

Röntgensugárzás

Alkalmazások

Az X-sugár



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



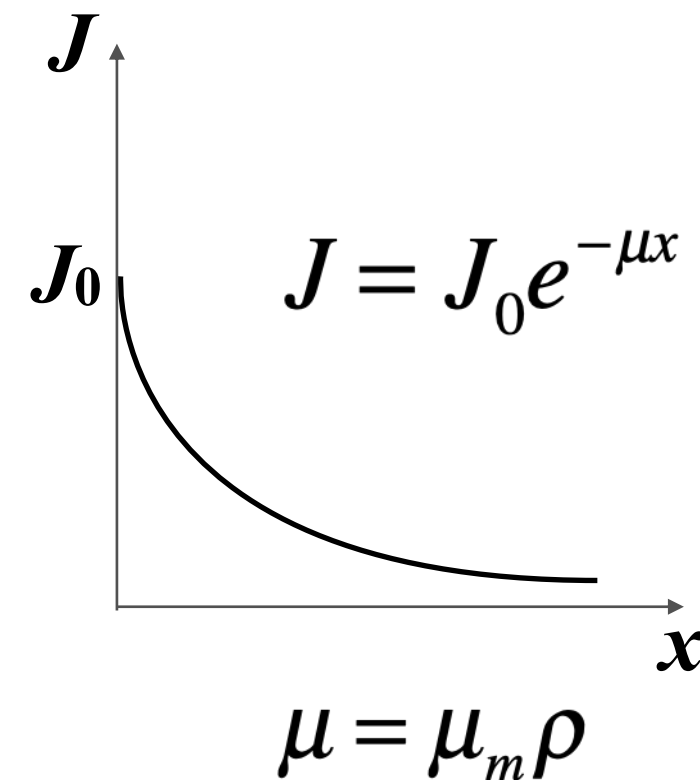
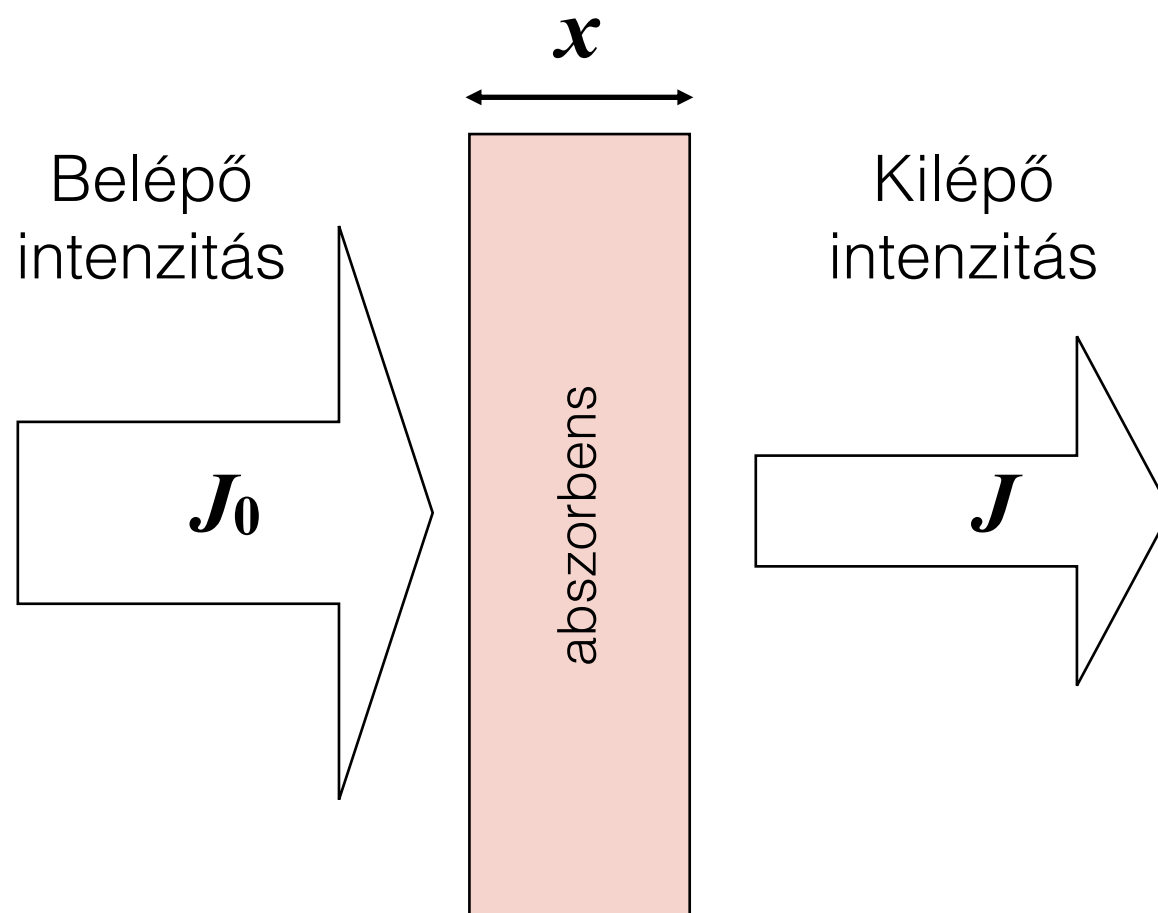
Hand mit Ringen ("Kéz gyűrűvel"):
Wilhelm Röntgen első "orvosi"
röntgenfelvétele felesége kezéről (1895
december 22).

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

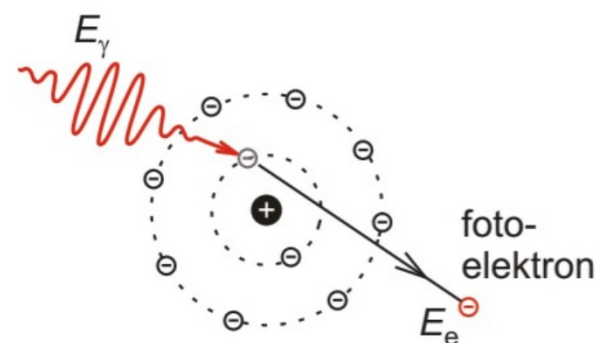
Exponenciális
sugárgyengítési törvény



μ : gyengítési együttható
 μ_m : tömeggyengítési együttható (cm²/g)
 ρ : sűrűség (g/cm³)

μ_m a különböző mechanizmusú tömeggyengítési együtthatók összege.

