

# Röntgensugárzás

Alkalmazások

# Az X-sugár



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



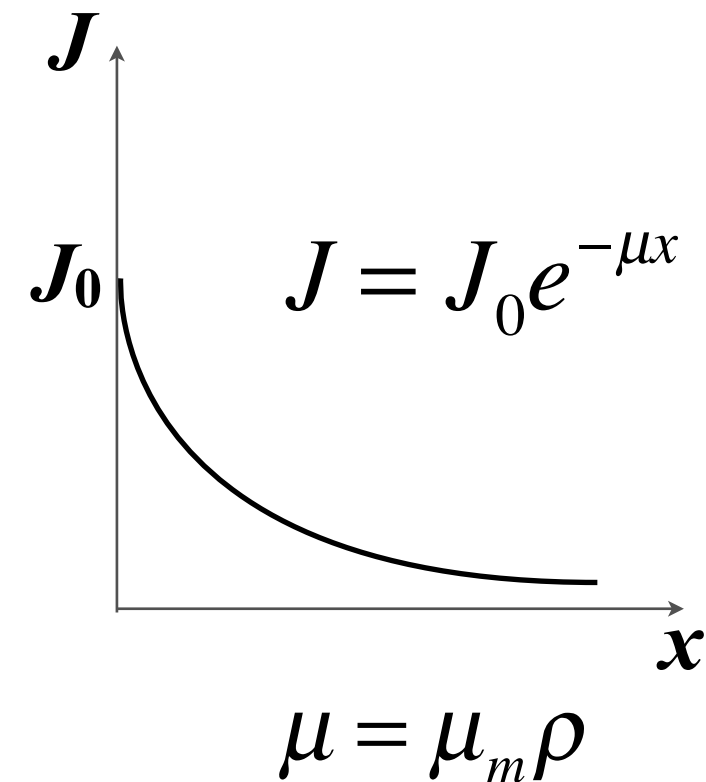
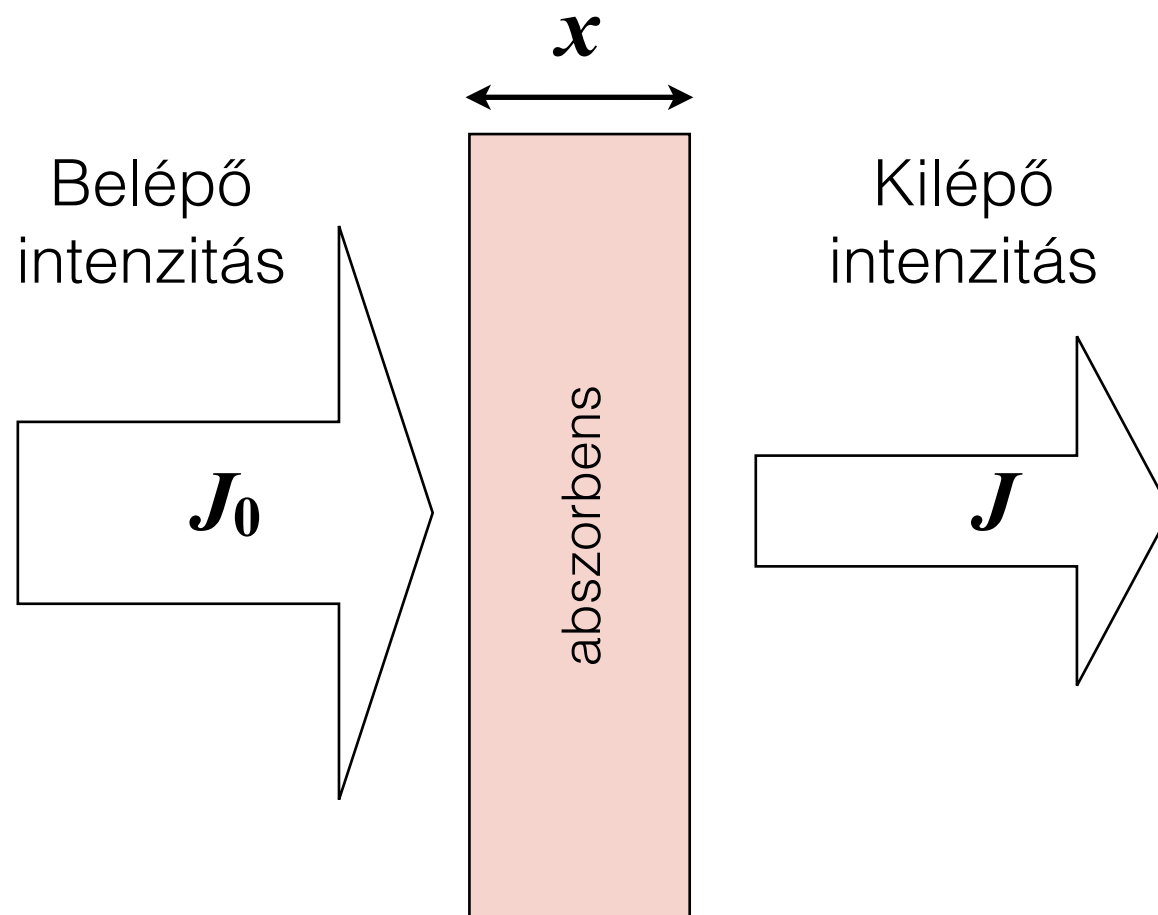
*Hand mit Ringen* ("Kéz gyűrűvel"):  
Wilhelm Röntgen első "orvosi"  
röntgenfelvétele felesége kezéről (1895  
december 22).

# Röntgen alkalmazások

- Diagnosztikus képalkotás  
A röntgenkép  
A röntgenkép javítása  
CT
- Denzitometria  
Csontdenzitás-mérés
- Terápia  
Nagyenergiájú röntgensugárzás előállítása  
Tumor besugárzás

# A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal - abszorpció

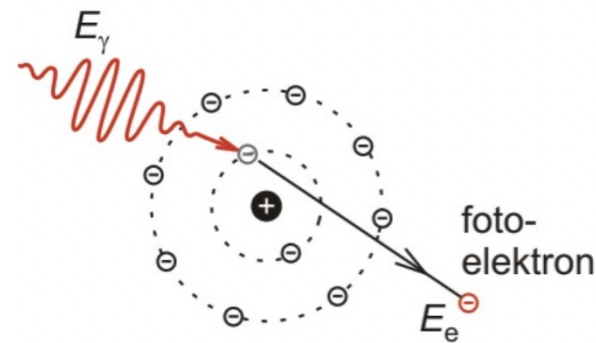
Exponenciális  
sugárgyengítési törvény



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

$\mu_m$  a különböző mechanizmusú tömeggyengítési együtthatók összege.

# A sugárgyengítés mechanizmusai

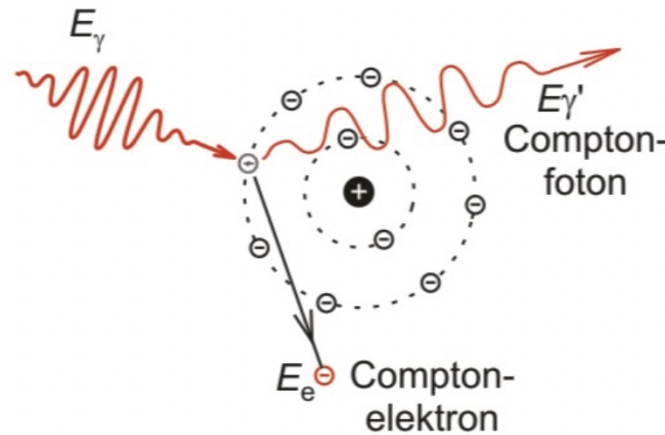


fotoeffektus

$$E_\gamma = A + E_e$$

$A$  = kilépési munka

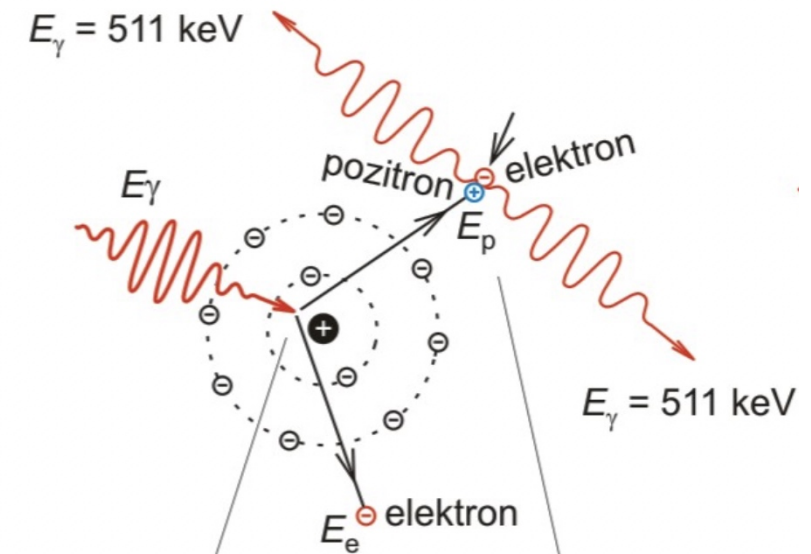
$$\tau = \tau_m \rho$$



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

$$\kappa = \kappa_m \rho$$

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

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

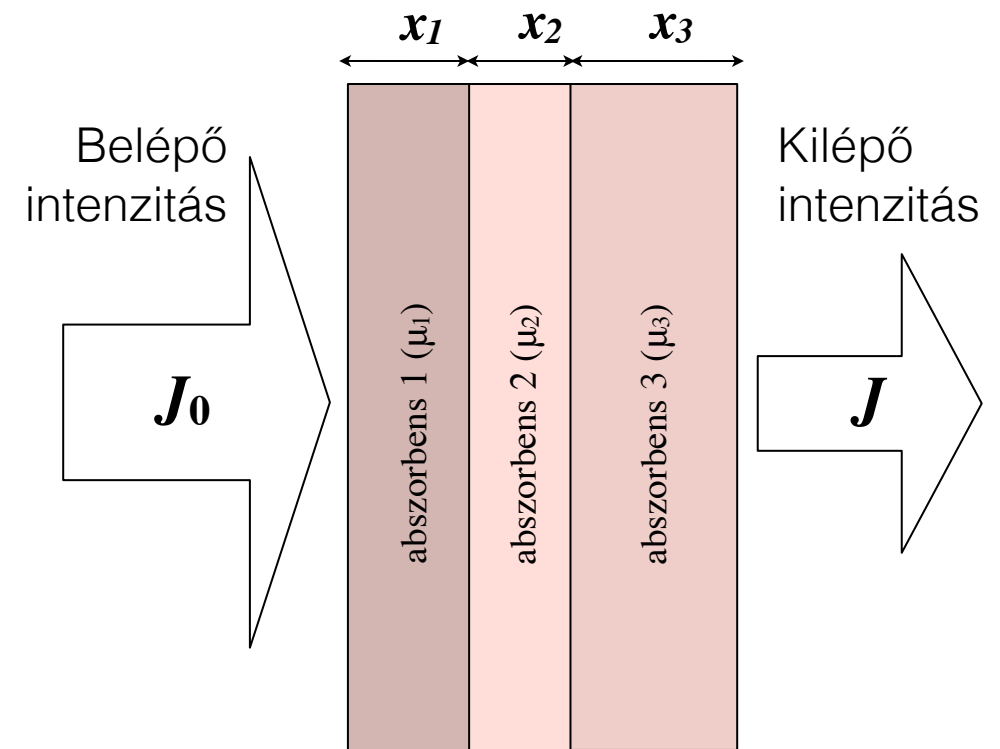
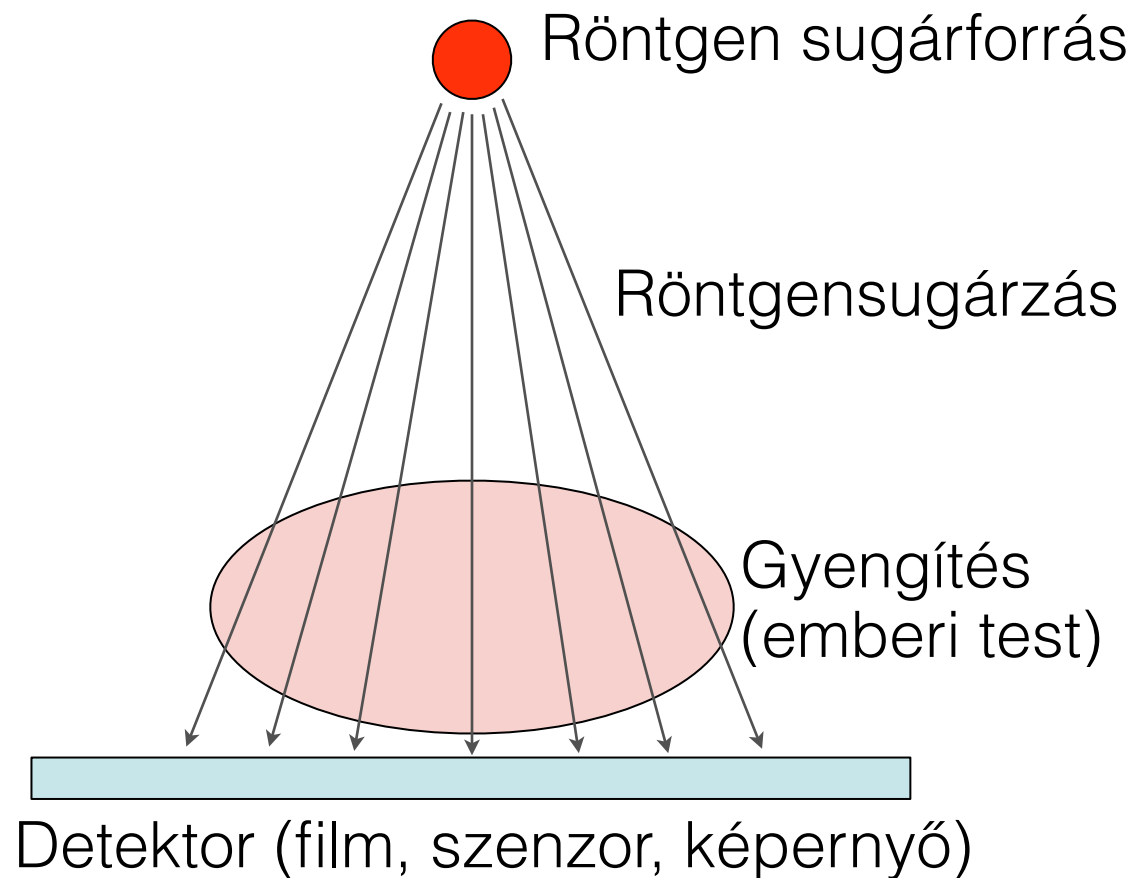
Mechanizmus	Tömeggyengítési együttható fotonenergia ( $\epsilon$ ) -függése	Tömeggyengítési együttható rendszám ( $Z$ ) - függése	Releváns $\epsilon$ tartomány lágyszövetben
Fotoeffektus	$\sim 1/\epsilon^3$	$\sim Z^3$	10 - 30 keV
Compton-szórás	$\epsilon$ növelésével lassan csökken	$\sim Z/A$ ( $A$ = tömegszám)	30 keV - 20 MeV
Páráképzés	$\epsilon$ 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 ( $\sim \rho$ )

