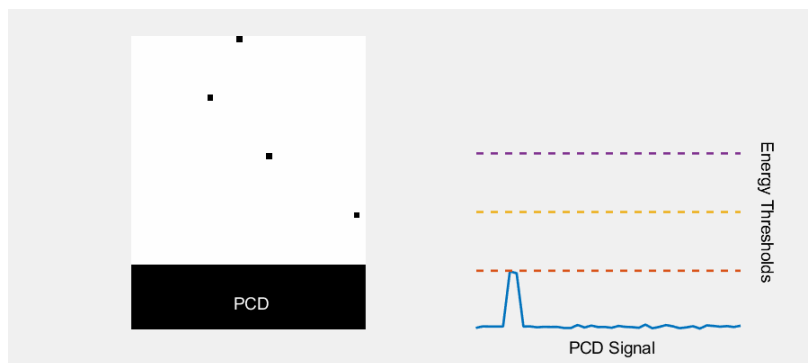
Kombinálás egyéb  
modalitásokkal



# Photon Counting CT (PCCT)



- PCD: „Photon Counting Detector” (kadmium tellurid kristály, CdTe)
- PCD regisztrálja a beérkező fotonok energiáját
- Röntgen spektrum felvétele történik
- Megnőtt érzékenység (csökkent sugárdózis, csökkent kontrasztanyag dózis)
- Funkcionális képalkotás lehetősége



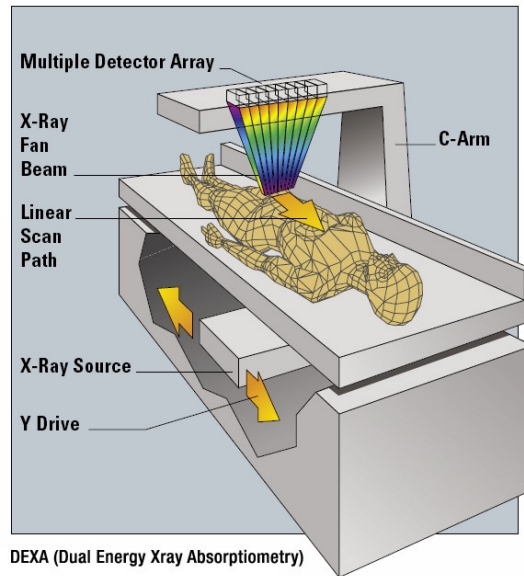
hagyományos  
CT

PCCT  
(nagyobb  
részletgazdagság)

PCCT  
(szuperponált  
funkcionális információ)

# Alkalmazás II. Röntgen denzitometria

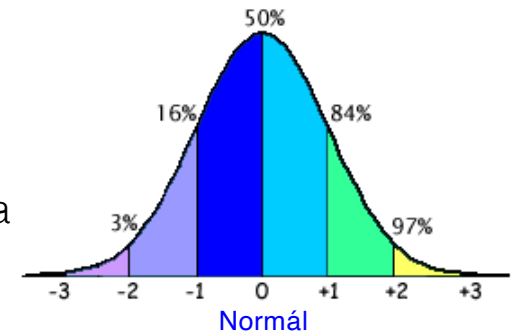
## “Dual-energy X-ray absorptiometry” (DXA vagy DEXA)