A sugárgyengítés mechanizmusai

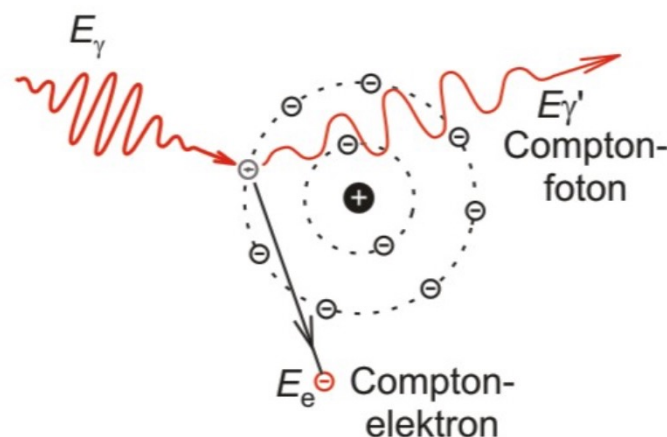


fotoeffektus

$$E_\gamma = A + E_e$$

A = kilépési munka

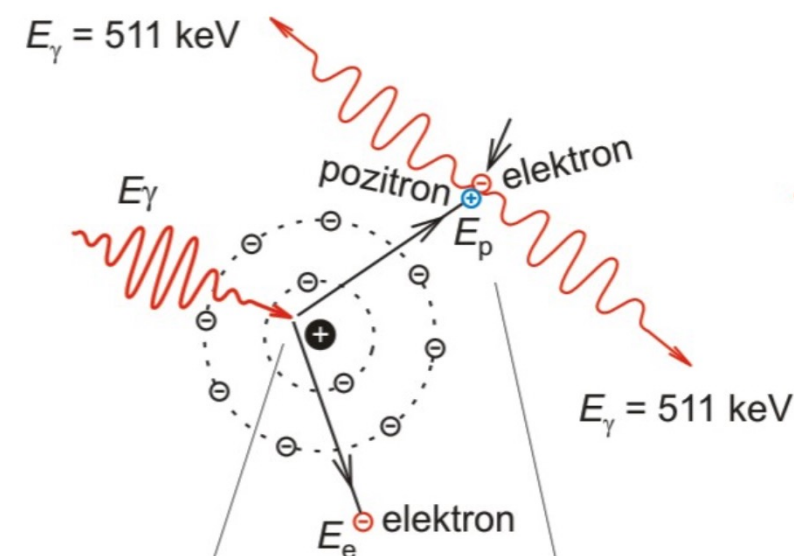
$$\tau = \tau_m \rho$$



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

$$\kappa = \kappa_m \rho$$

τ_m , σ_m , κ_m : tömeggyengítési együtthatók, ρ : sűrűség

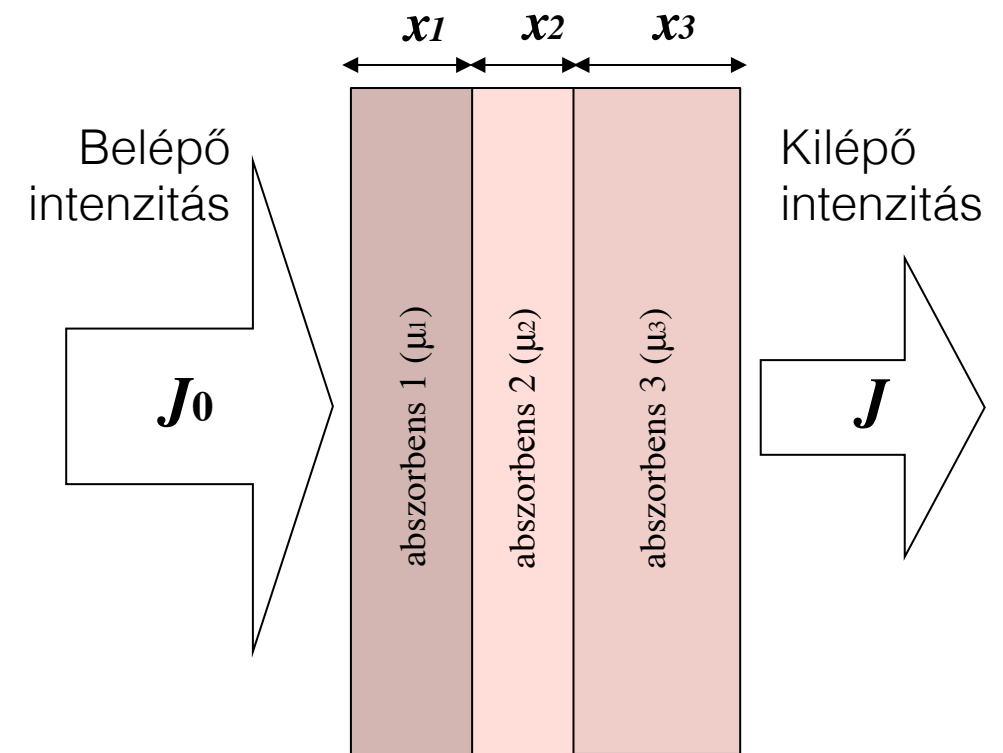
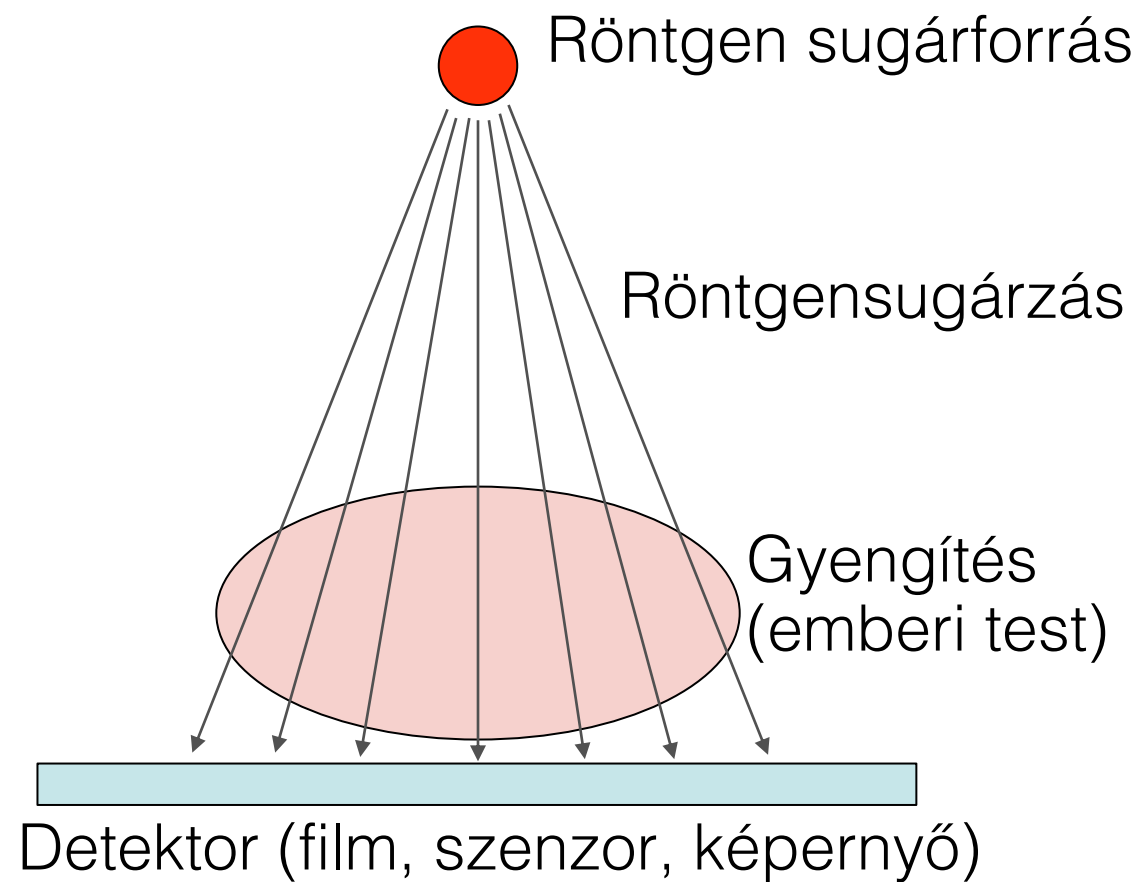
$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m + \kappa_m$$

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

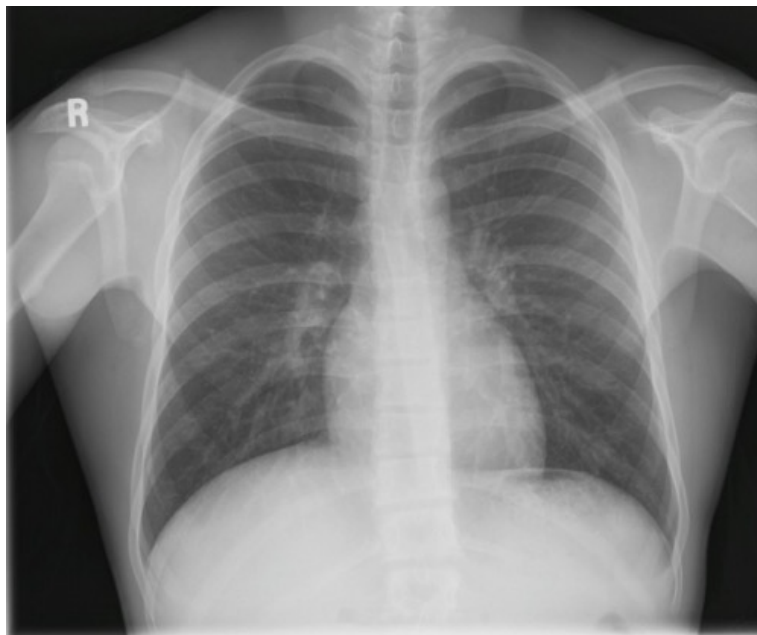


$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots)}$$

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

μ_n : n-edik abszorbens gyengítési együtthatója
 x_n : n-edik abszorbens vastagsága

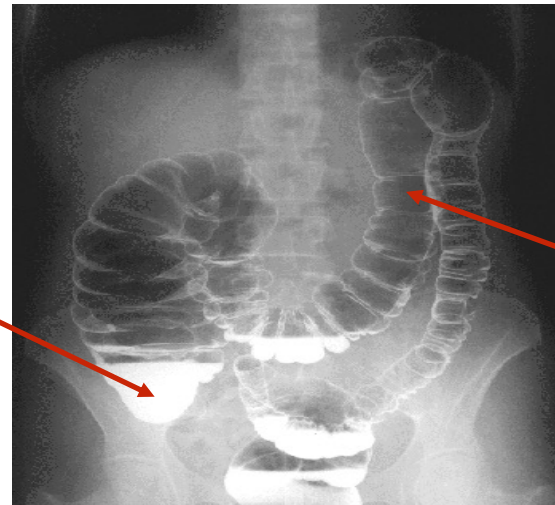
A röntgenkép szummációs kép. ("röntgen felvétel", "radiográfiás kép", "röntgenogram")
Kontraszt a térben különböző gyengítési együttható miatt lép fel.



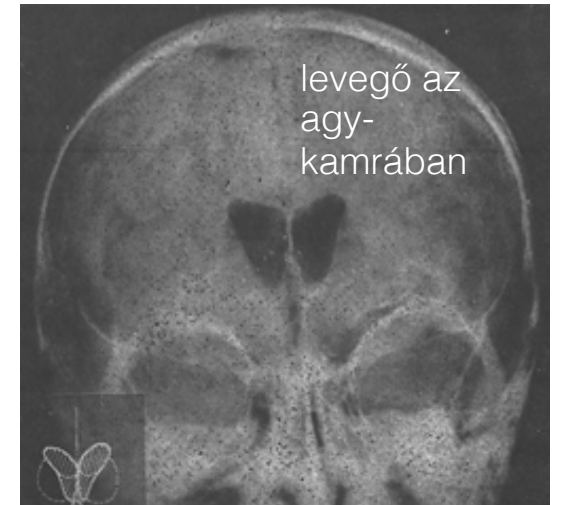
Röntgen képalkotás javítása I.

Kontraszt
növelése:
kontrasztanyagok

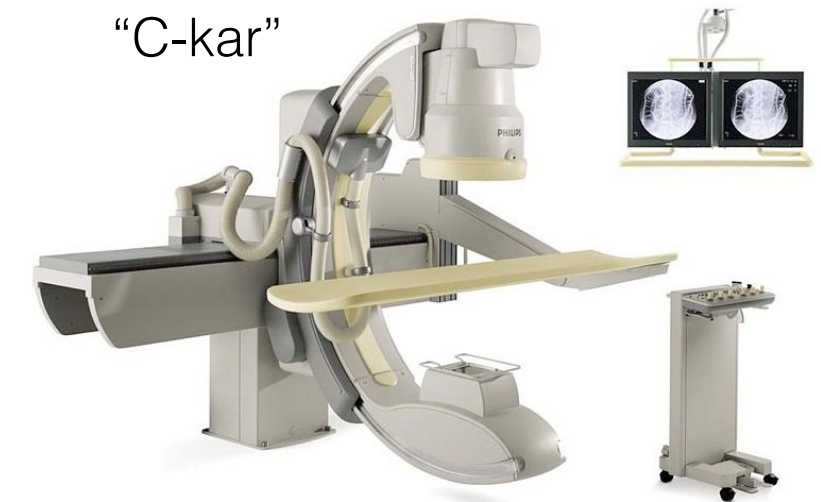
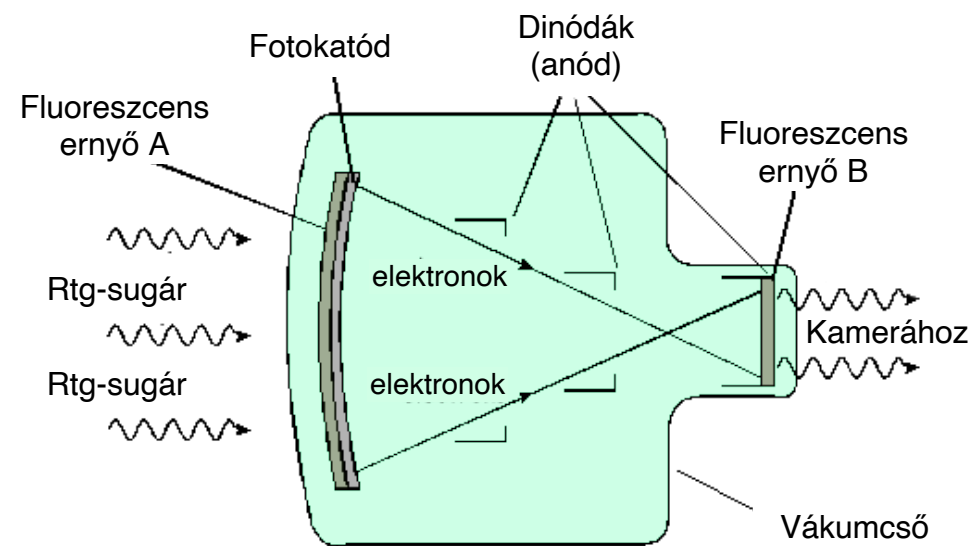
Pozitív
kontraszt
(nagy Z,
pl., Ba)



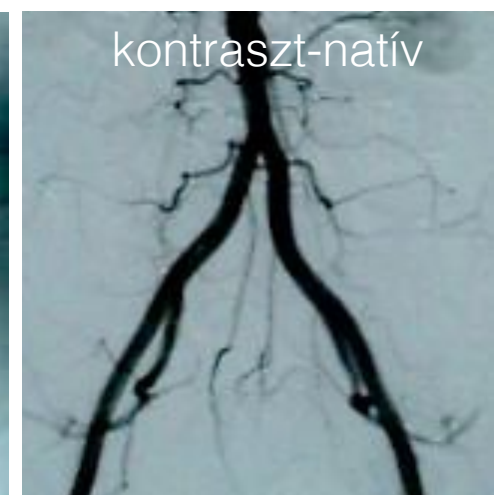
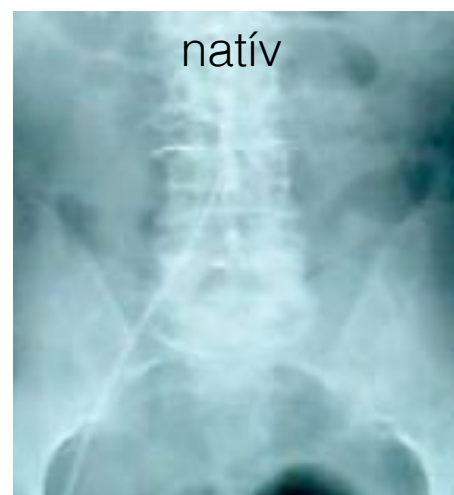
Negatív
kontraszt
(kis
sűrűség,
pl., levegő)