# Röntgen képalkotás

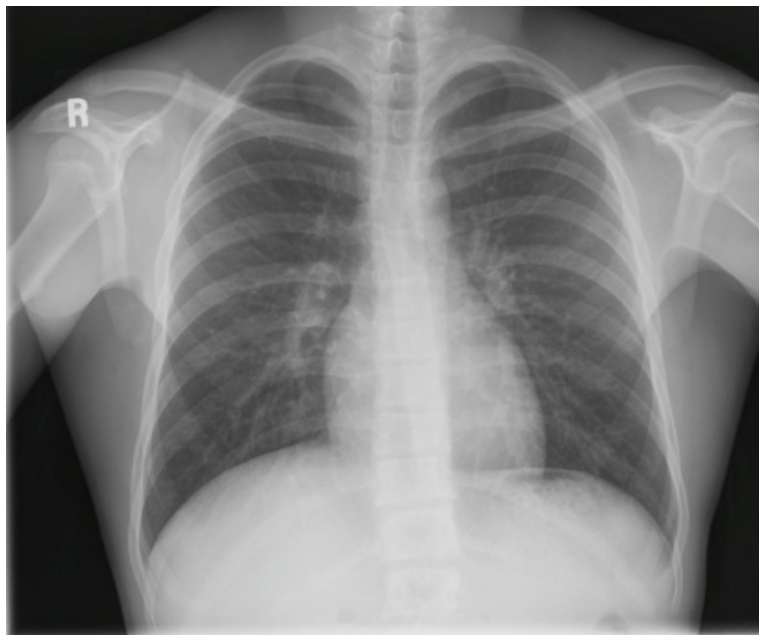


$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots)}$$

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

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

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

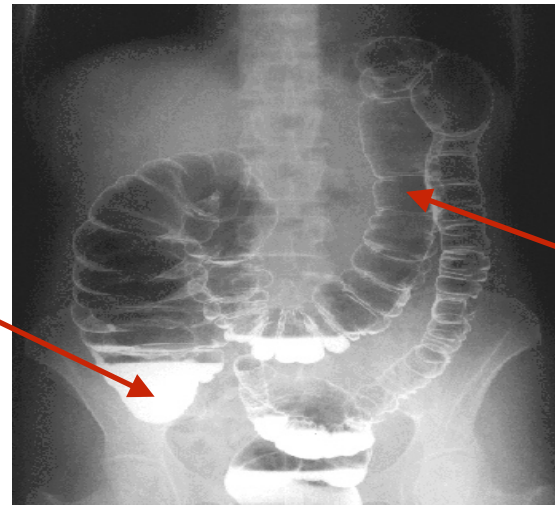




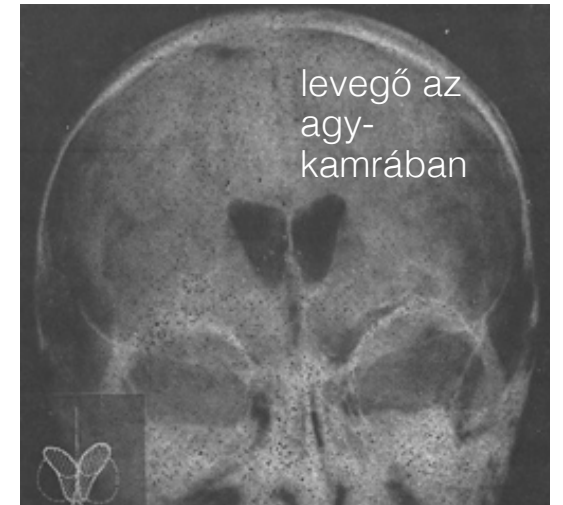
# Röntgen képalkotás javítása I.

Kontraszt  
növelése:  
kontrasztanyagok

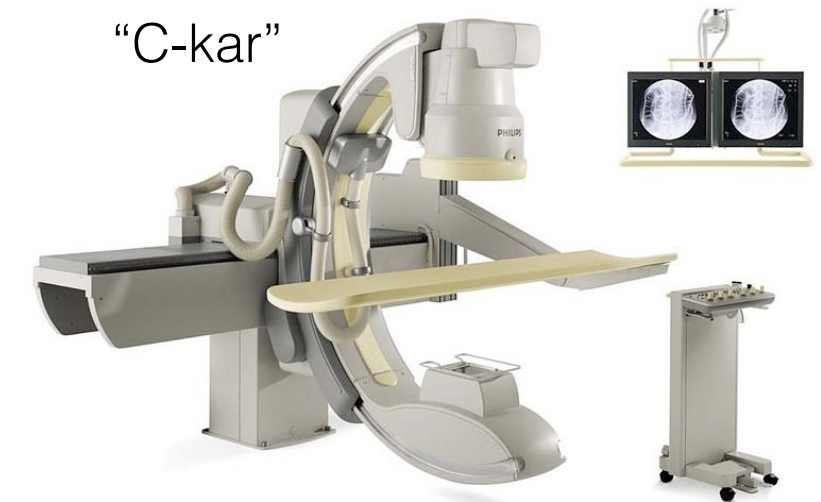
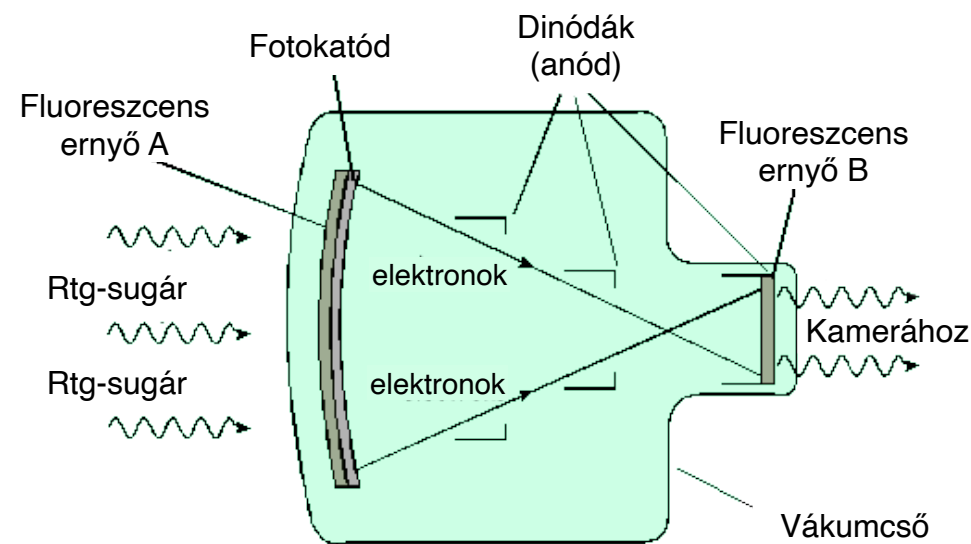
Pozitív  
kontraszt  
(nagy Z,  
pl., Ba)



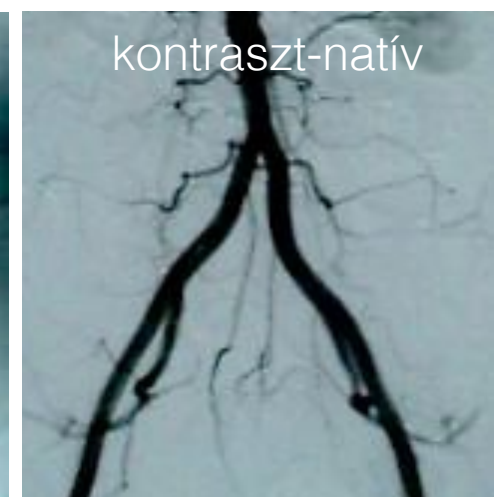
Negatív  
kontraszt  
(kis effektív  
Z, pl.,  
levegő)



Detektálási  
érzékenység  
növelése:  
képerősítő



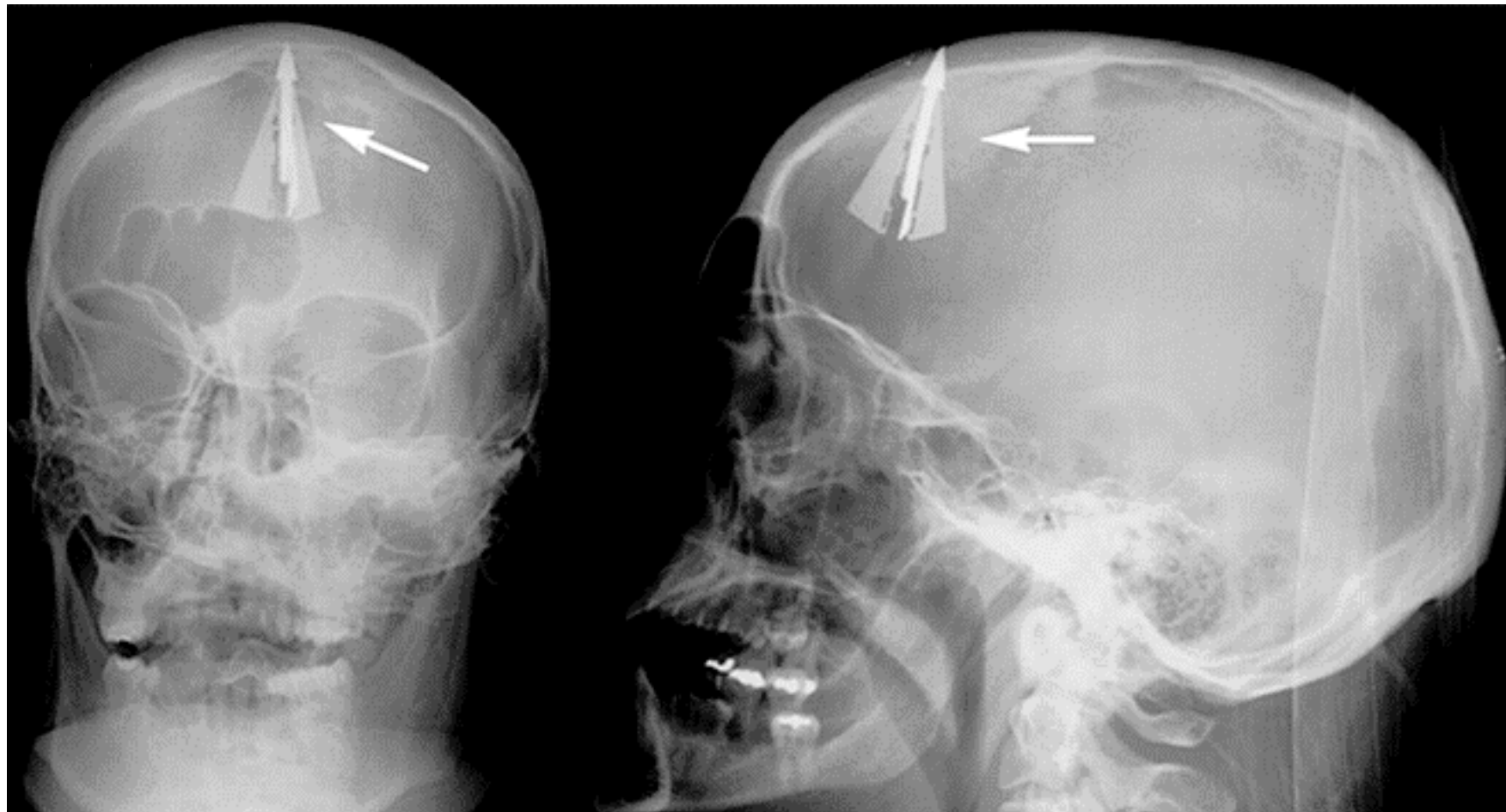
Zavaró háttér  
levonása:  
“Digital Subtraction  
Angiography” (DSA)