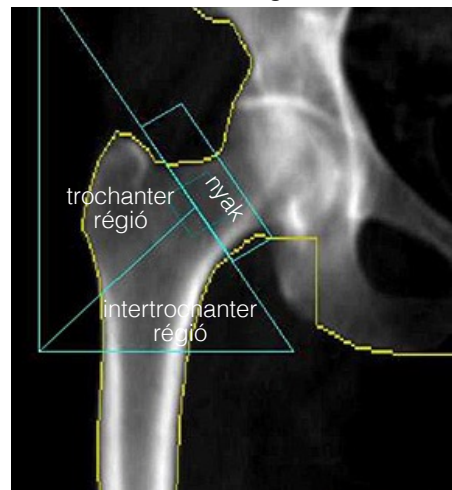
- A csont denzitás meghatározásának legfontosabb módszere
- Karakterisztikus röntgensugárzást használunk
- Két különböző fotonenergiát alkalmazunk (hogy a csont- vs. lágyrész-abszorpciót elkülöníthessük)
- Alacsony sugárdózis
- Egésztest pásztázás történik
- Jellegzetes területek (pl. femur, csigolyák) denzitás értékeit referencia adatbázisokkal hasonlítjuk össze
- “Bone Mineral Density” (BMD) kerül kiszámításra
- “T-score” megállapítása történik

### T-score:

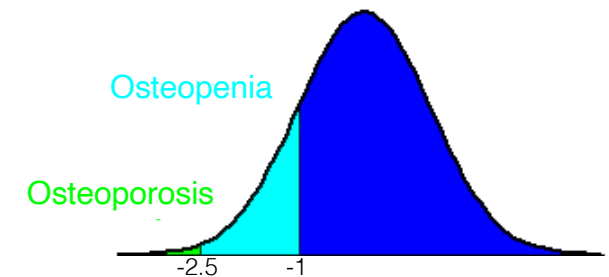
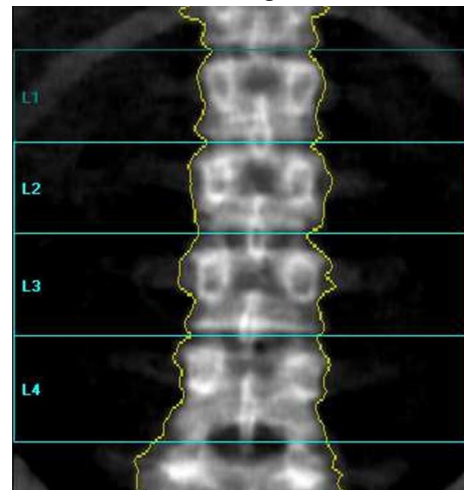
Azt mutatja meg, hogy a mért denzitás hány szórás értékkel van az fiatal populációra jellemző átlagos denzitás érték alatt.



femur régió

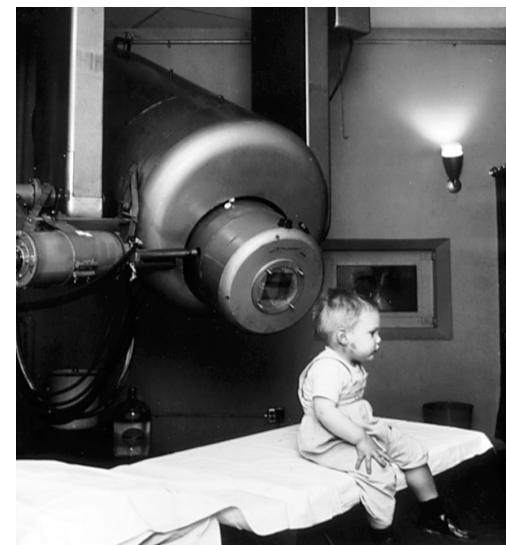
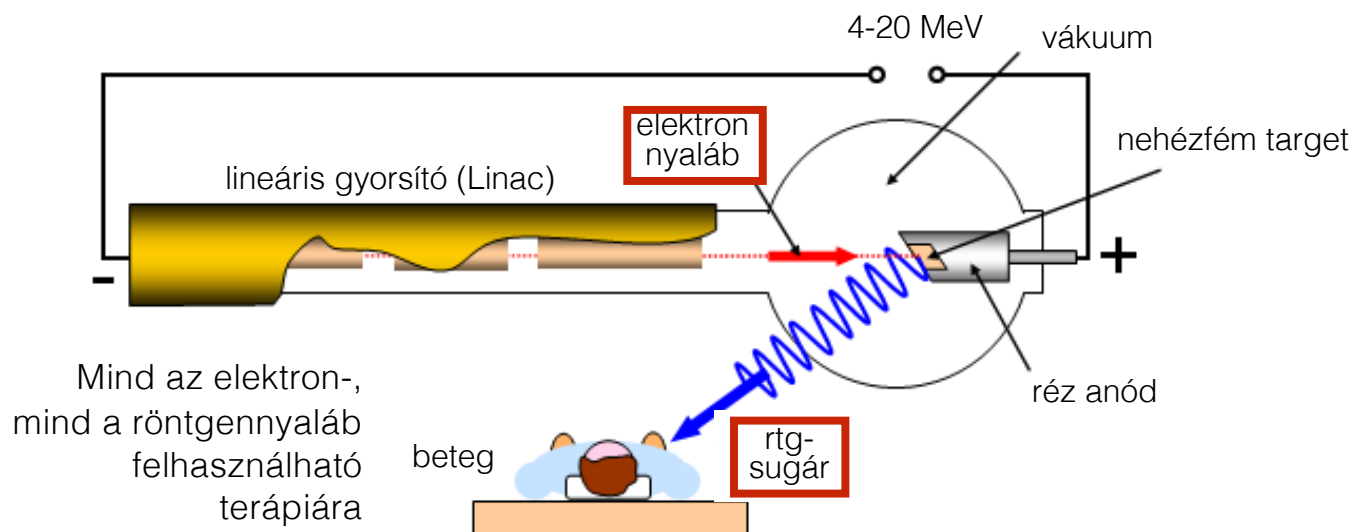