Detektálási
érzékenység
növelése:
képerősítő



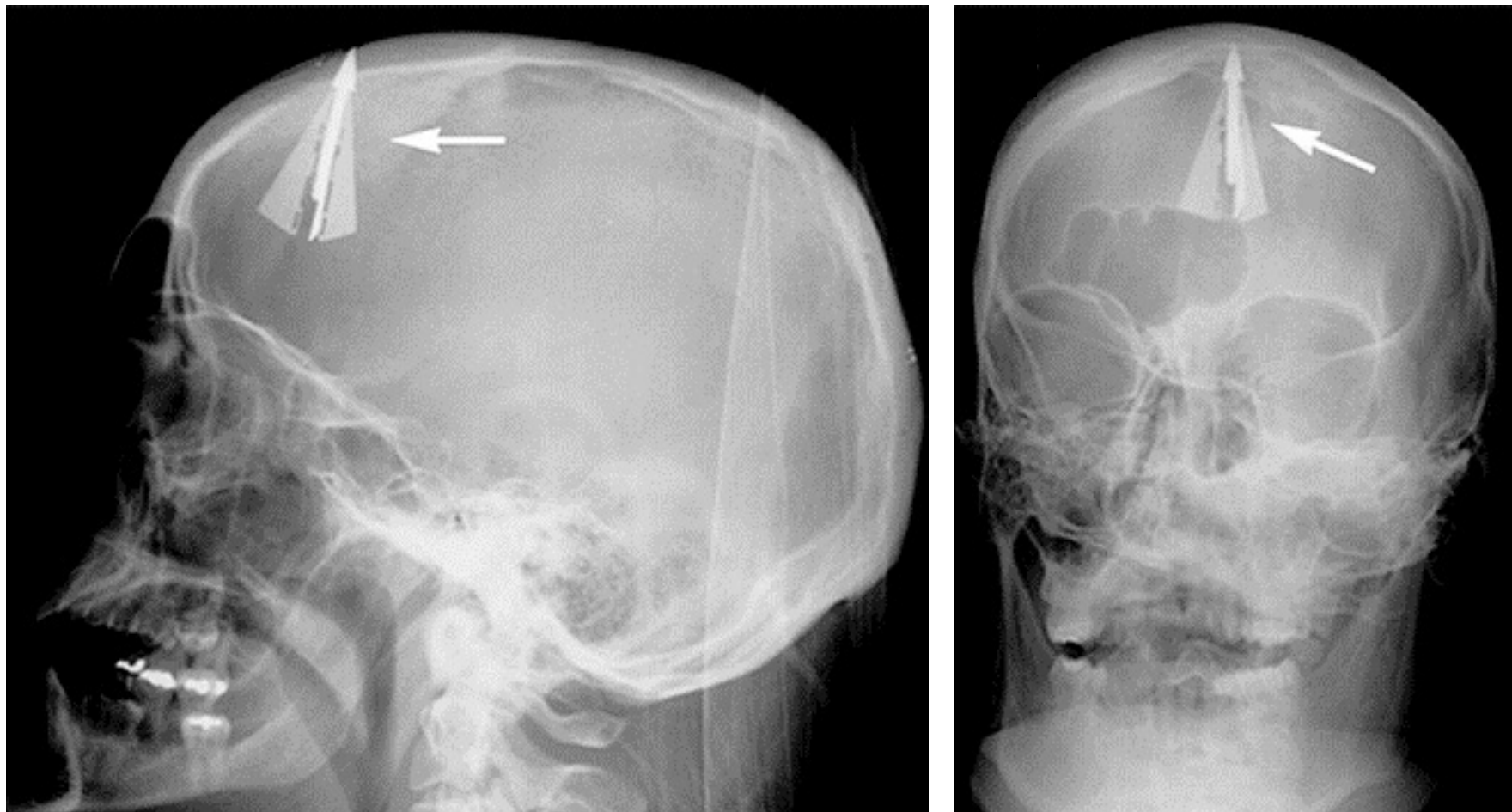
Zavaró háttér
levonása:
“Digital Subtraction
Angiography” (DSA)



Röntgen képalkotás javítása II.

Térbeli felbontás

Kétirányú röntgenfelvétel

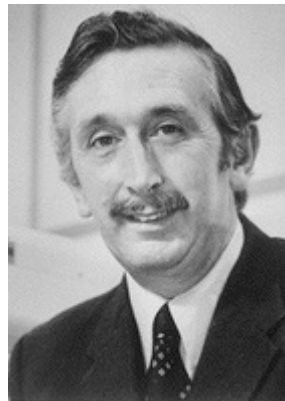


Számszerűen elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

Röntgen képalkotás javítása: CT

Történet

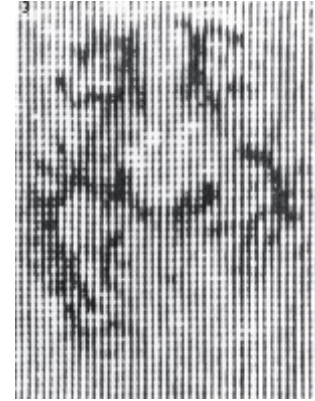
- Röntgen, Hounsfield és Cormack
- 1967: első CT felvétel
- 1972: CT prototípus
- 1974: első klinikai CT kép (fej)
- 1976: egésztest CT
- 1979: Nobel-díj
- 1990: spirál CT
- 1992: többszeletes CT
- 2006: 64 szelet (és még több...)
- multiplex és hibrid üzemmódok: SPECT-CT, PET-CT, "Dual-source" CT



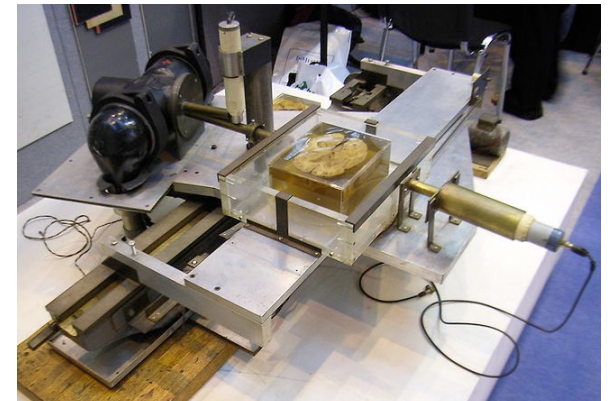
Godfrey Hounsfield



Allan Cormack



Az első, labor CT kép agyszeletről

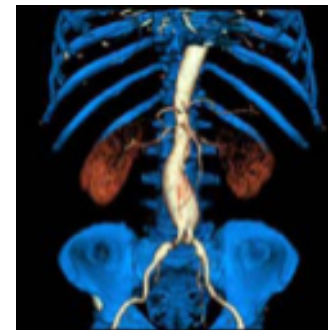
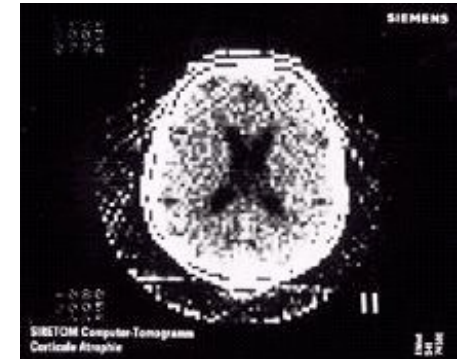


Prototípus CT (EMI)



„Siretom” fej szkenner (1974)

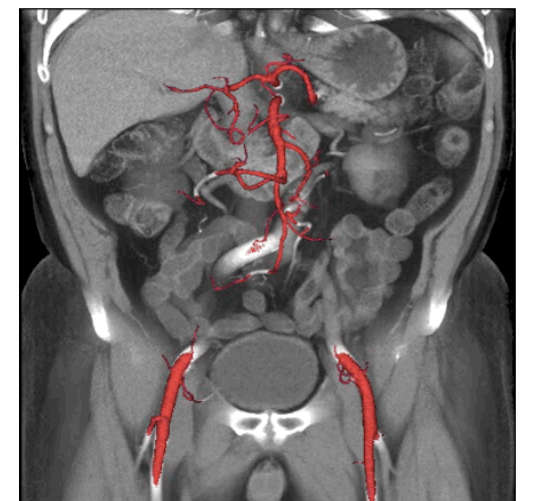
128x128 pixel kép (1975)



Multimodális (kombinált) képek

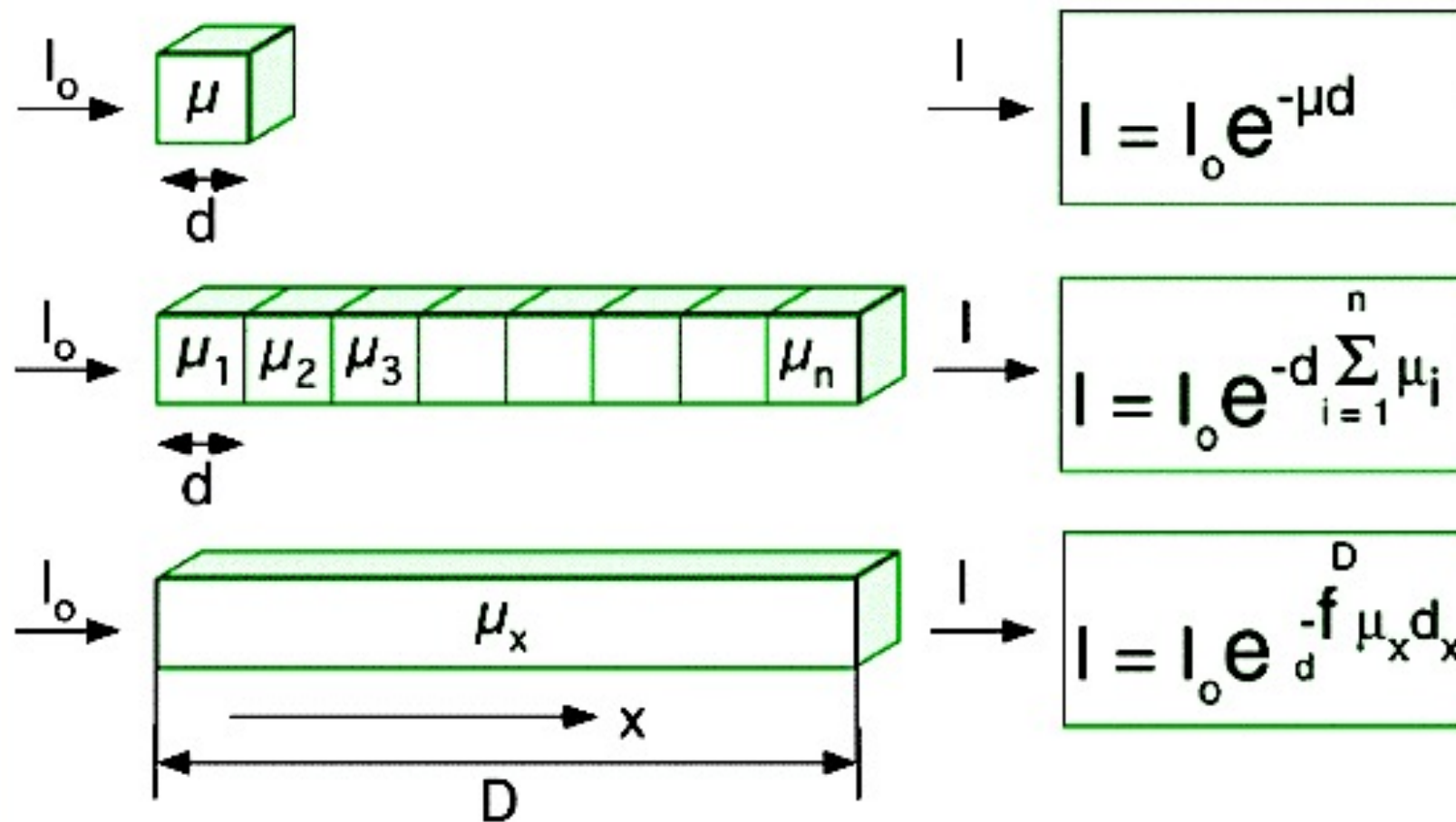


Kurrs CT készülék



CT alapok I: μ meghatározása

Cél: meghatározni az egyes térfogatelemek (voxelek) sugárgyengítési együtthatóit (μ_x)