# Röntgen képalkotás javítása II.

## Térbeli felbontás

Kétirányú röntgenfelvétel



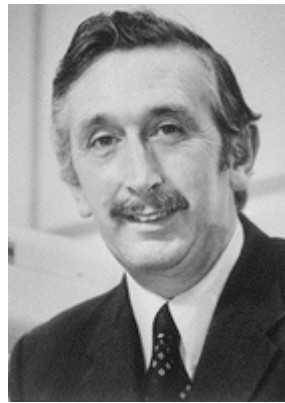
Számszeríjjal elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.



# Röntgen képalkotás javítása: CT

## Történet

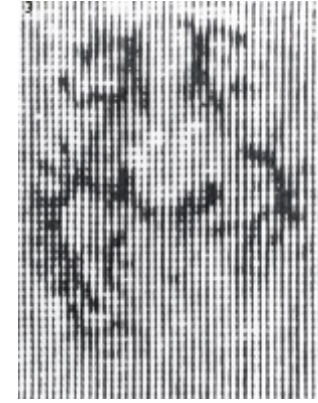
- Röntgen, Hounsfield és Cormack
- 1967: első CT felvétel
- 1972: CT prototípus
- 1974: első klinikai CT kép (fej)
- 1976: egésztest CT
- 1979: Nobel-díj
- 1990: spirál CT
- 1992: többszeletes CT
- 2006: 64 szelet (és még több...)
- multiplex és hibrid üzemmódok: SPECT-CT, PET-CT, "Dual-source" CT



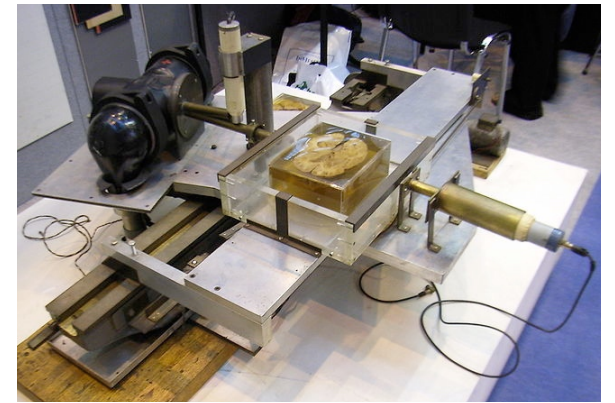
Godfrey Hounsfield



Allan Cormack



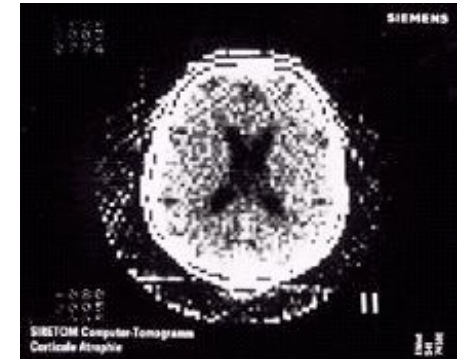
Az első, labor CT kép agyszeletről



Prototípus CT (EMI)



"Siretom" fej szkenner (1974)



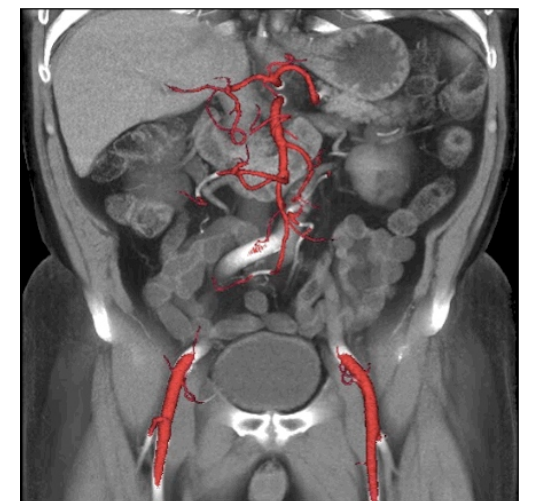
128x128 pixel kép (1975)



Multimodális (kombinált) képek

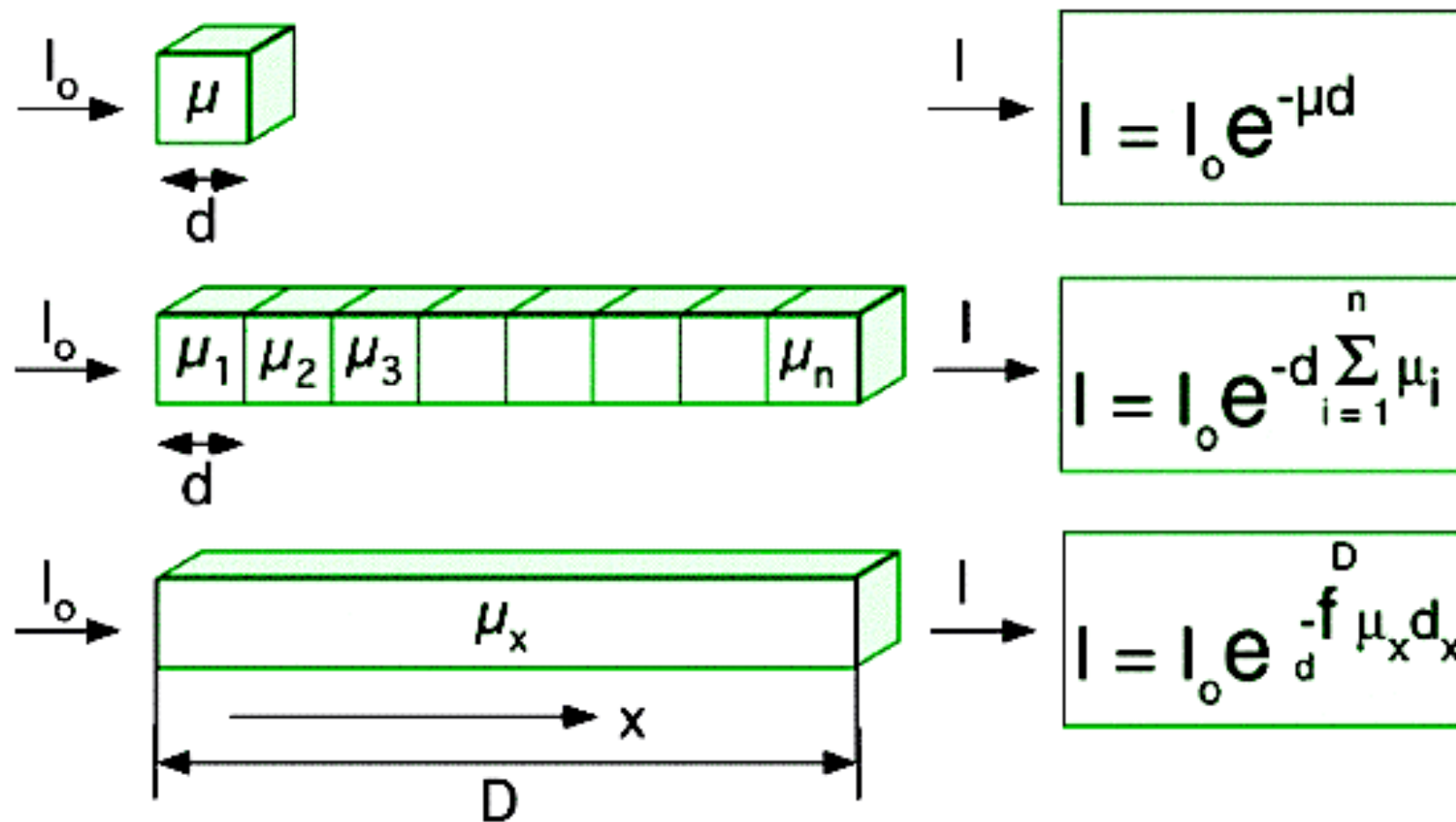


Kurrens CT készülék



# CT alapok I: $\mu$ meghatározása

Cél: meghatározni az egyes térfogatelemek (voxel) sugárgyengítési együtthatóit ( $\mu_x$ )