lumbális gerinc





# Alkalmazás III. Sugárterápia



Az első Linac terápiás beavatkozás  
(Gordon Isaacs, elektron nyaláb,  
retinoblastoma, 1955)



Modern kórházi Linac

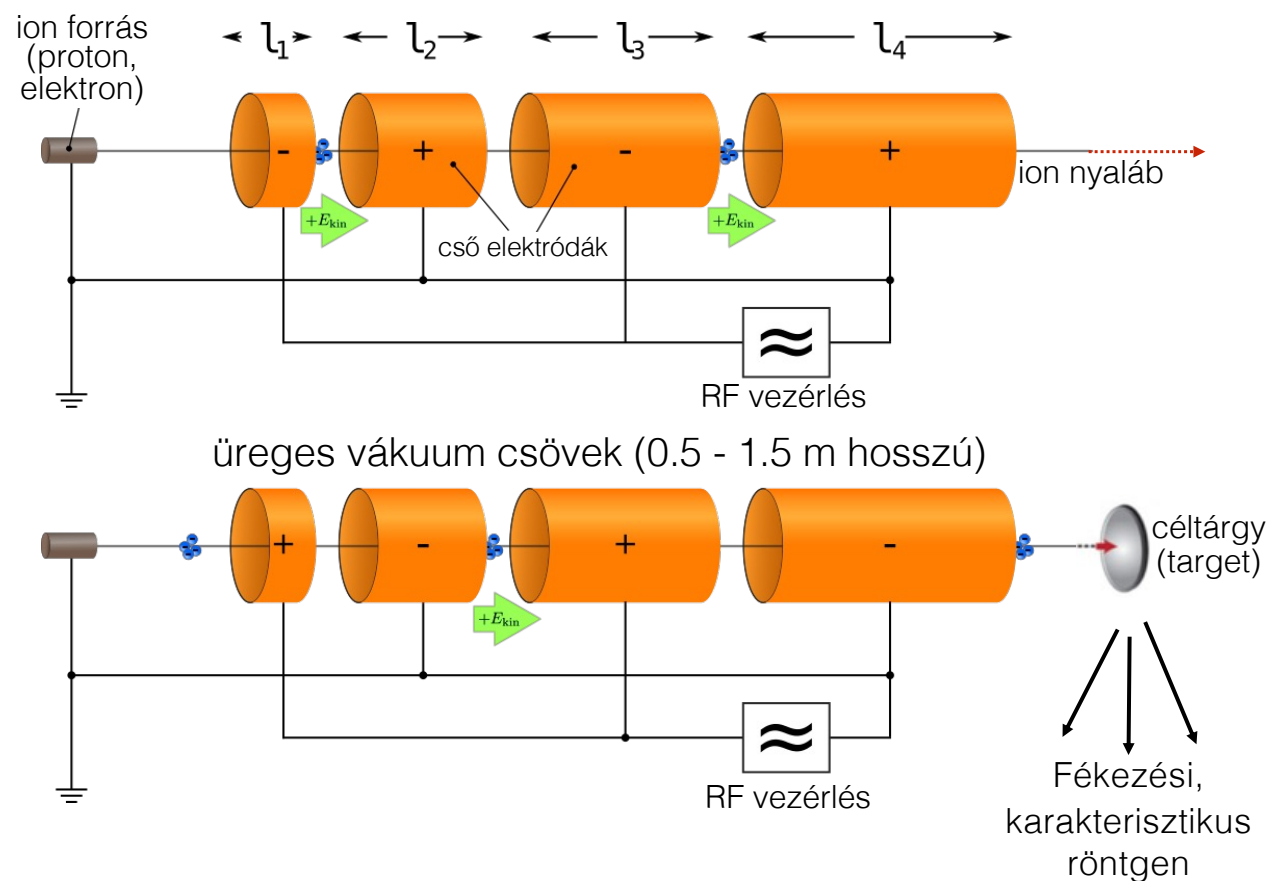
Előnyök (pl. radioaktív sugárzással szemben):