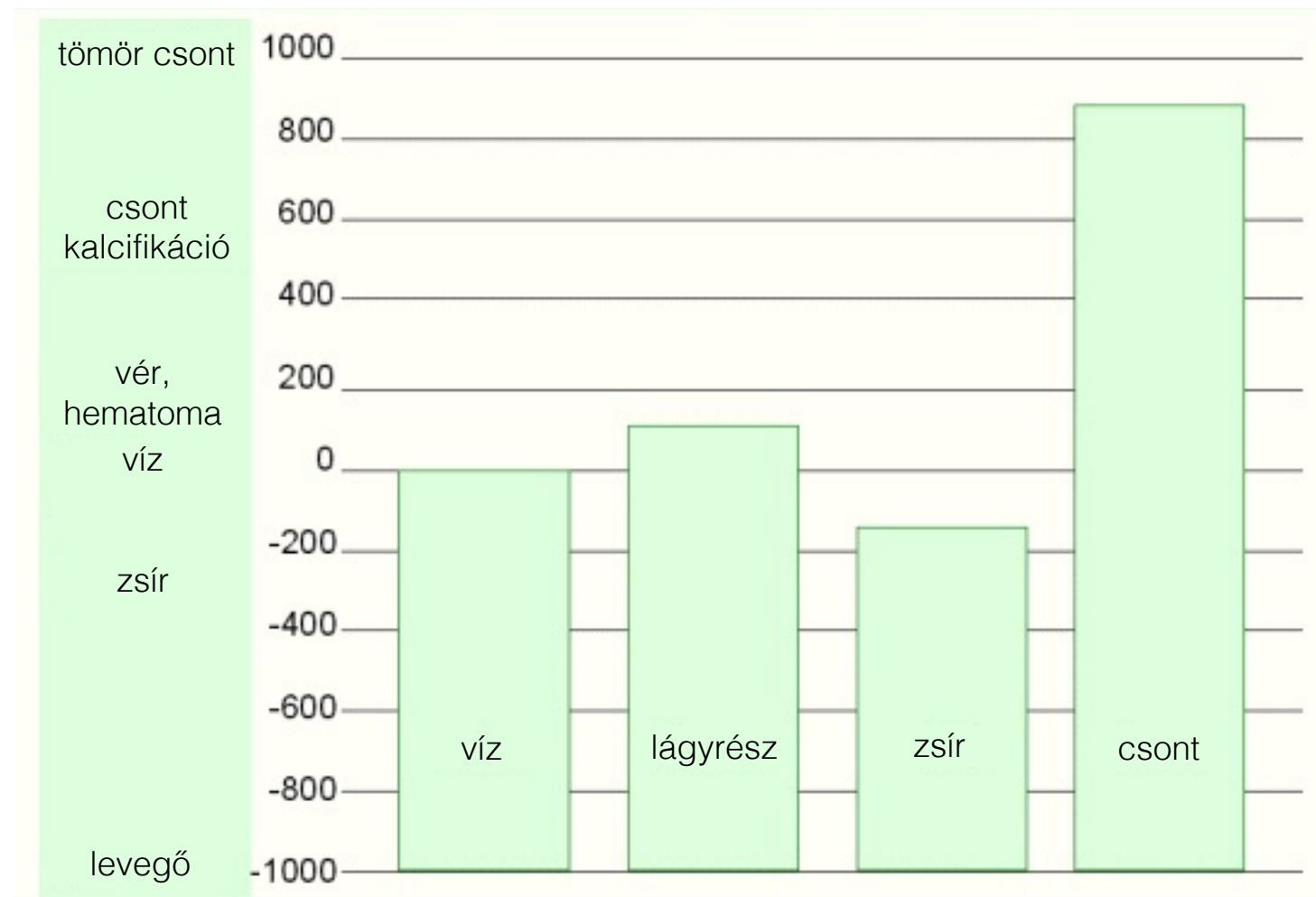
μ_x : lineáris sugárgyengítési együttható
 d_x : voxel mérete

CT kép: Denzitás mátrix

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

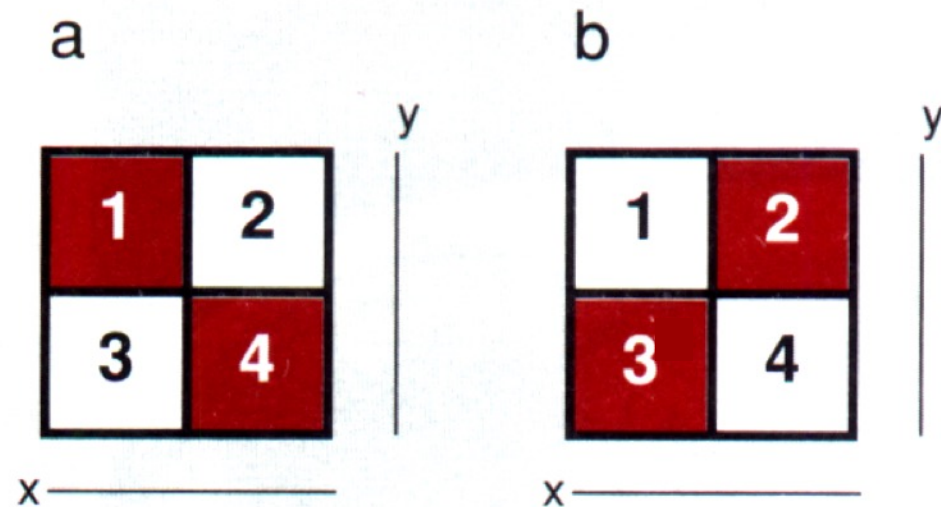
μ : a voxel gyengítési együtthatója
 μ_w : a víz gyengítési együtthatója

Sűrűség
("CT szám"):
Hounsfield
egység



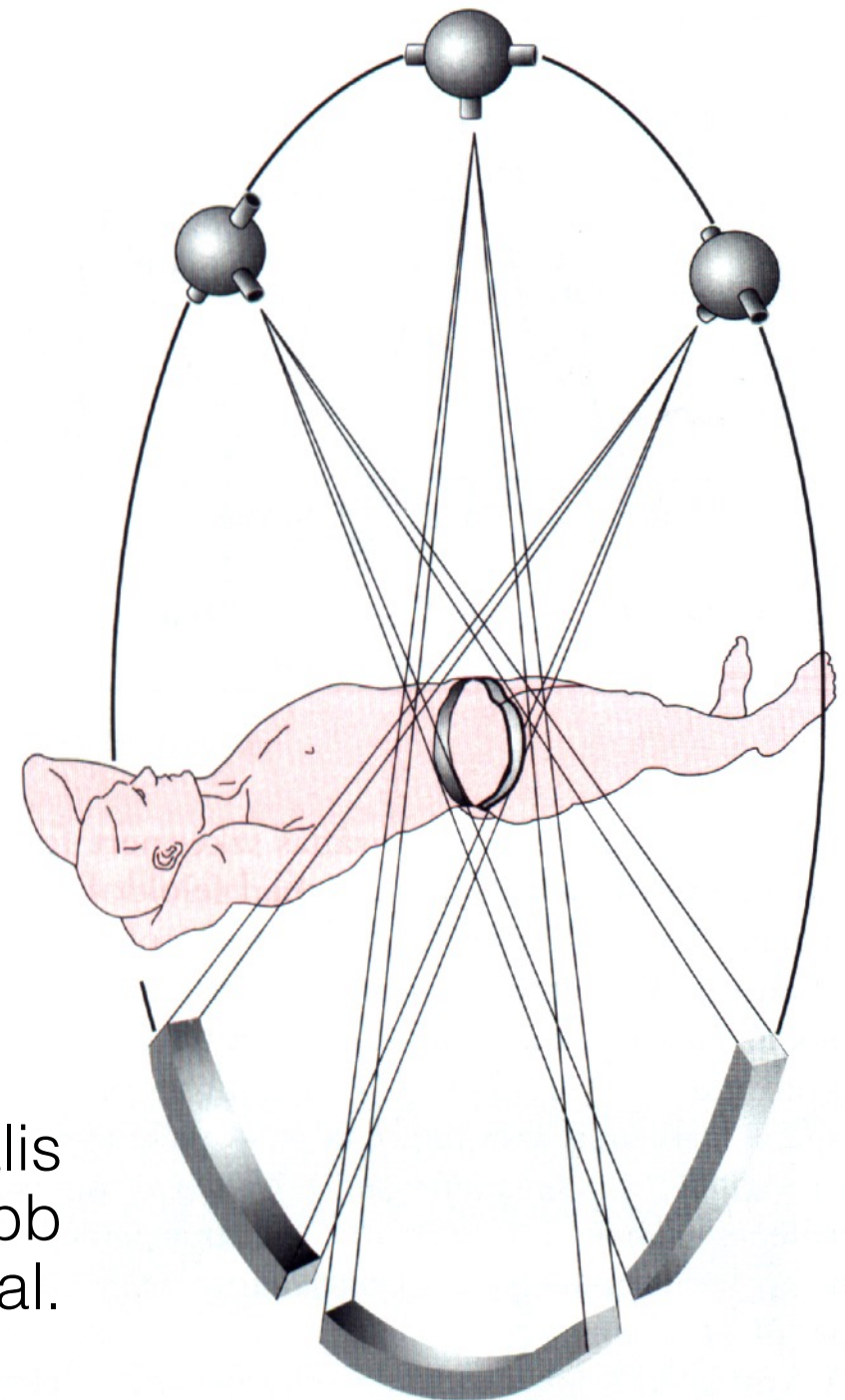
CT alapok II: pásztázás

Pásztázás transzaxiális síkokban

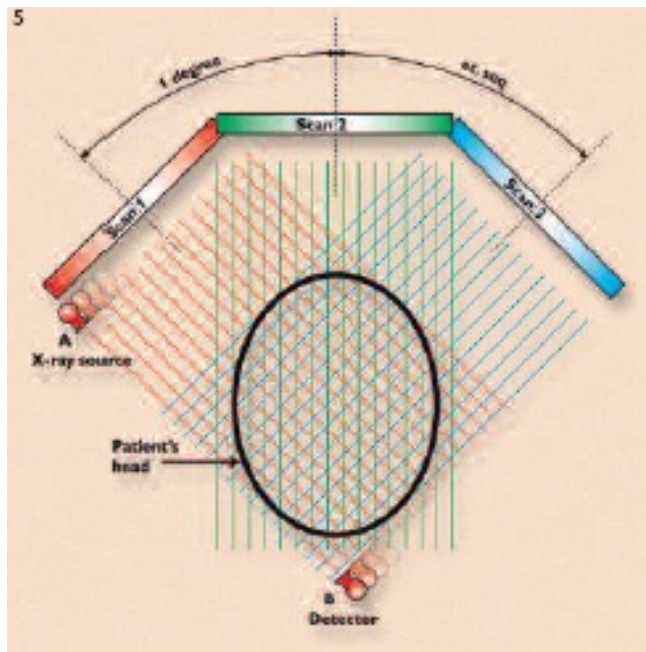


Probléma: kétirányú felvétellel az **a** és **b** képet nem lehet megkülönböztetni

Megoldás: transzaxiális pásztázás minél nagyobb szögfelbontással.