$\mu_x$ : lineáris sugárgyengítési együttható

$d_x$ : voxel mérete

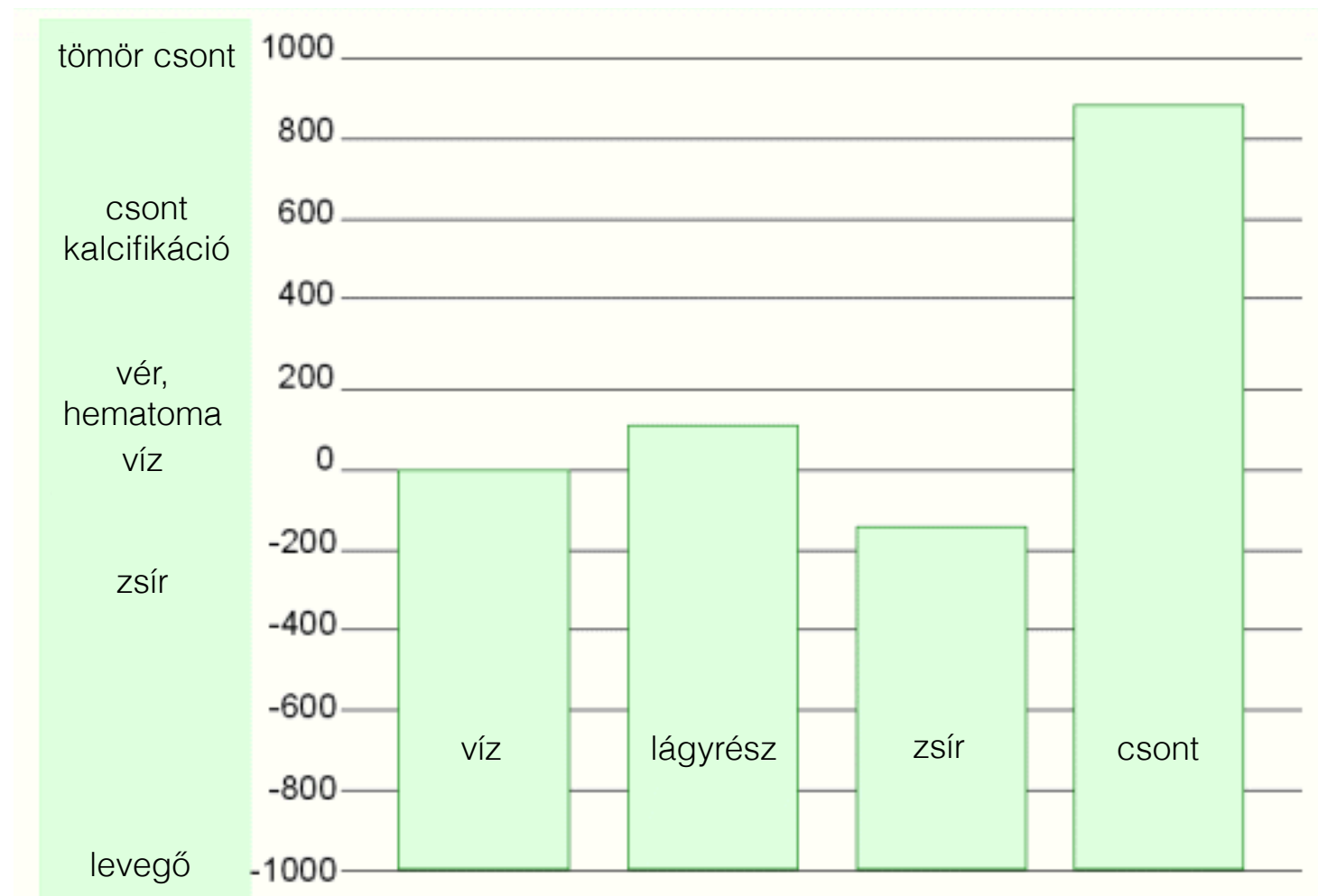
# CT kép: Denzitás mátrix

$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

$\mu$ : a voxel gyengítési együtthatója

$\mu_w$ : a víz gyengítési együtthatója

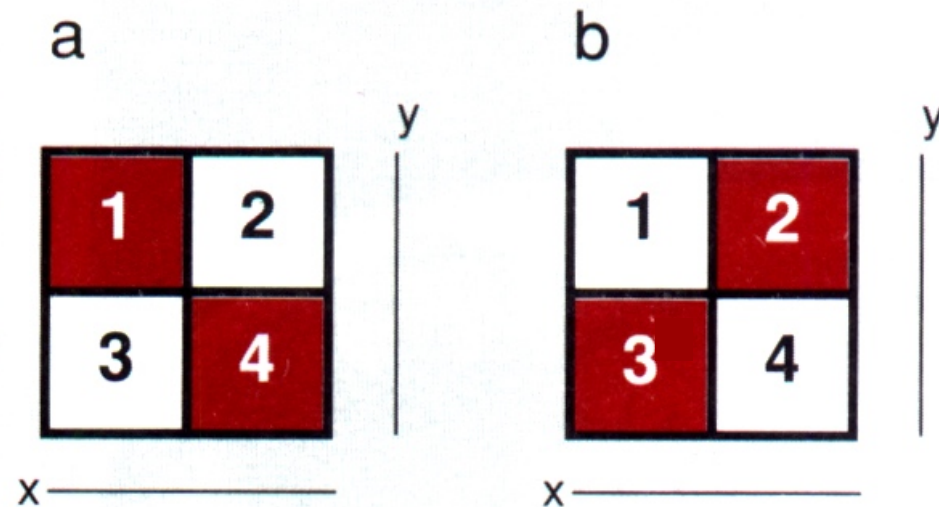
Sűrűség  
("CT szám"):  
Hounsfield  
egység





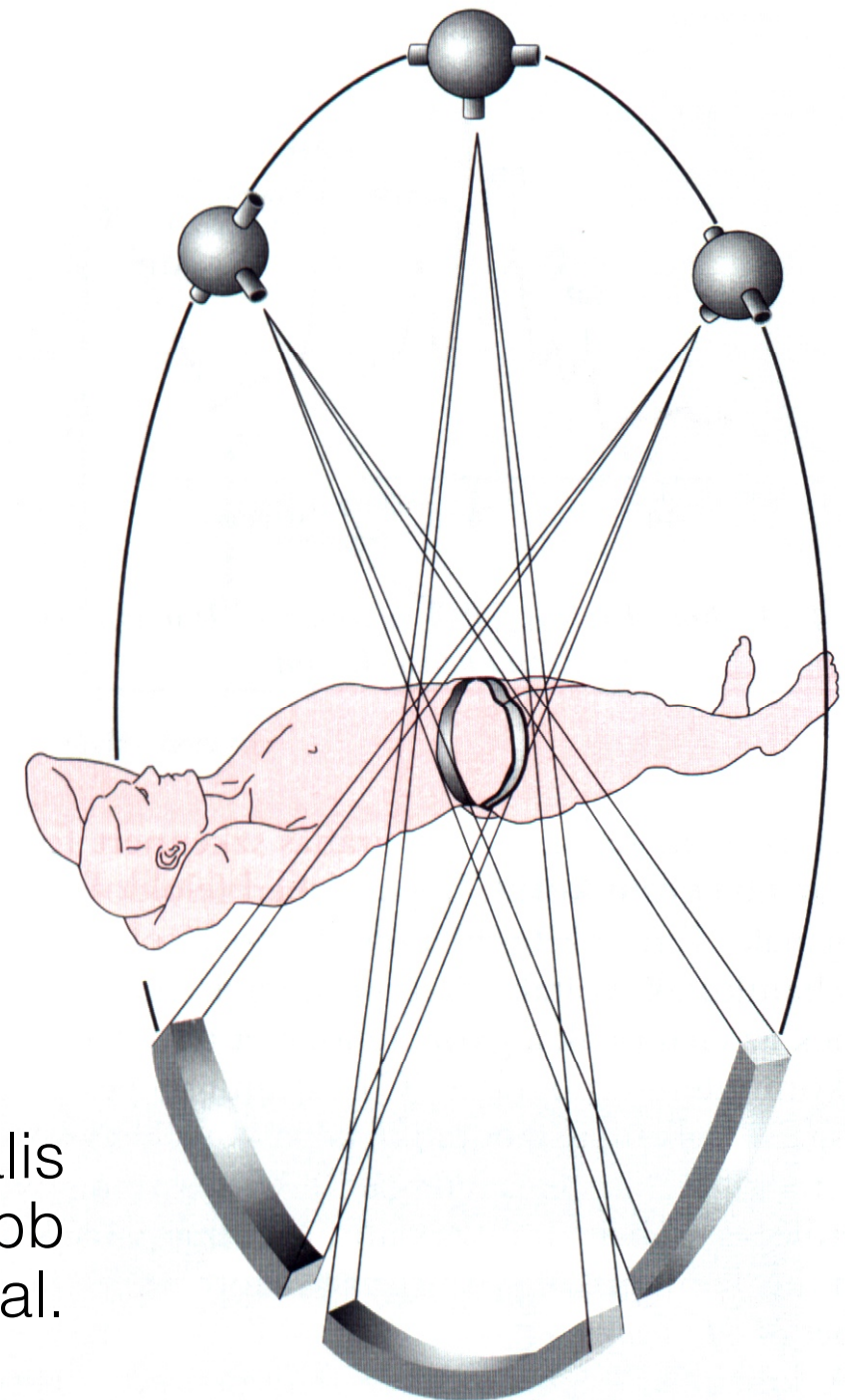
# CT alapok II: pásztázás

Pásztázás transzaxiális síkokban

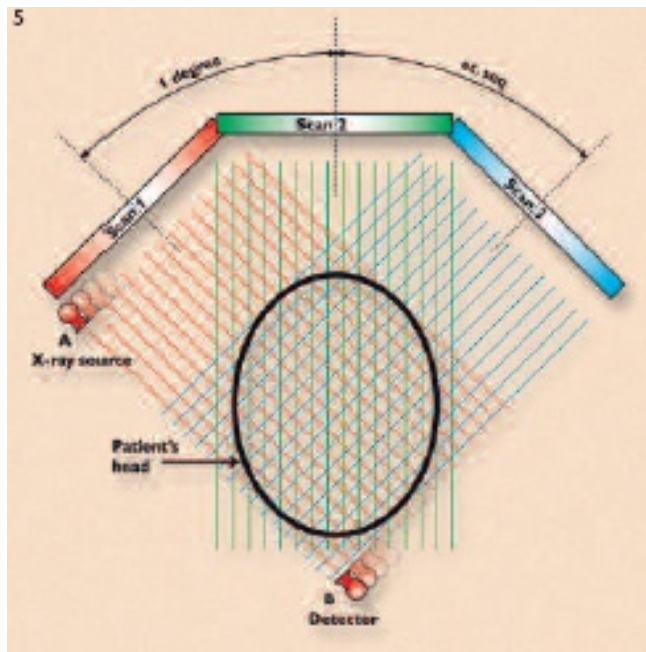


Probléma: kétirányú felvétellel az a és b képet nem lehet megkülönböztetni

Megoldás: transzaxiális pásztázás minél nagyobb szögfelbontással.

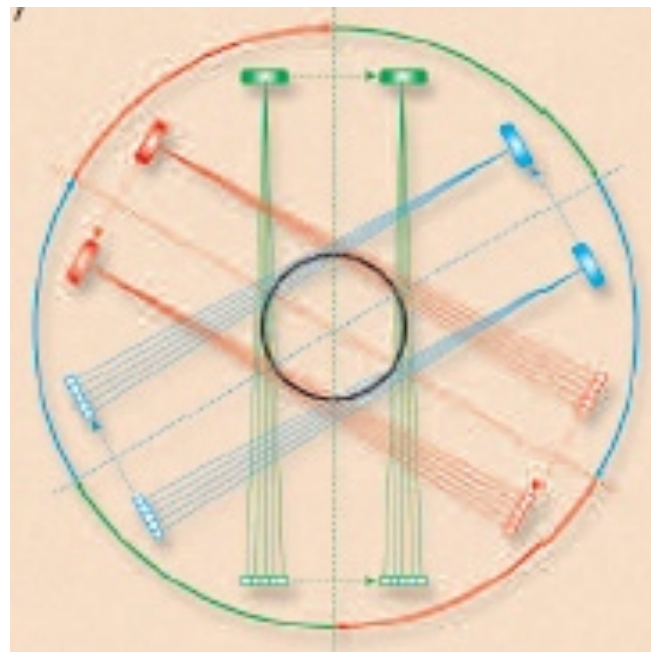


# A pásztázási módszerek generációkon keresztül fejlődtek



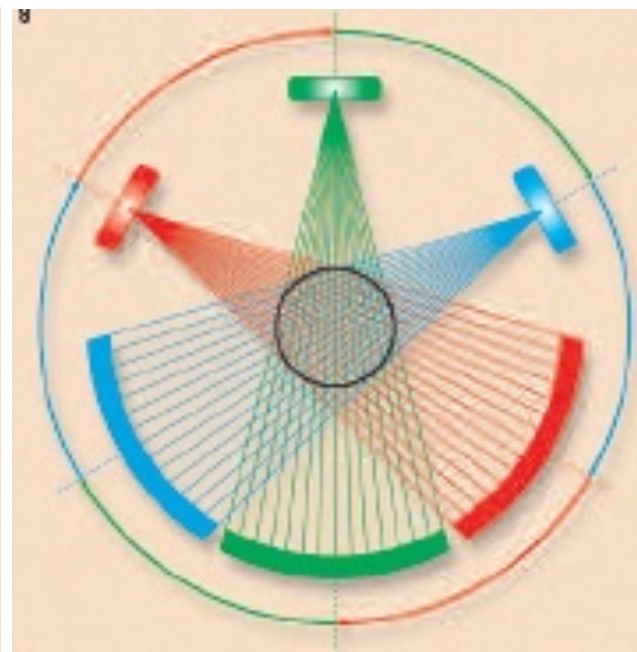
## I. Generáció

Egyetlen forrás, egyetlen detektor, amelyek lineáris mozgást végeznek, majd a rendszer elfordul.



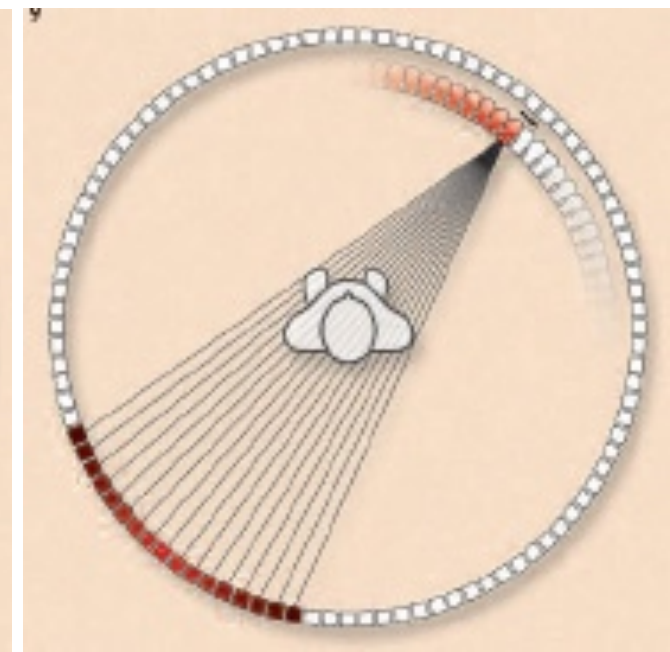
## II. Generáció

Több (8-30) nyaláb legyező alakú elrendezésben. Transzlációs-rotációs mozgás.