- Sugárzás ki-be kapcsolható
- Nincs radioaktív szennyezés

# Nagyenergiájú röntgensugárzás keltése

## Lineáris gyorsító ("Linear accelerator", Linac)

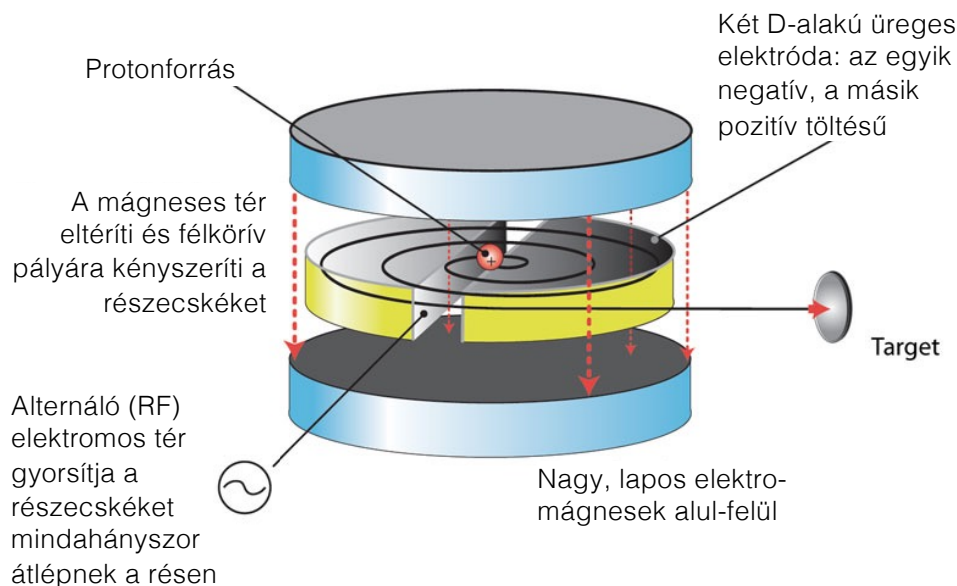
- Töltött részecskék (elektron, proton) gyorsulnak az elektródák között (de nem az elektróda belsejében).
- A részecske sebessége lépcsőzetesen növekedik.
- Elektróda polaritás váltakozik.
- Elektróda hossz ( $l_n$ ) fokozatosan nő a szinkron fenntartása érdekében.
- A felgyorsult részecskék céltárgyba csapódnak, és röntgensugárzás fejlődik.