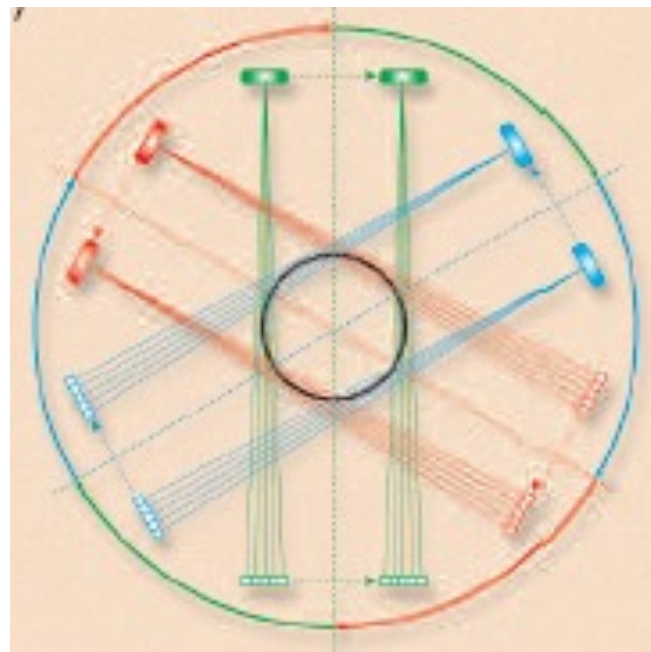


A pásztázási módszerek generációkon keresztül fejlődtek



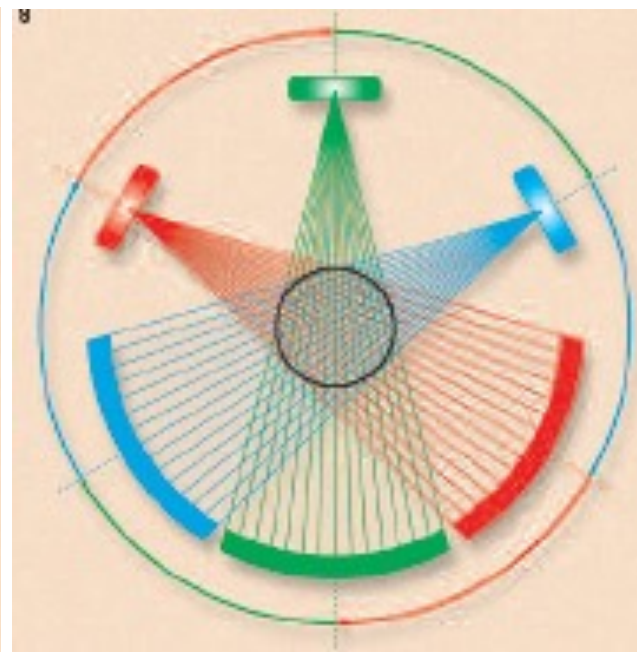
I. Generáció

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



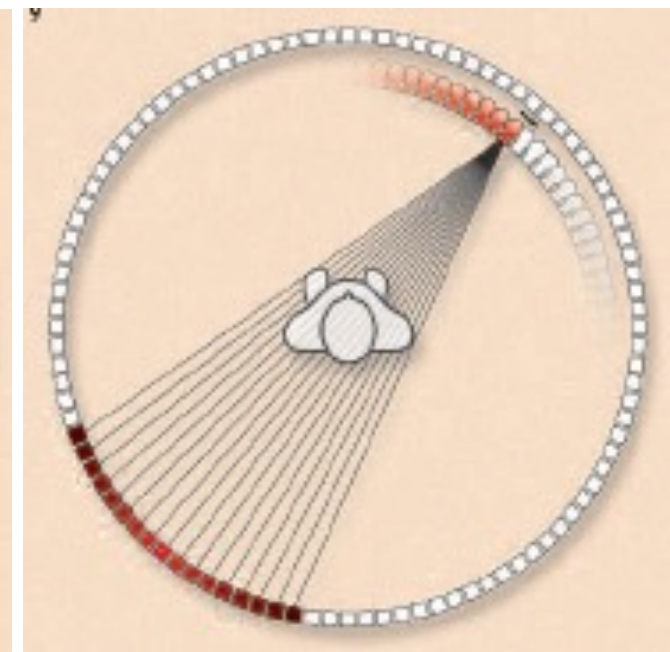
II. Generáció

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



III. Generáció

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



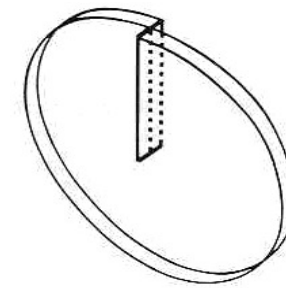
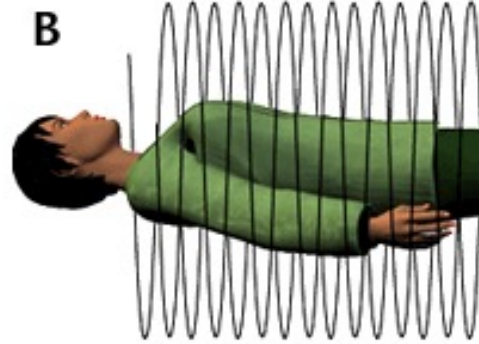
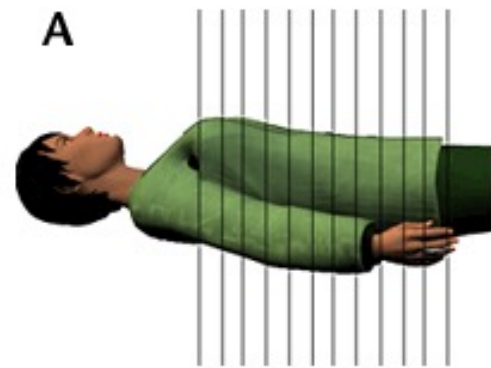
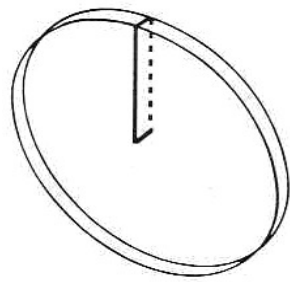
IV. Generáció

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

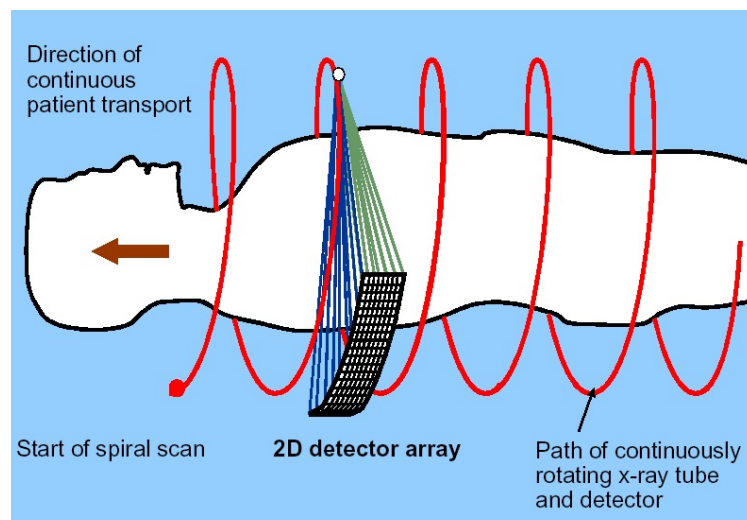
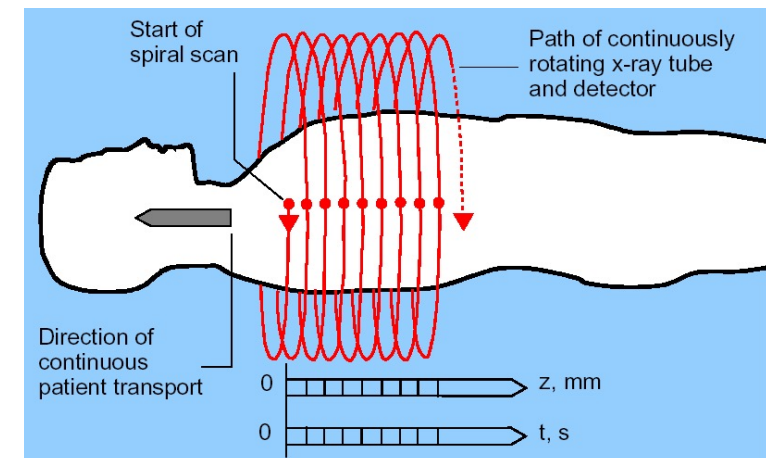
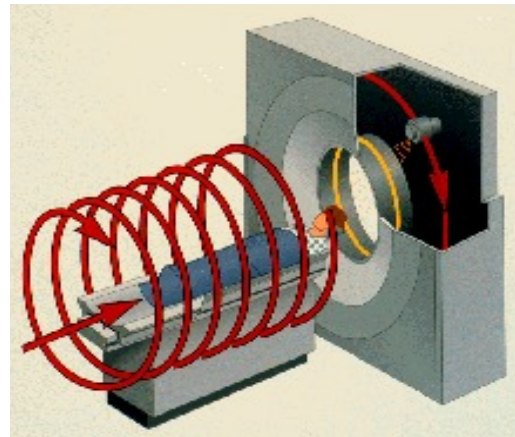
A kurrens CT-ben spirális (helikális) pásztázás

Forrás-detektor pár folyamatosan forog

Hagyományos
CT szelet



Spirál CT
szelet



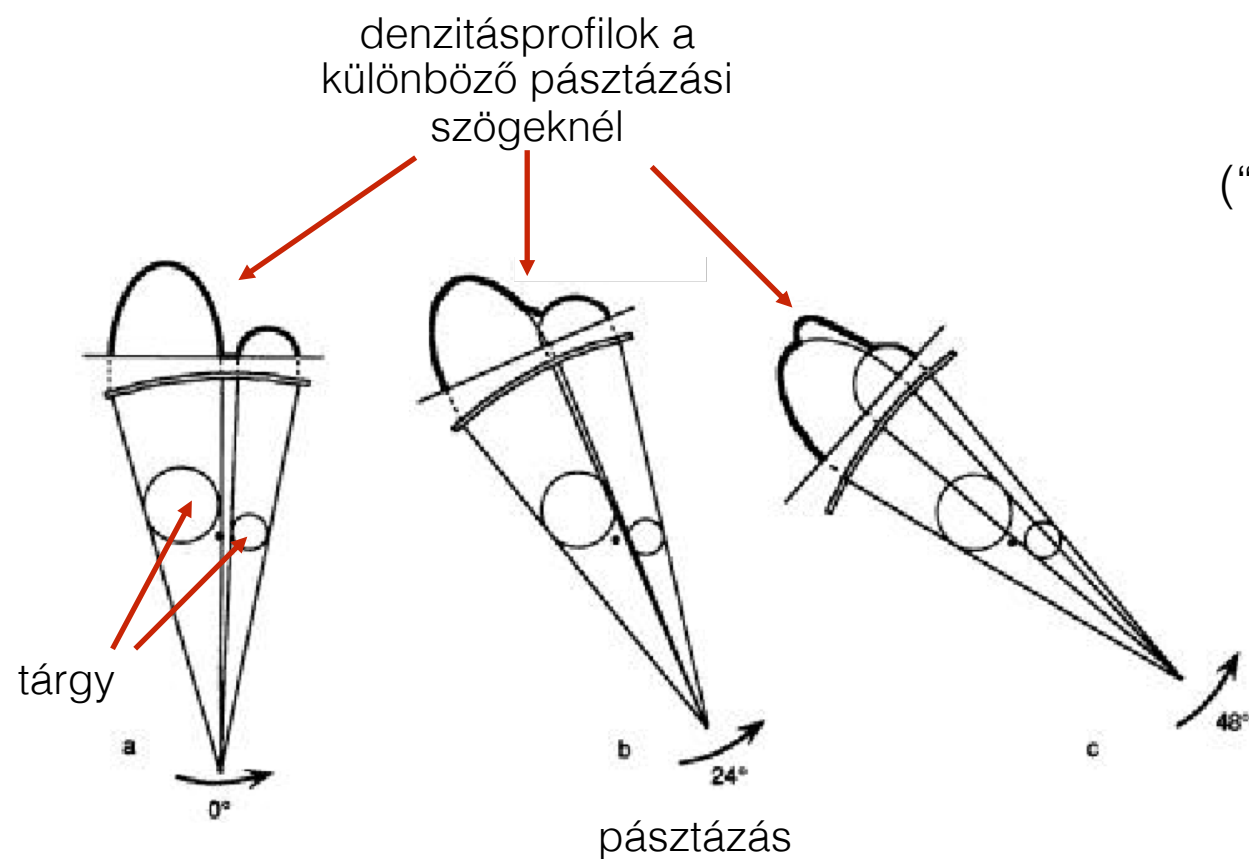
Multi-detektor CT (MDCT)