## III. Generáció

Nagyszámú (500-700) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás és detektor.



## IV. Generáció

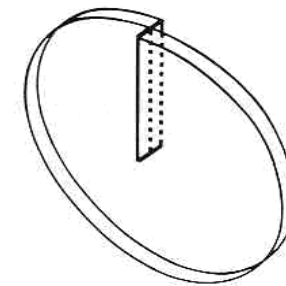
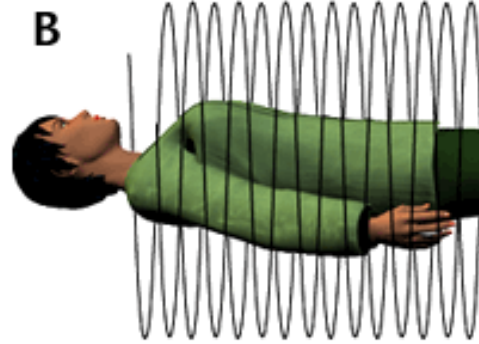
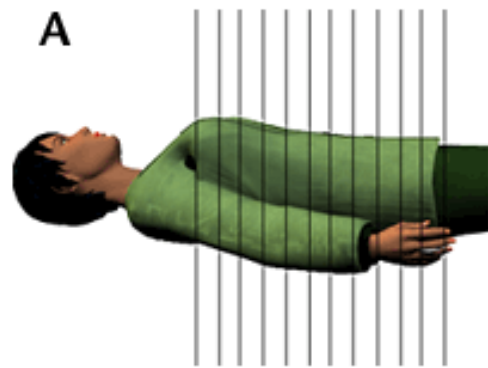
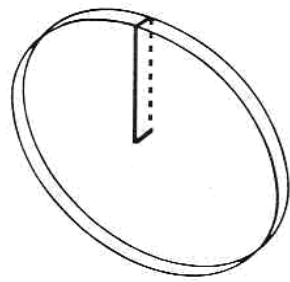
Közepes számú (50-200 ) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás. Stacionárius detektorsor (600-2400 detektor), amely körülveszi a beteget.



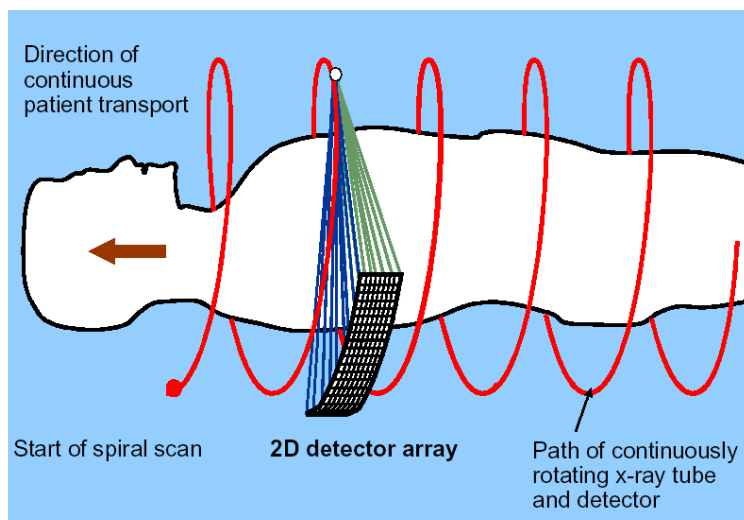
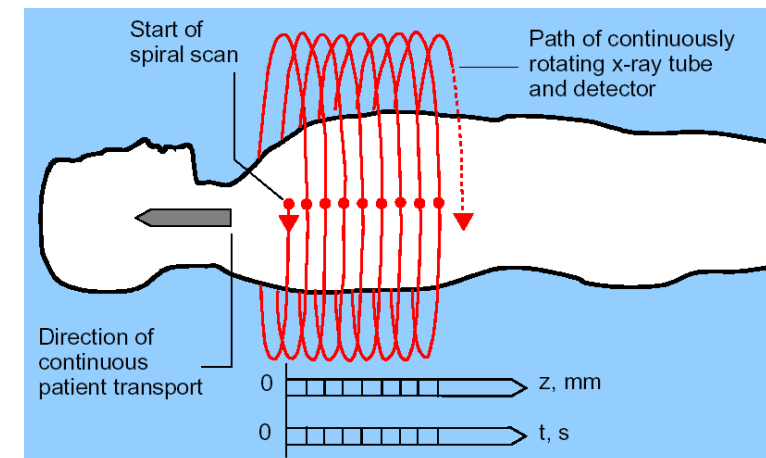
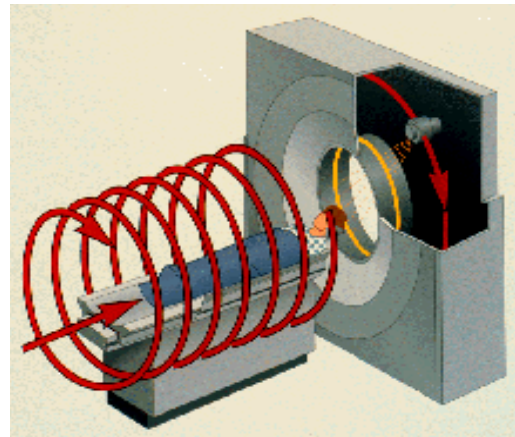
# A kurrens CT-ben spirális (helikális) pásztázás

## Forrás-detektor pár folyamatosan forog

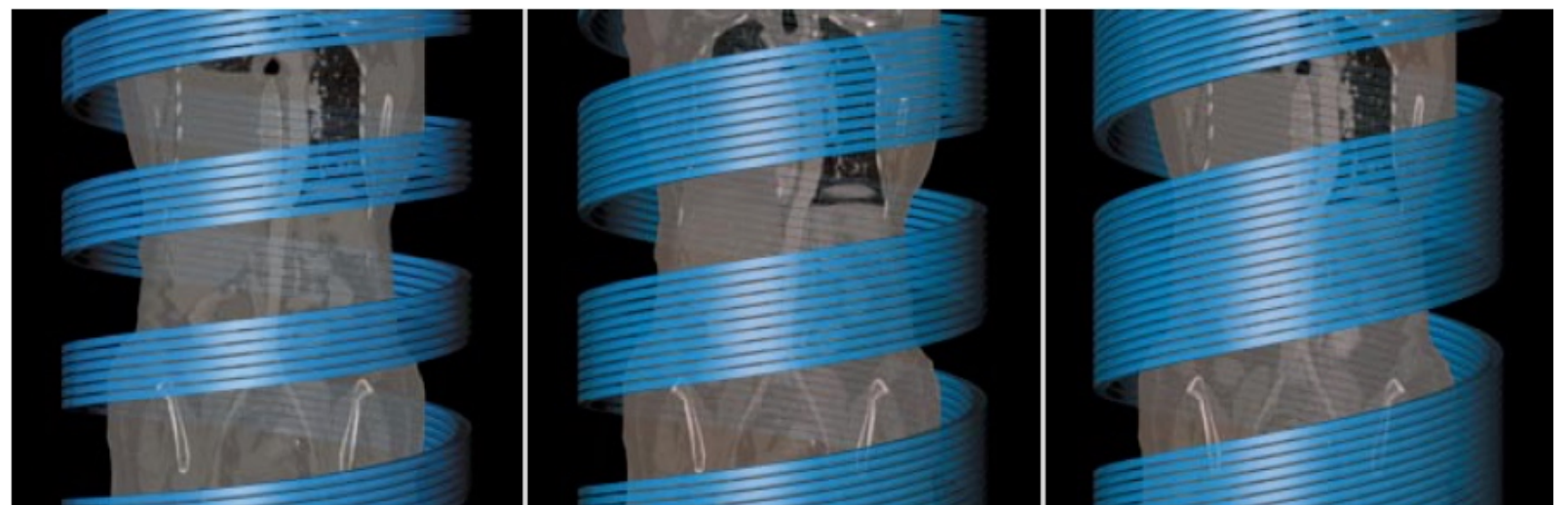
Hagyományos  
CT szelet



Spirál CT  
szelet



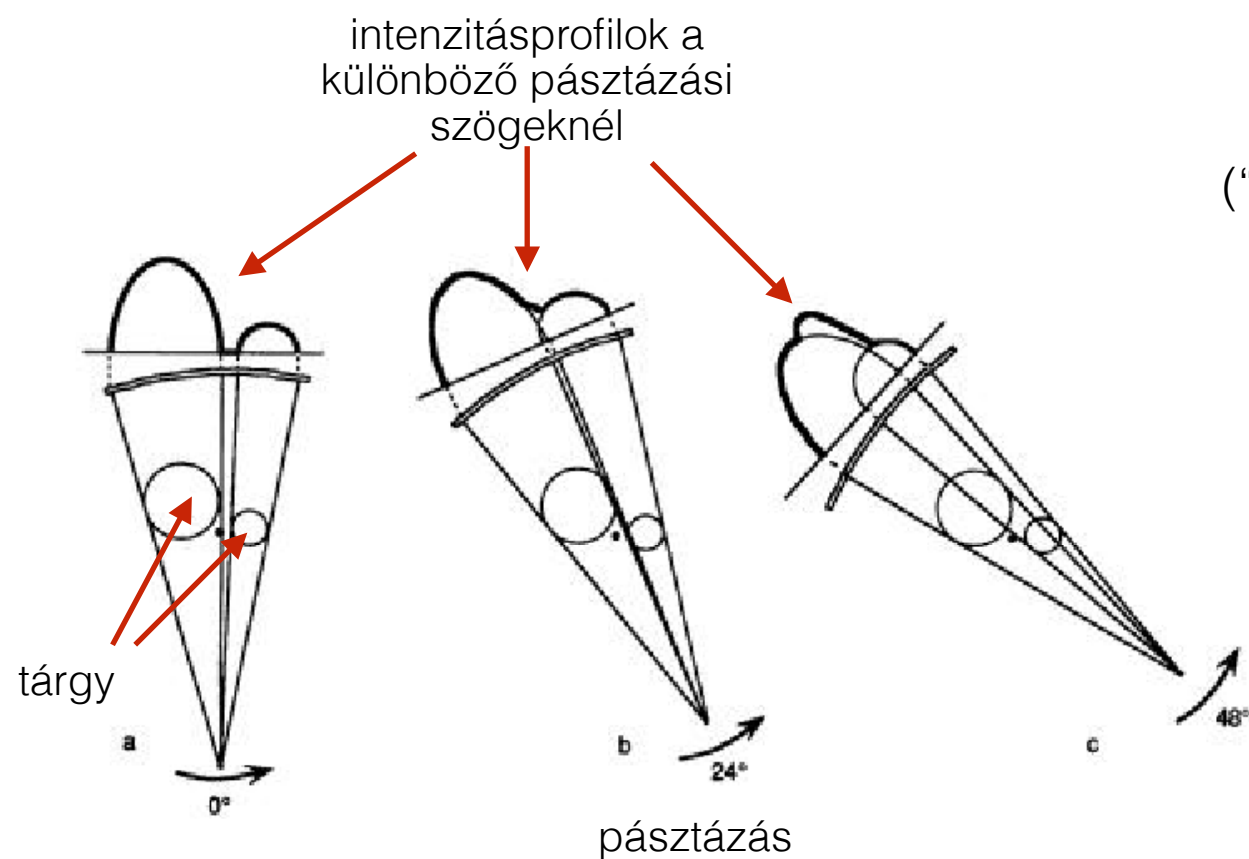
Multi-detektor CT (MDCT)



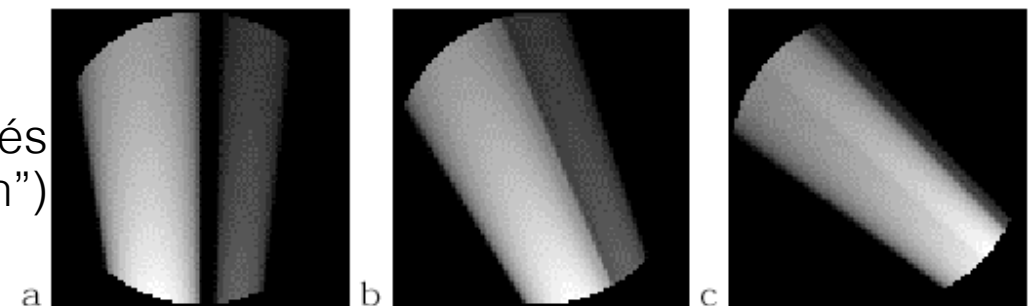
Multi-szelet CT (MSCT)