# Gyűrű alakú részecskegyorsítók

## Ciklotron

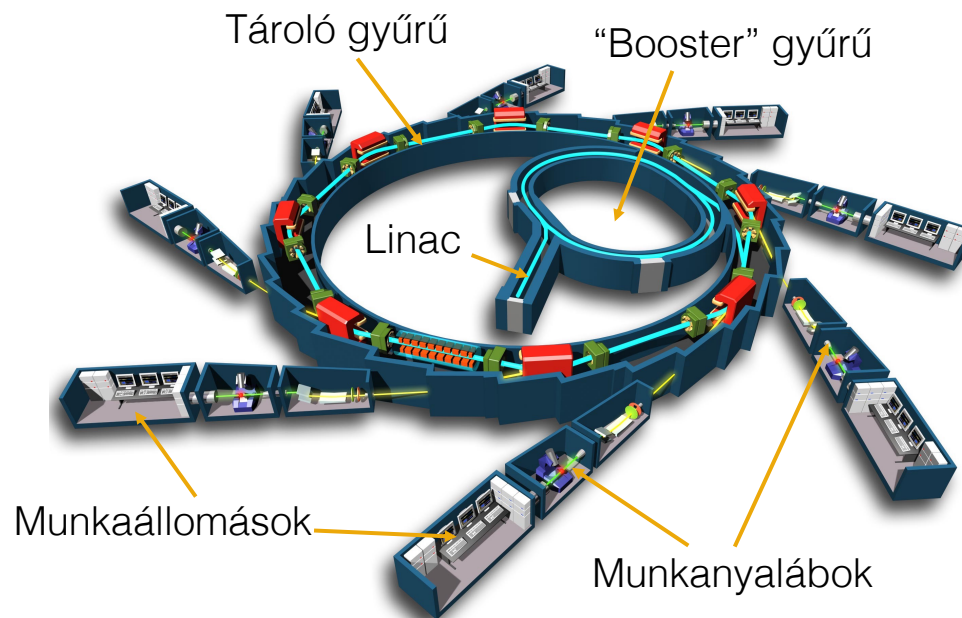


- Lorentz erők tartják a részecskéket körpályán
- Néhány tíz MeV részecskék állíthatók elő
- Pozitron-emittáló izotópok gyártására használják (PET)
- PET centrumok saját ciklotronnal rendelkeznek

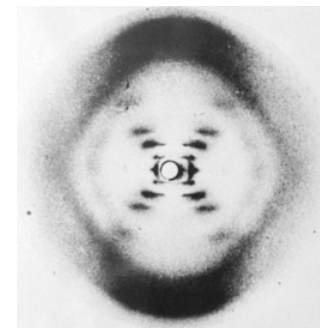
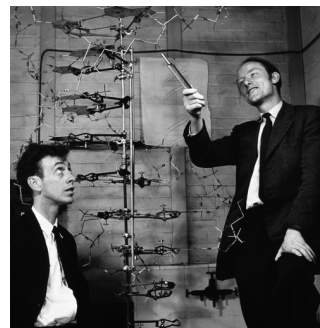


11 MeV orvosi ciklotron

## Szinkrotron



- Nagyon nagy energiájú részecskék állíthatók elő (GeV)
- Relativisztikus sebességek érhetők el ( $\rightarrow$  fénysebesség)
- A röntg sugárakat nagyfelbontású szerkezetvizsgálathoz alkalmazzák
- Világszerte néhány helyen (Grenoble, Chicago, stb.)



J.D. Watson és C.F. Crick, és a DNS első röntg-diffrakciós képe (1953)