Multi-szelet CT (MSCT)

CT alapok III: Képrekonstrukció

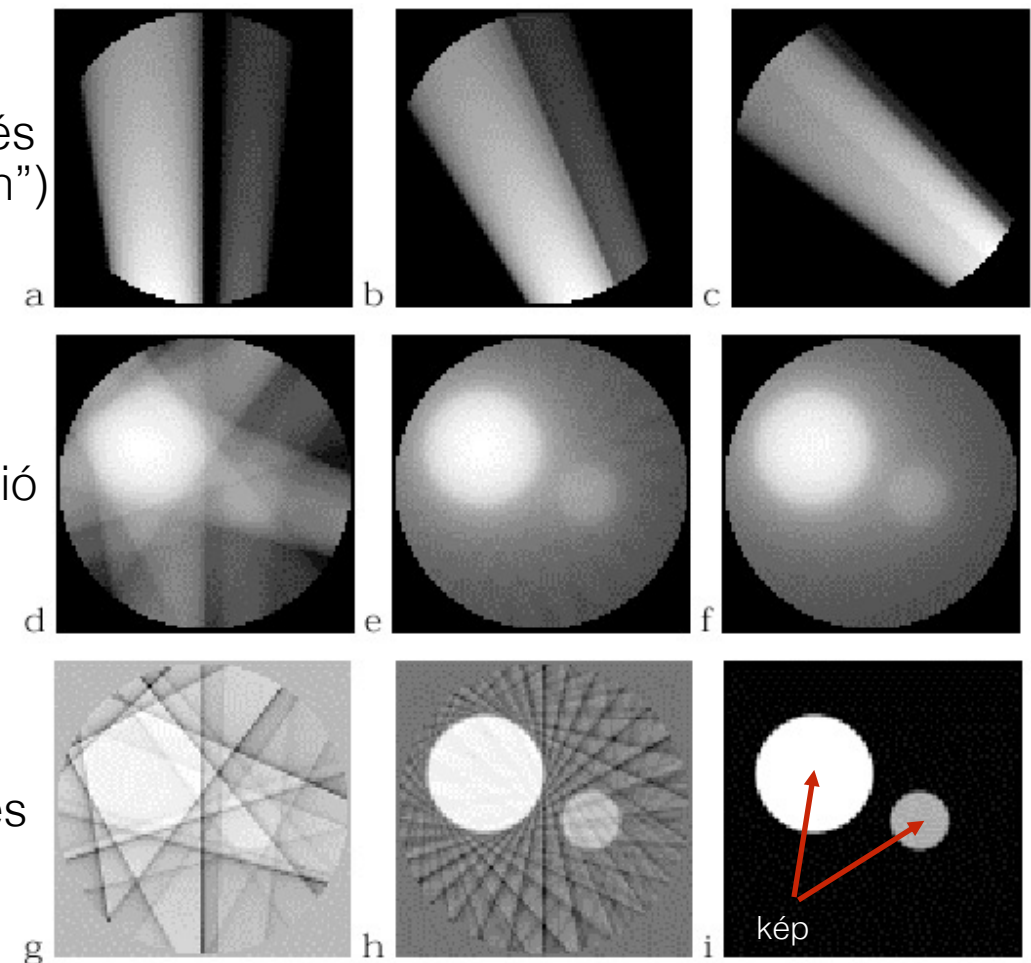
1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection” (jelenlegi módszer)



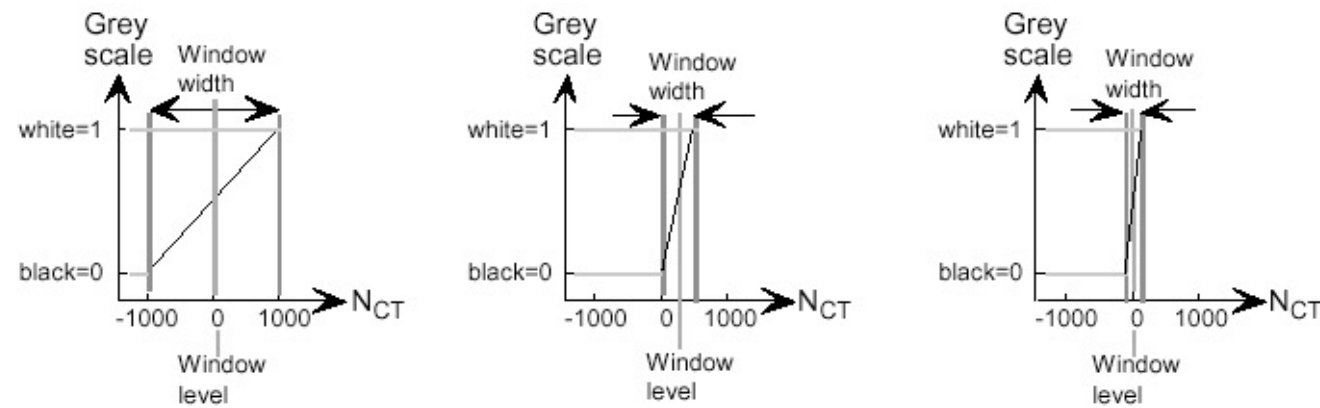
visszavetítés
("back projection")

szuperpozíció

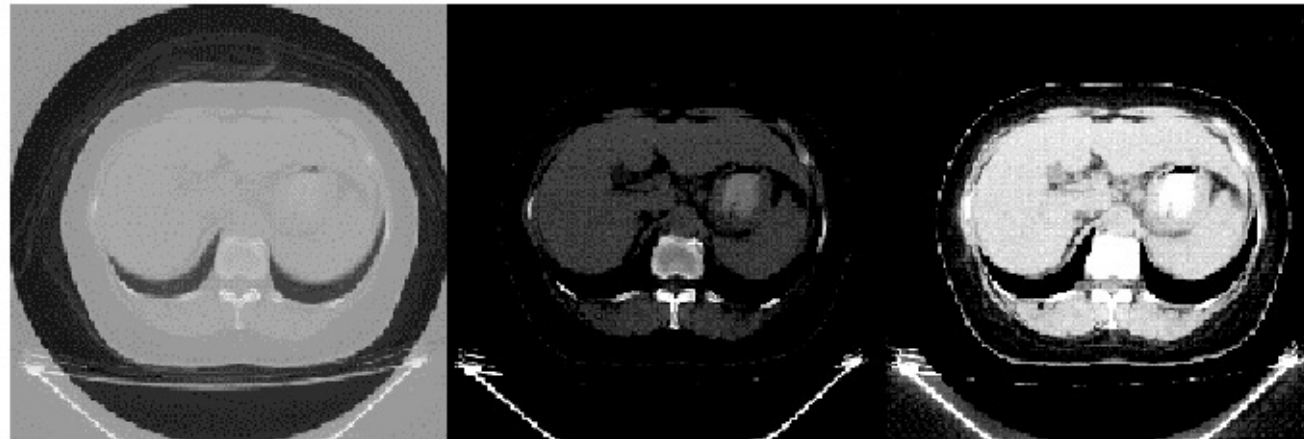
szűrés



A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”



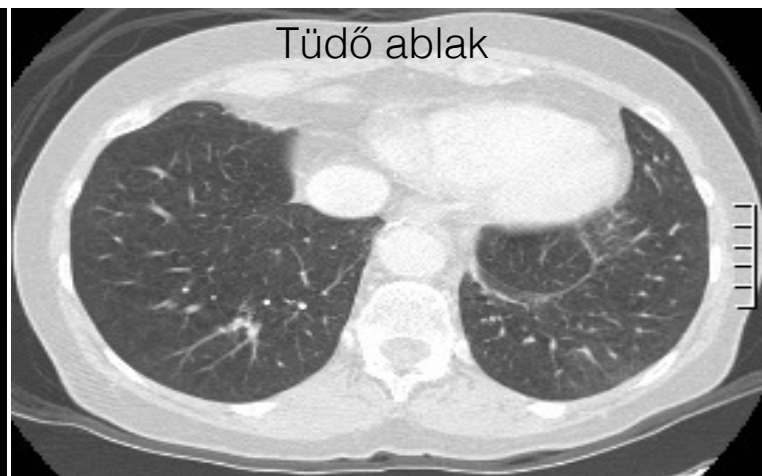
Ugyanazon
mellkasfelvétel
különböző ablakozással
(különböző kontraszt-
transzfer függvény)