# CT alapok III: Képrekonstrukció

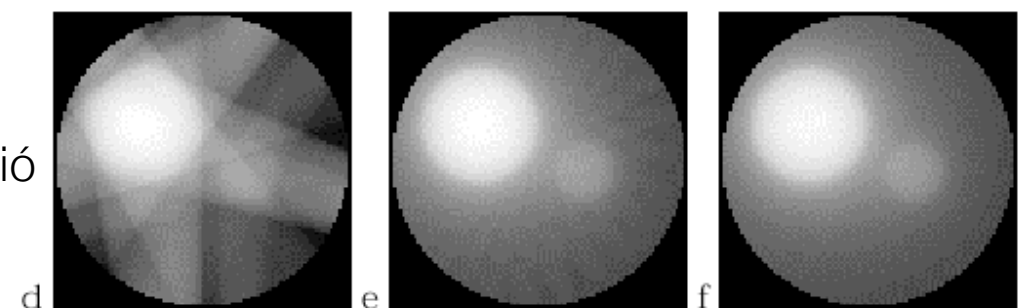
1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection” (jelenlegi módszer)



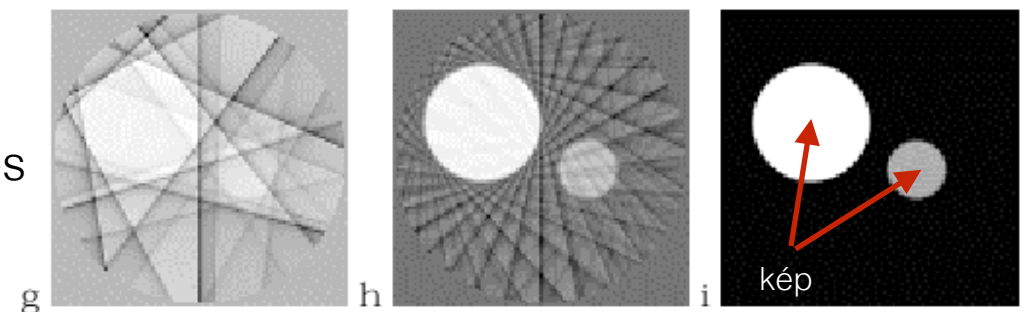
visszavetítés  
("back projection")



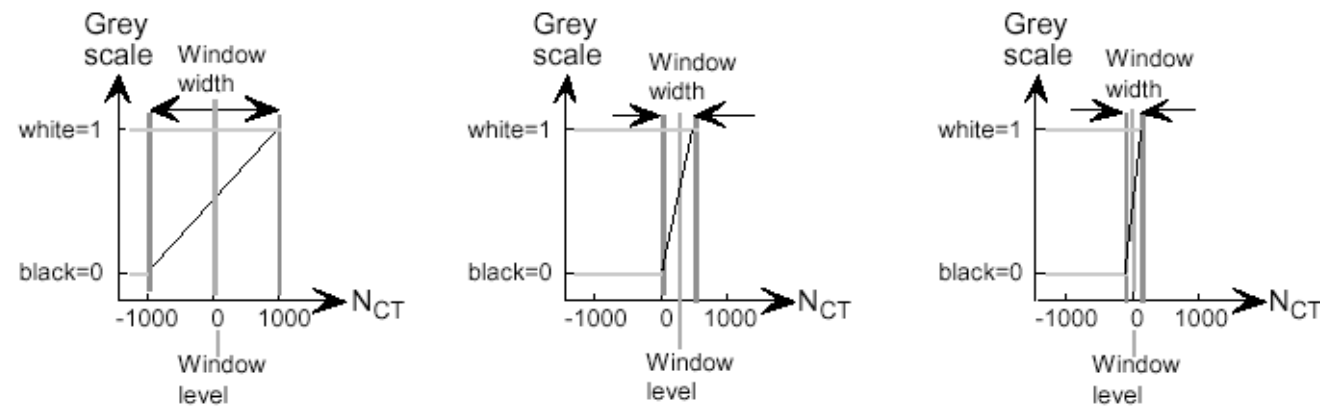
szuperpozíció



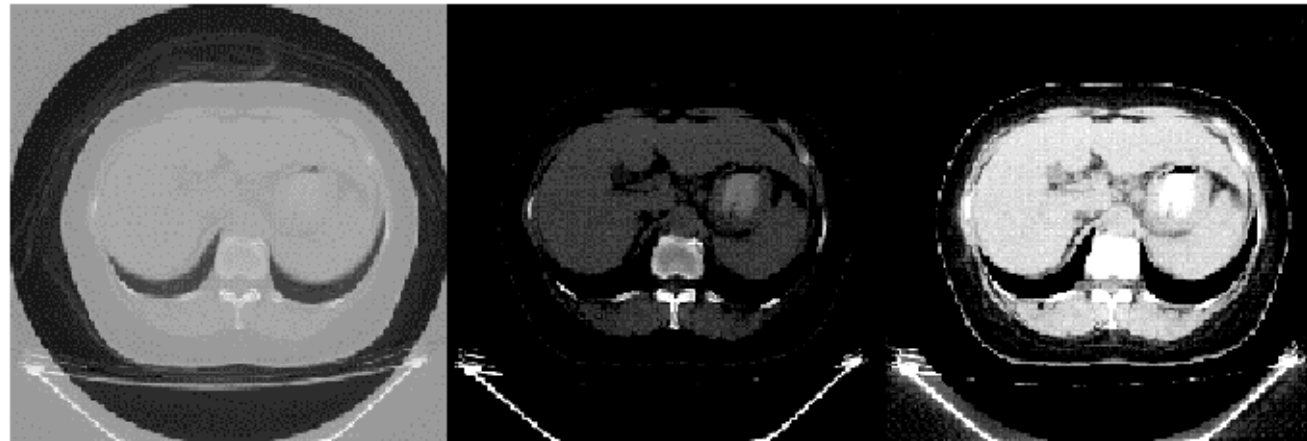
szűrés



# A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”



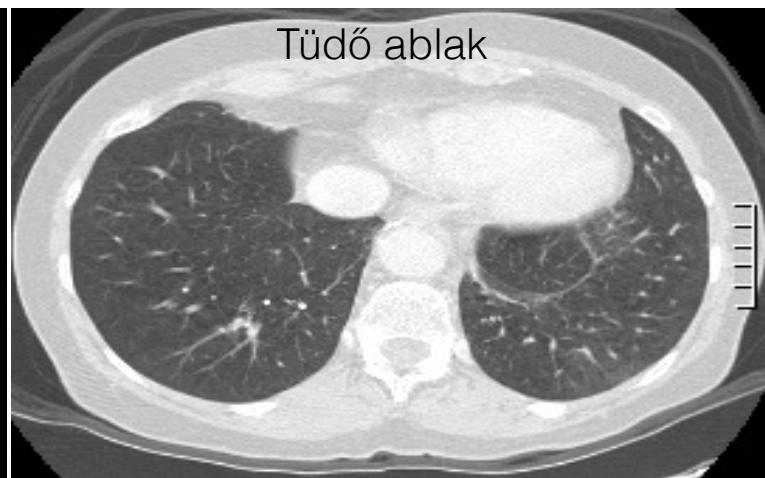
Ugyanazon  
mellkasfelvétel  
különböző ablakozással  
(különböző kontraszt-  
transzfer függvény)



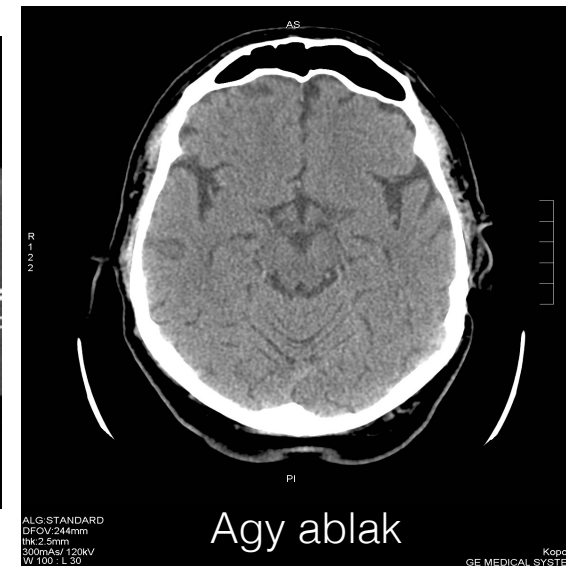
Lágyrész ablak



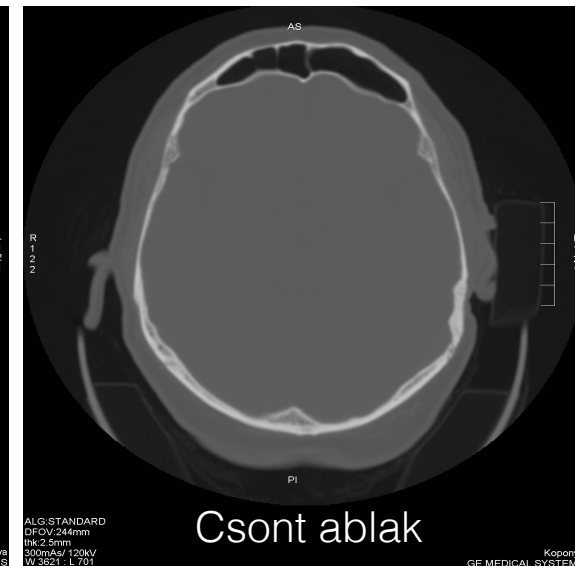
Tüdő ablak



Agy ablak



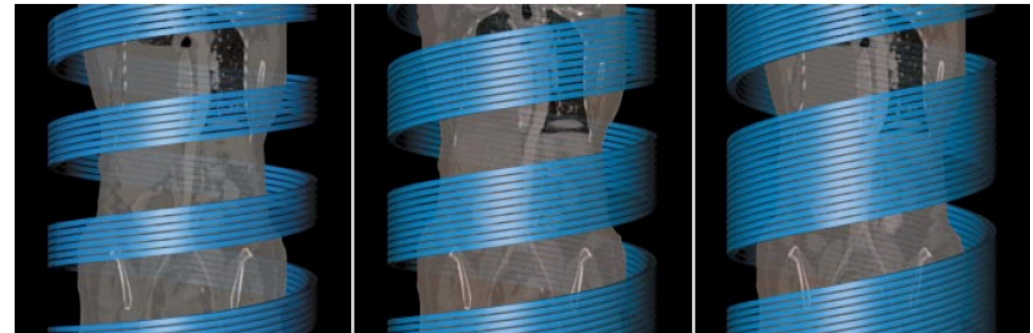
Csont ablak



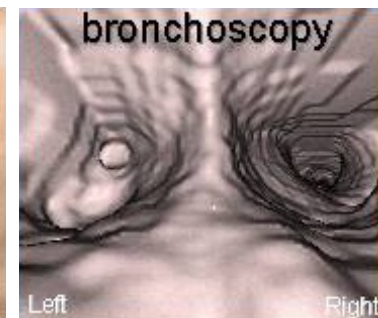
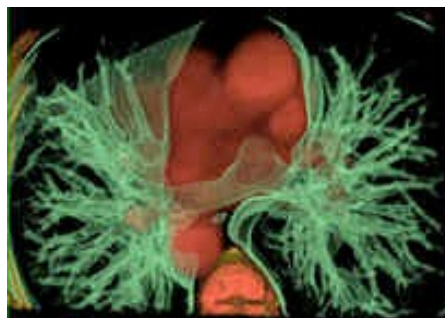