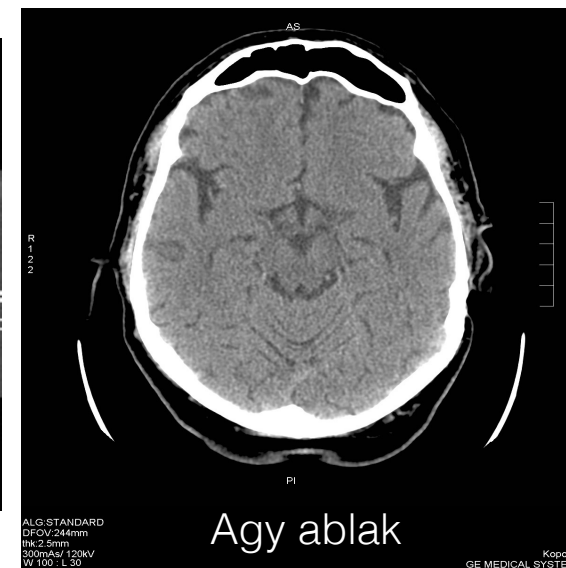
Lágyrész ablak



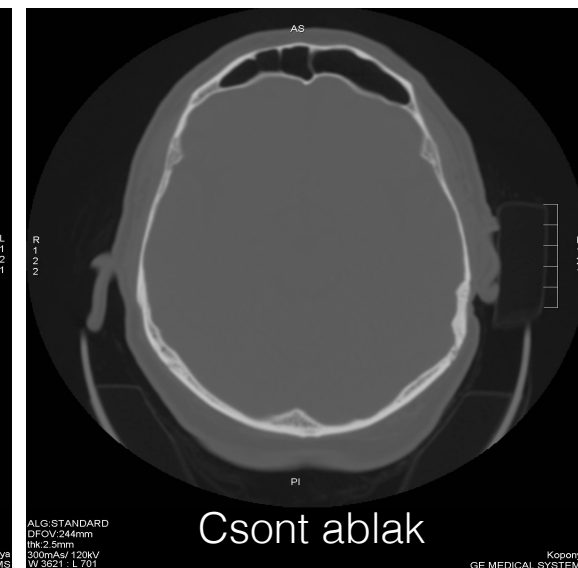
Tüdő ablak



Agy ablak

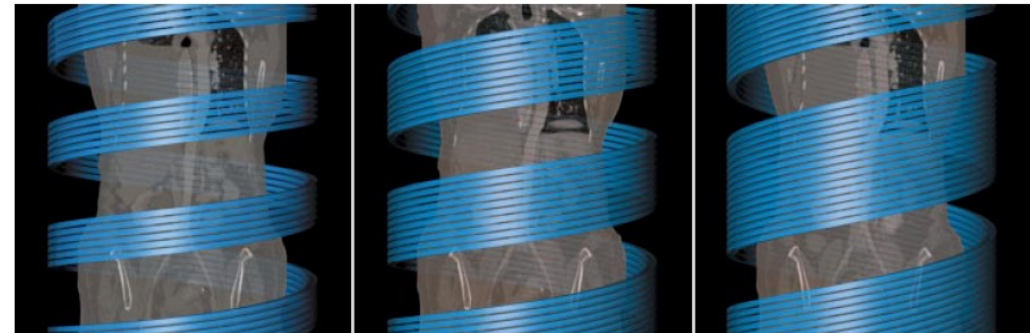


Csont ablak

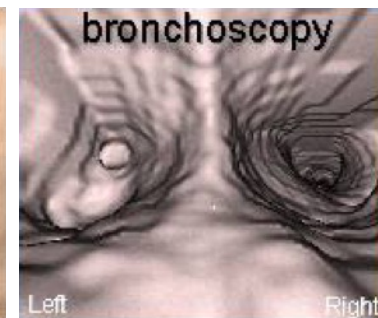
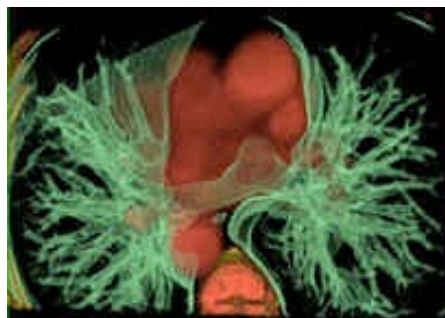


Modern CT képalkotás

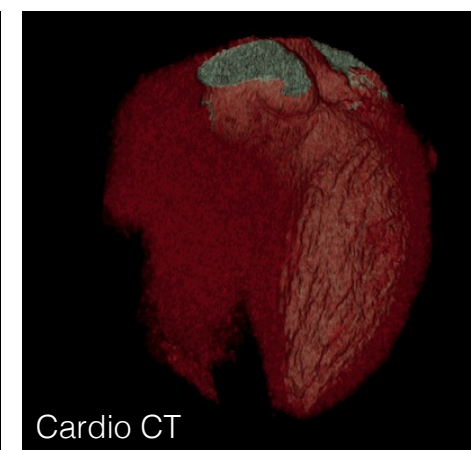
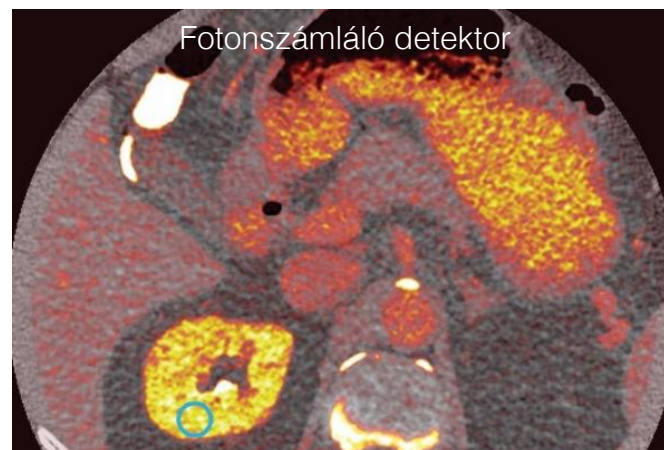
Spirális és
sokszeletes CT



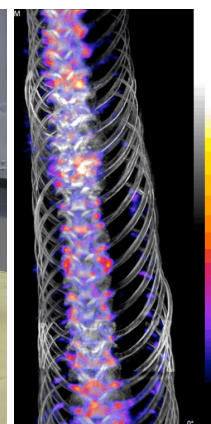
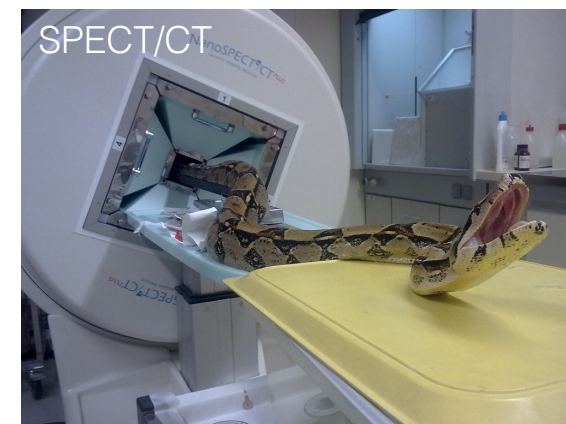
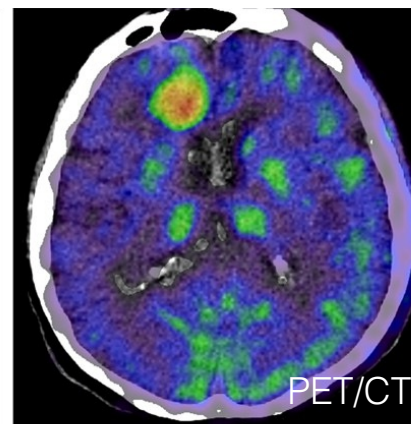
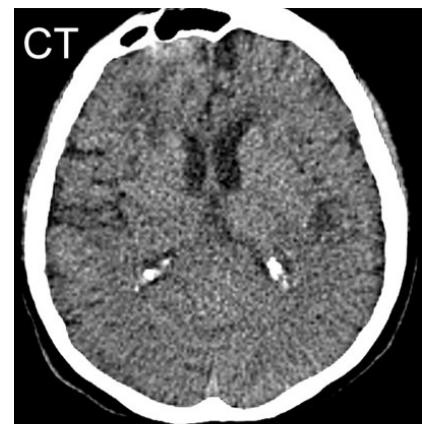
3D rekonstrukció,
Virtuális
endoszkópia



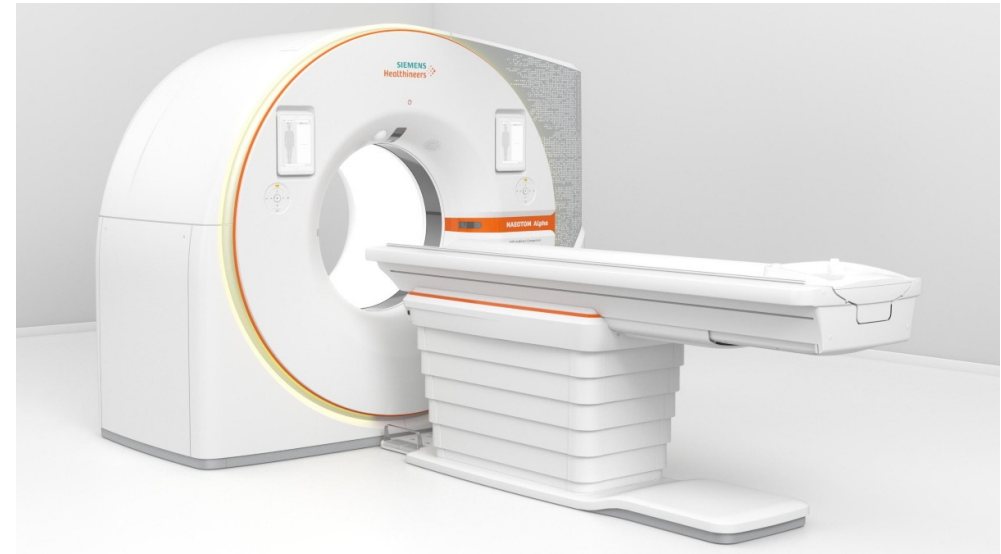
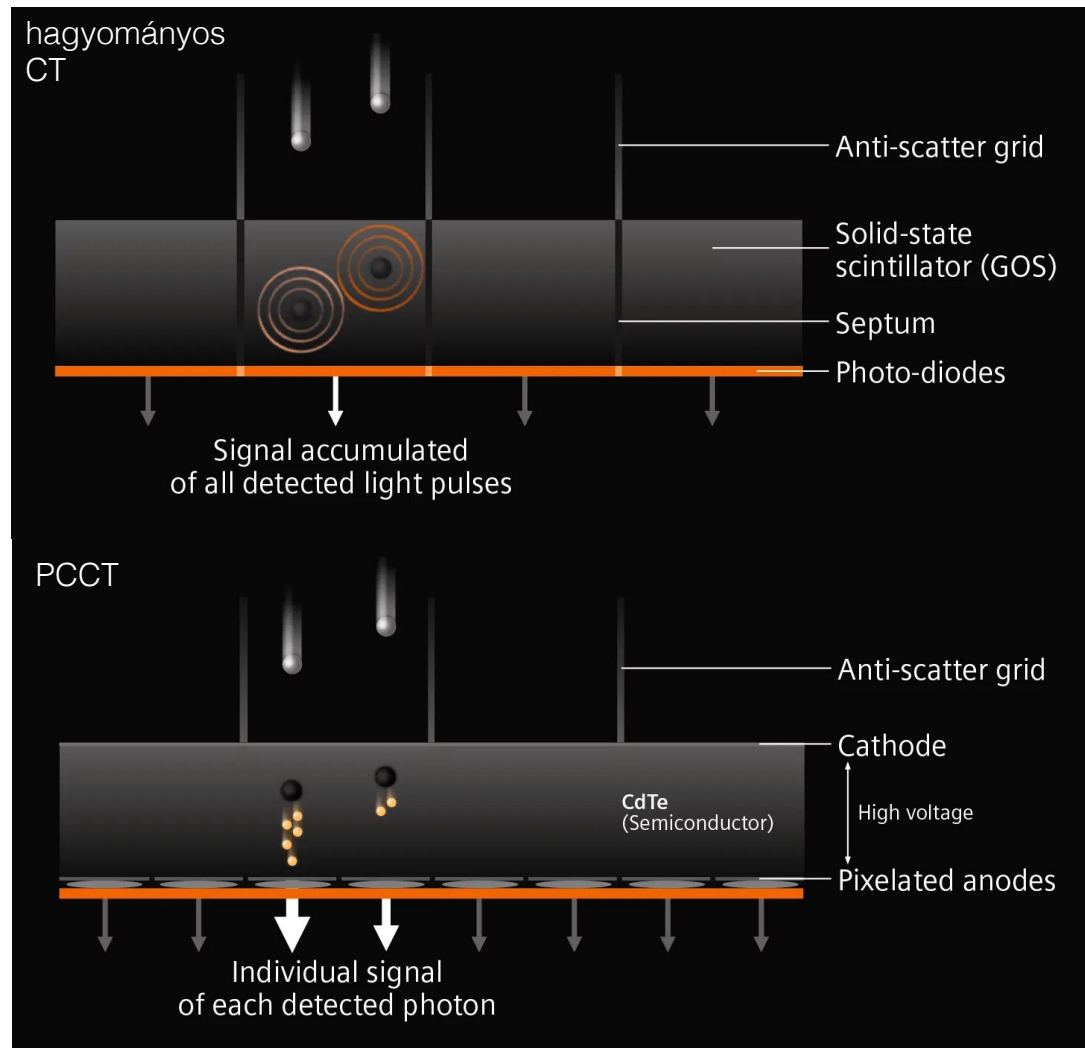
Érzékenység,
felbontás növelése