# Modern CT képalkotás

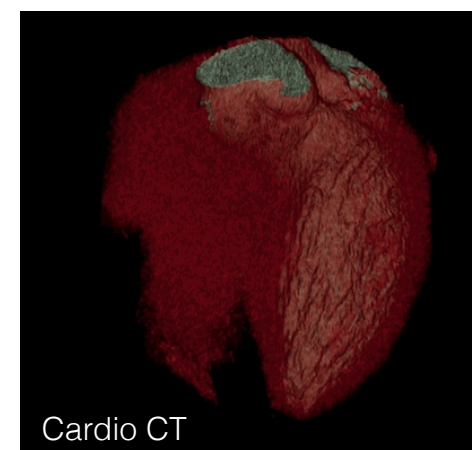
Spirális és  
sokszeletes CT



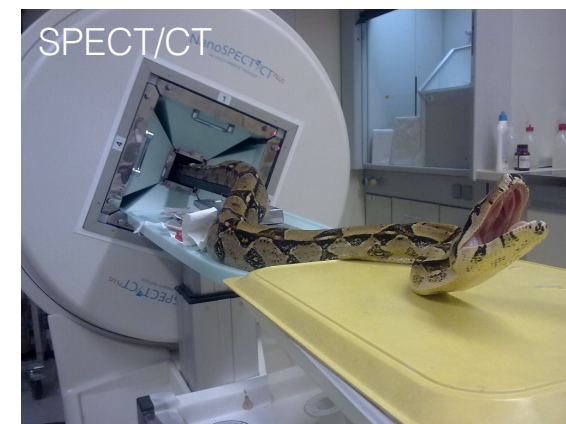
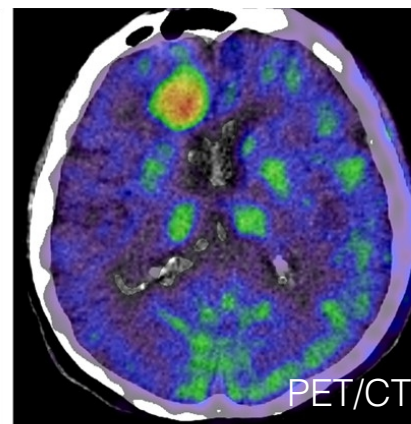
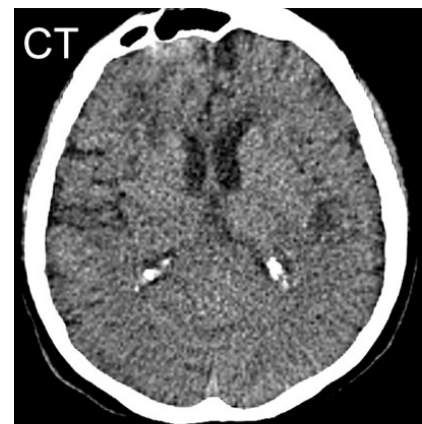
3D rekonstrukció,  
Virtuális  
endoszkópia



Érzékenység,  
felbontás növelése



Kombinálás egyéb  
modalitásokkal



# CT összefoglalás

- Rtg sugárzást használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a rtg sugár 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

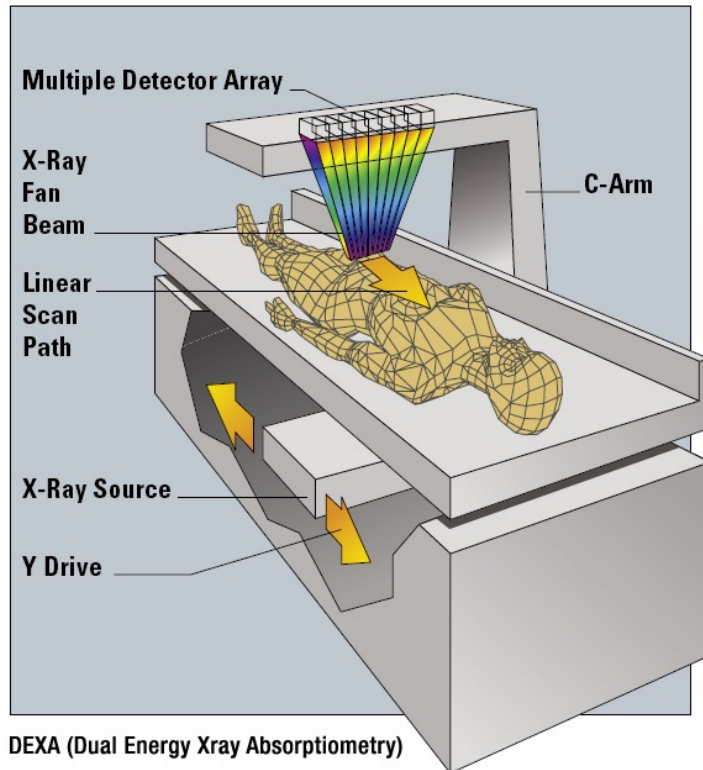
## A CT korlátai

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



# Röntgen denzitometria

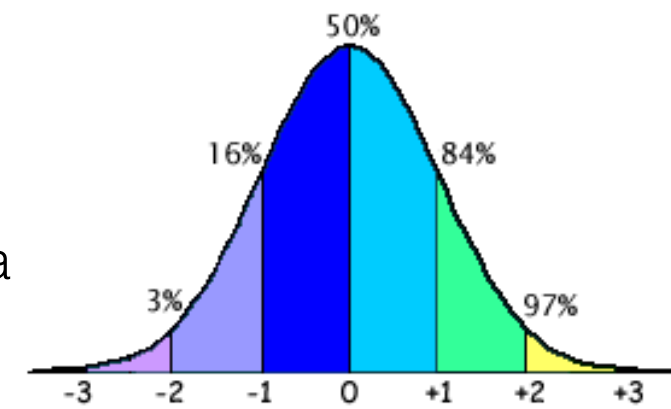
“Dual-energy X-ray absorptiometry” (DXA vagy DEXA)



- A csont denzitás meghatározásának legfontosabb módszere
- Karakterisztikus röntgensugárzást használunk
- Két különböző fotonenergiát alkalmazunk
- 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:**

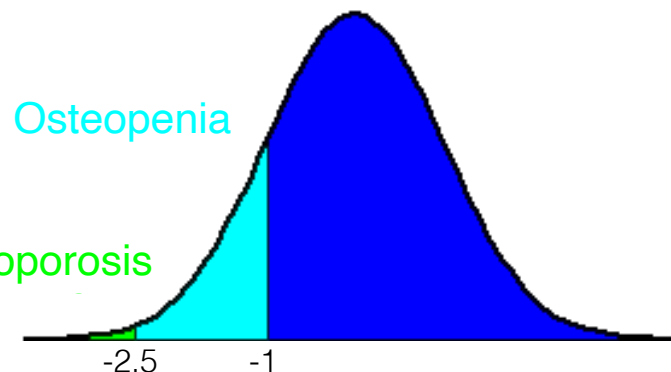
Azt mutatja meg, hogy a mért denzitás hány szórás értékkel van az fiatal populációra jellemző átlagos denzitás érték alatt.



Normál

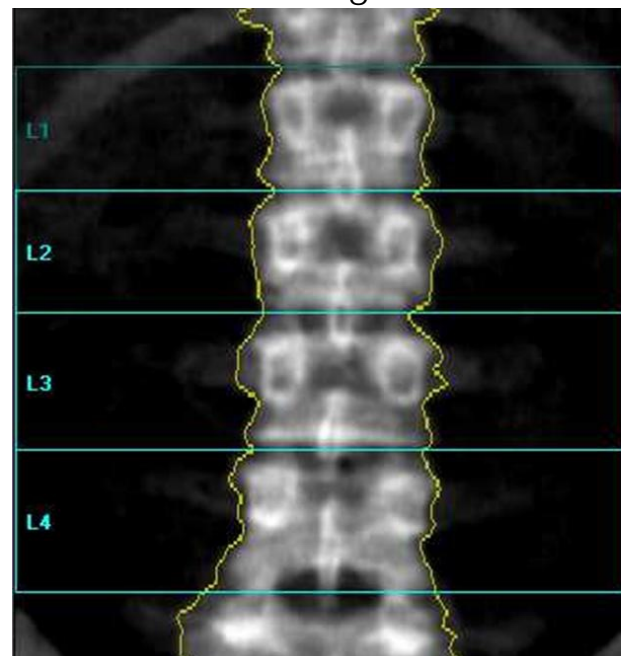
Osteopenia

Osteoporosis



femur régió

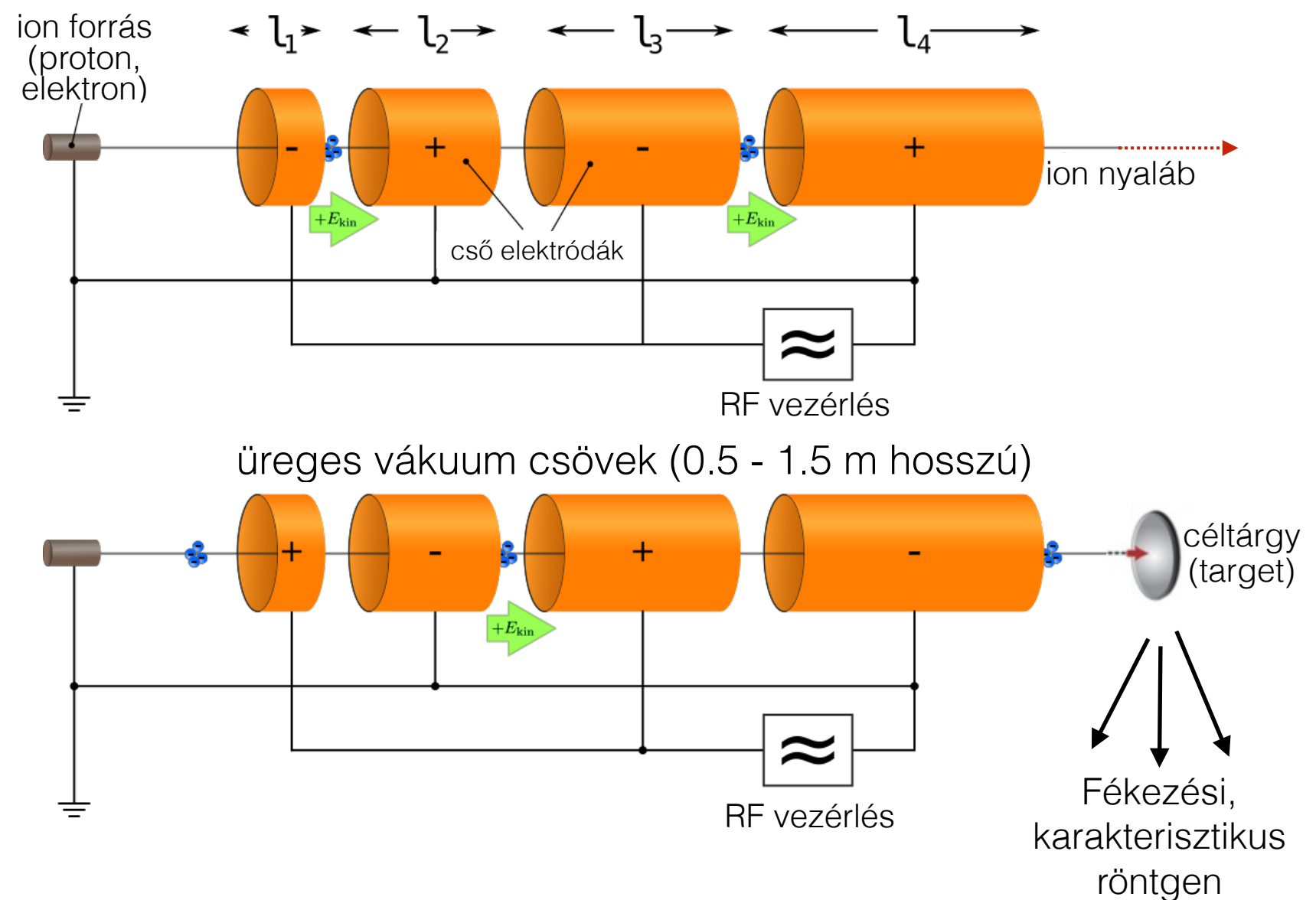
lumbális gerinc



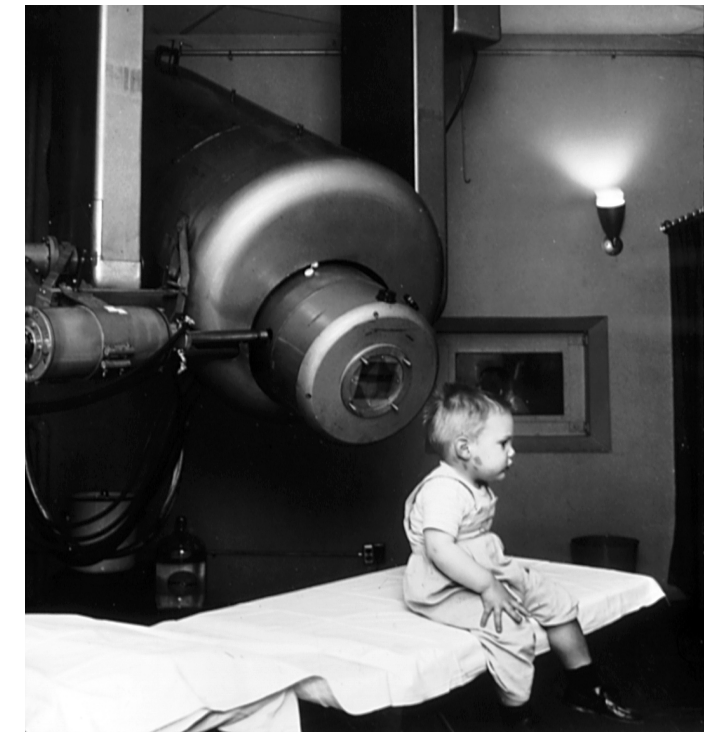
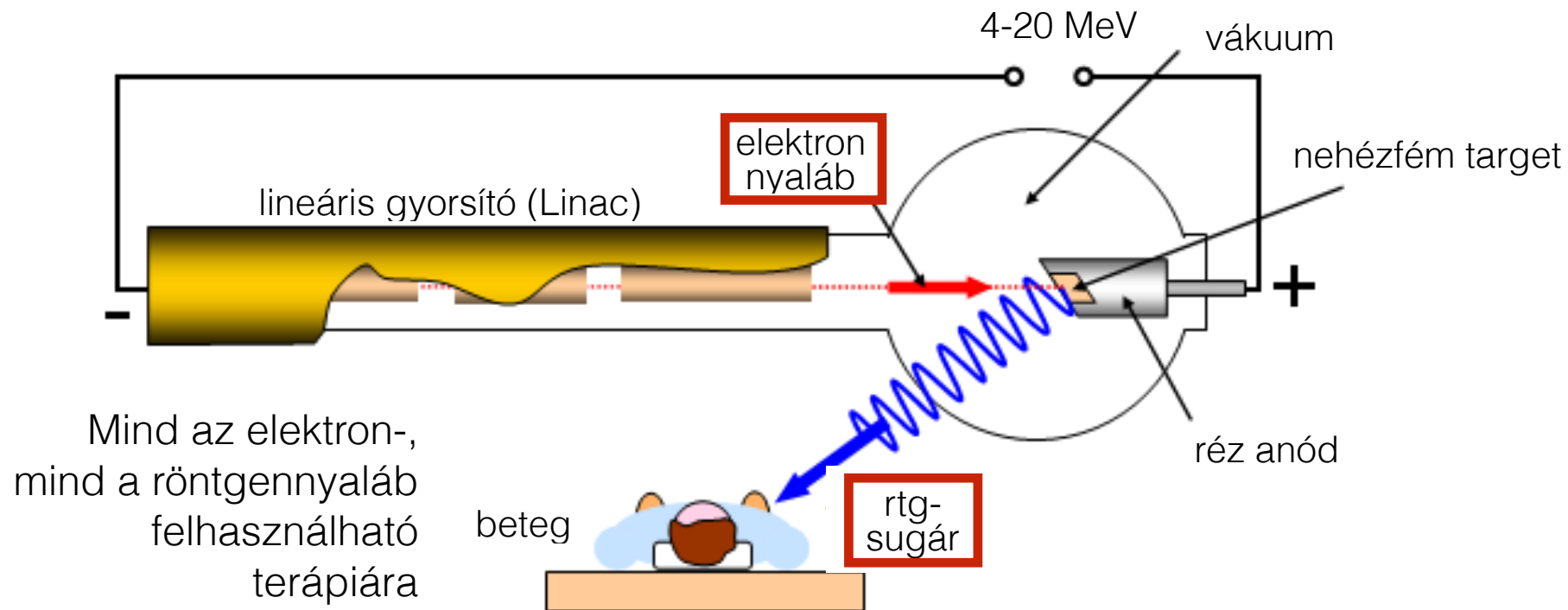
# Nagyenergiájú röntgensugárzás keltése

## 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.



# Linac alapú sugárterápia



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



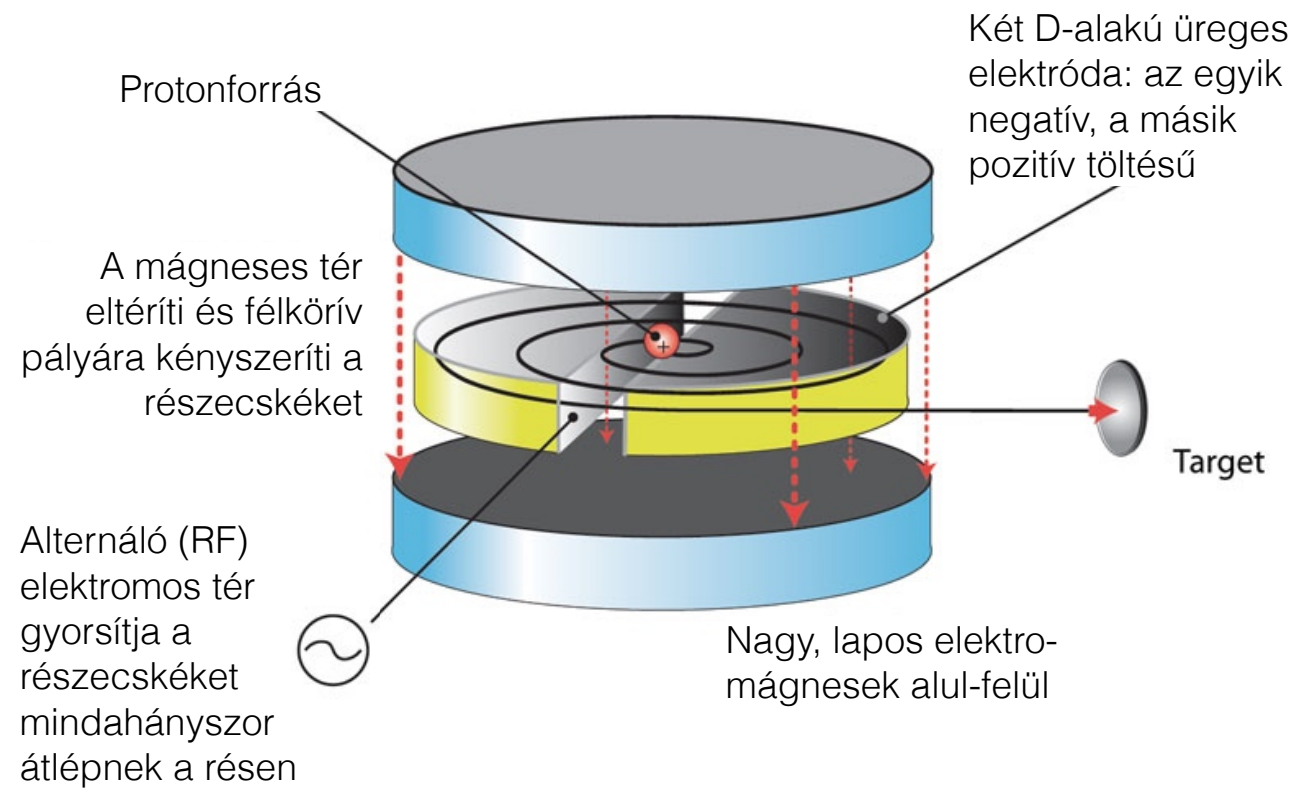
Modern kórházi Linac

- Előnyök (pl. radioaktív sugárzással szemben):
- Sugárzás ki-be kapcsolható
  - Nincs radioaktív szennyezés



# Gyűrű alakú részecskegyorsítók

## Ciklotron

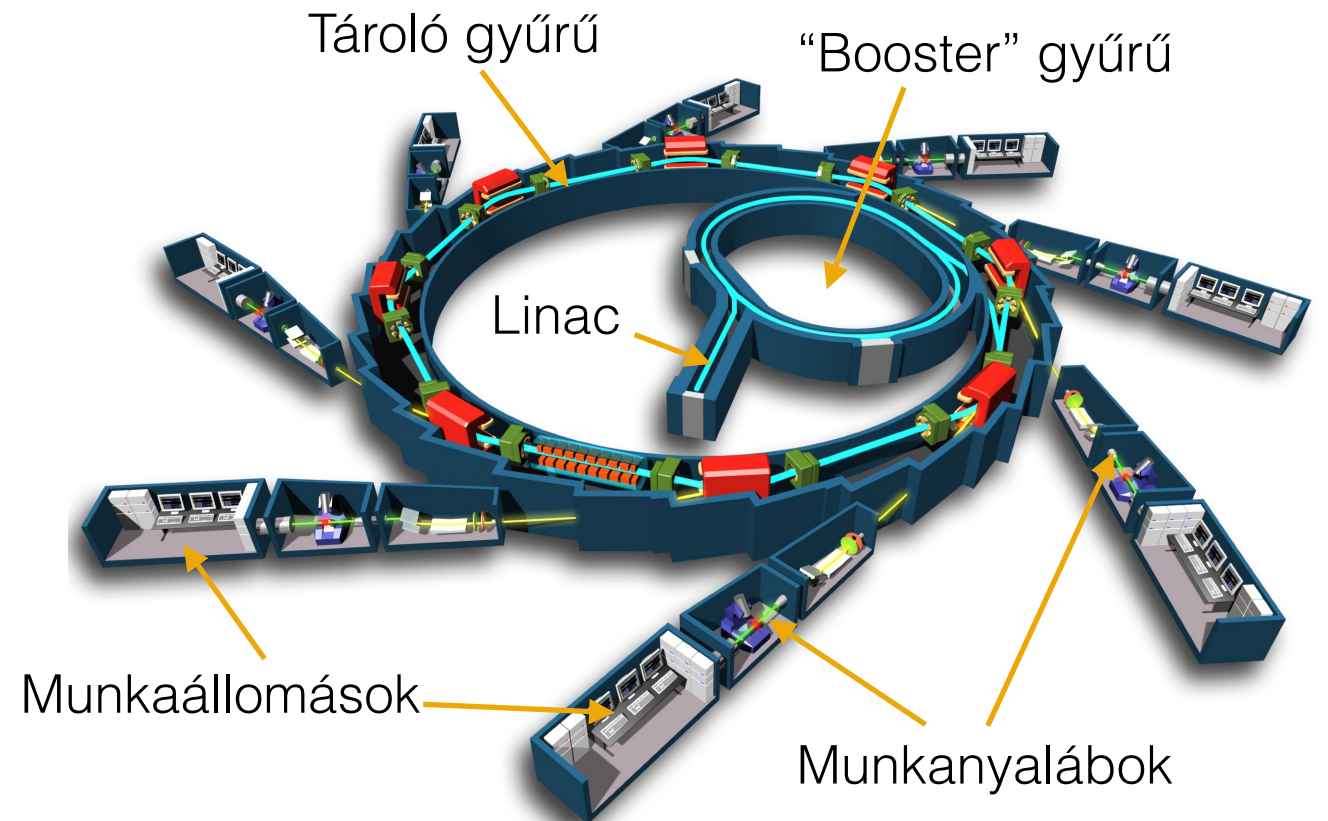


- Lorentz erők tartják a részecskéket körpályán
- Néhány tíz MeV részecskék állíthatók elő
- Pozitron-emittáló izotópok gyártására használják (PET)
- PET centrumok saját ciklotronnal rendelkeznek

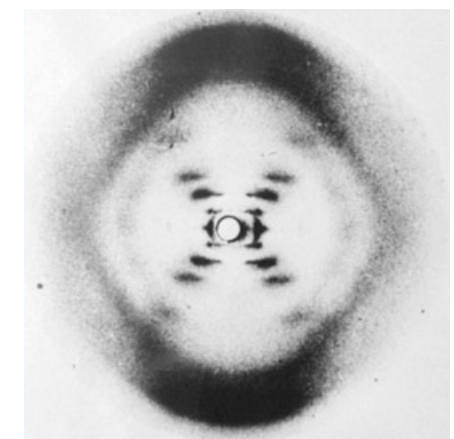
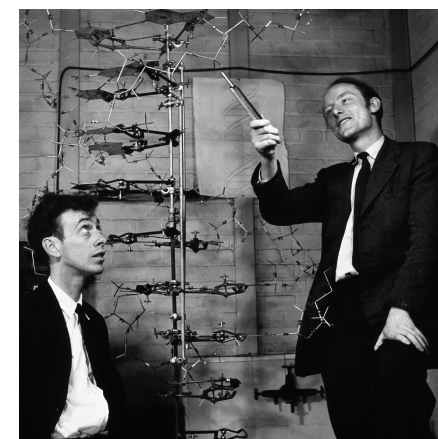


11 MeV orvosi ciklotron

## Szinkrotron



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



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

OMHV



<http://report.semmelweis.hu/linkreport.php?qr=42FDBDKVXIQDHHQB0>