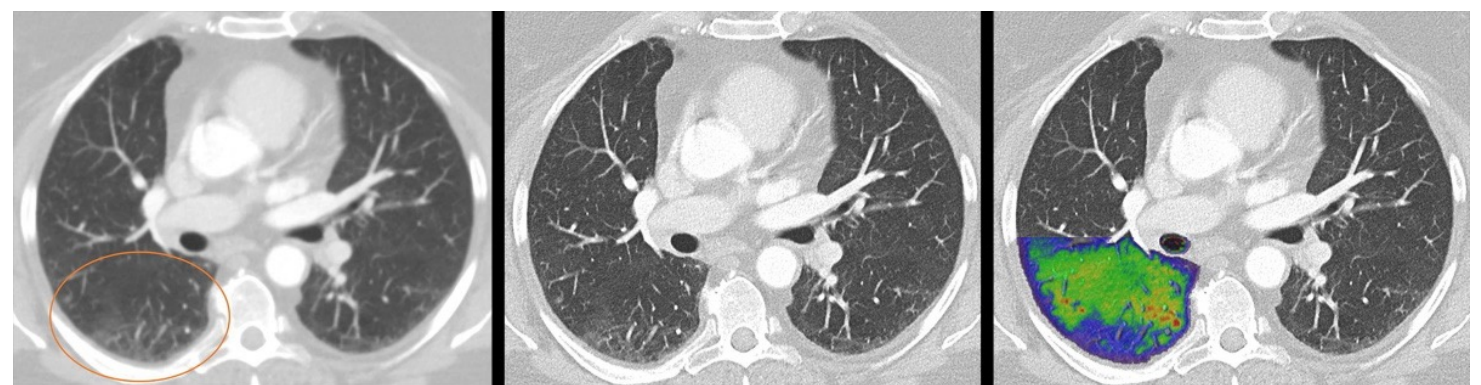
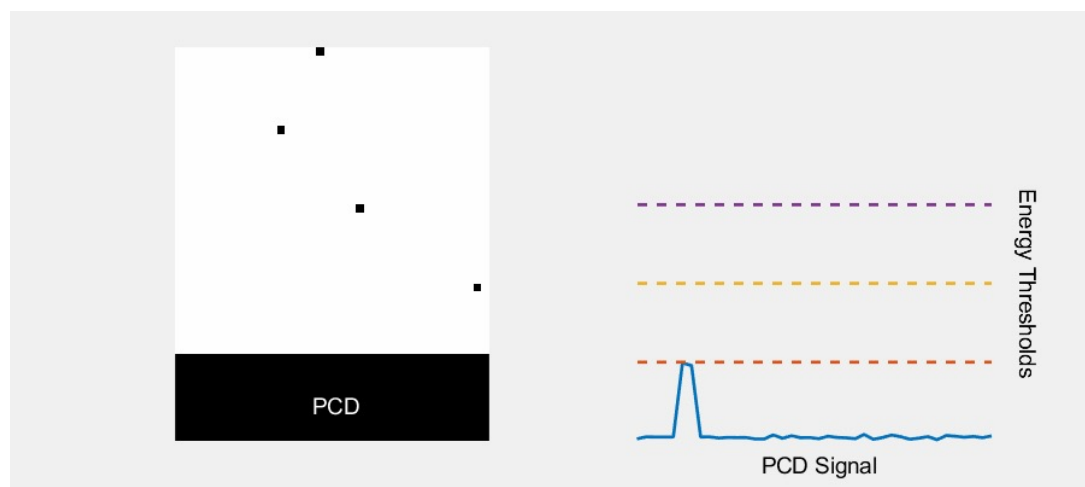
Kombinálás egyéb
modalitásokkal



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)

CT összefoglalás

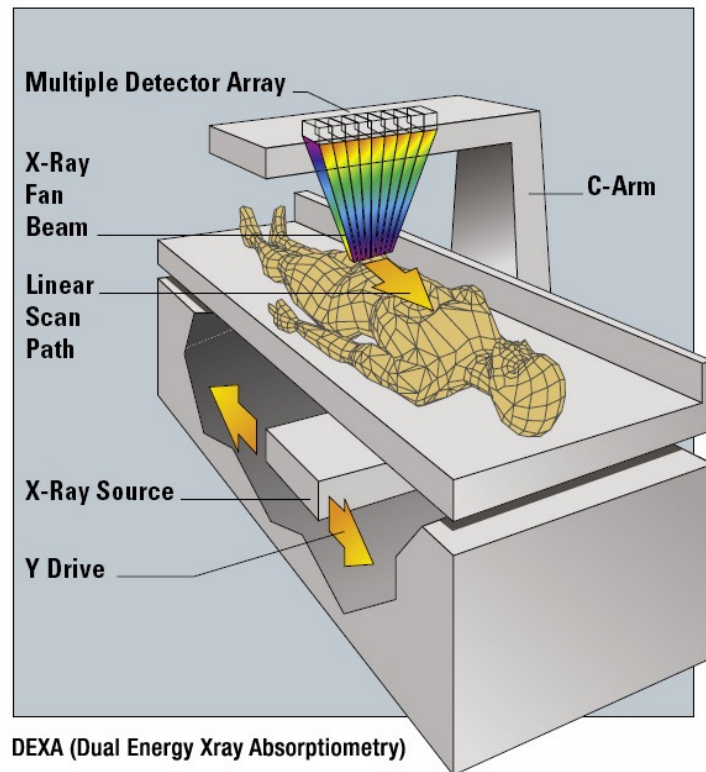
- **Rtg sugárzást** használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a rtg sugár **elnyelés** különbségeinek ábrázolása a vizsgált síkban
- Hagyományos (elavult) technika: egy szelet – 2 - 4 sec, teljes vizsgálat: 5 - 15 perc
- **Spirál CT** technika: egy szelet – 1 - 1.5 sec, vizsgálati idő: 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 jelentős **szórt** sugárzás van jelen.

Röntgen denzitometria

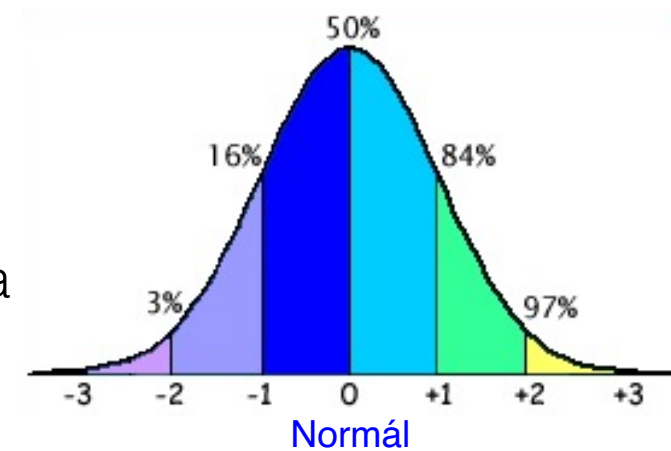
“Dual-energy X-ray absorptiometry” (DXA vagy DEXA)



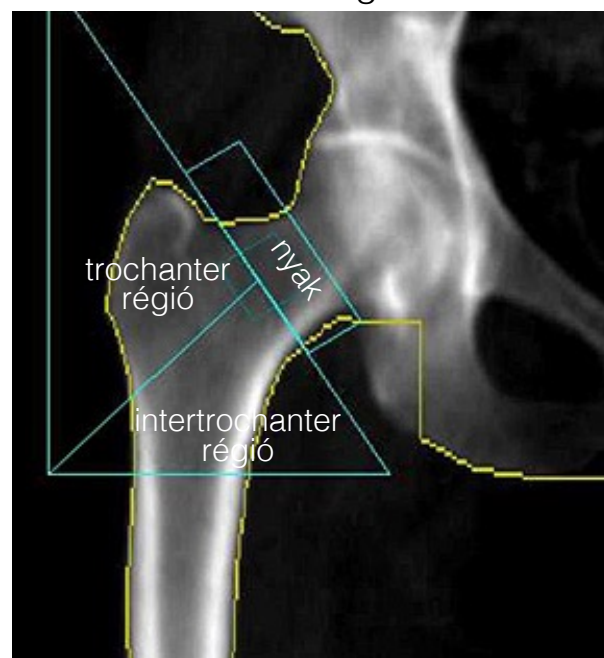
- A csont denzitás meghatározásának legfontosabb módszere
- Karakterisztikus röntgensugárzást használunk
- Két különböző fotonenergiát alkalmazunk (hogy a csont- vs. lágyrész-abszorpciót elkülöníthessük)
- Alacsony sugárdózis
- Egésztest pásztázás történik
- Jellegzetes területek (pl. femur, csigolyák)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

T-score:

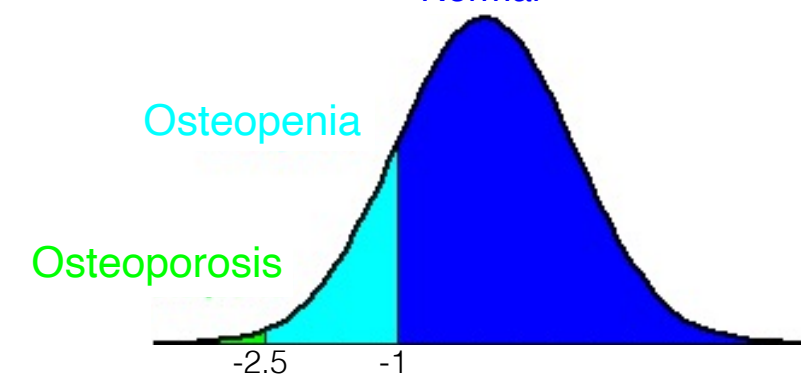
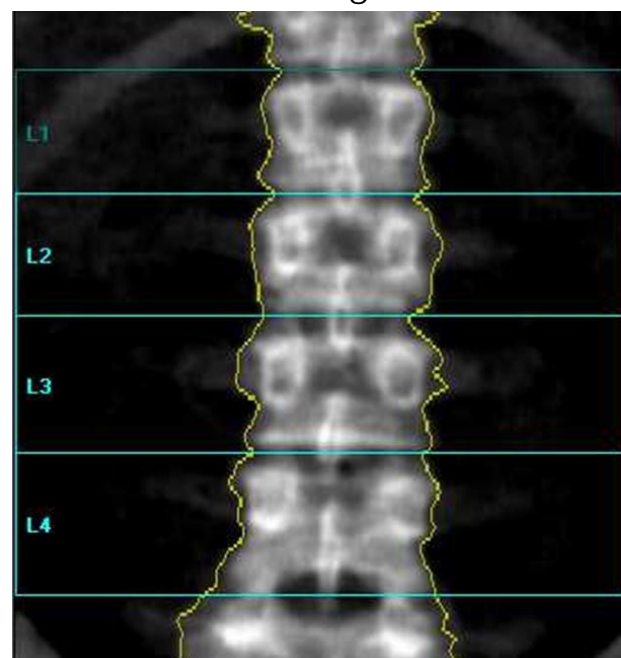
Azt mutatja meg, hogy a mért denzitás hány szórás értékkel van az fiatal populációra jellemző átlagos denzitás érték alatt.



femur régió



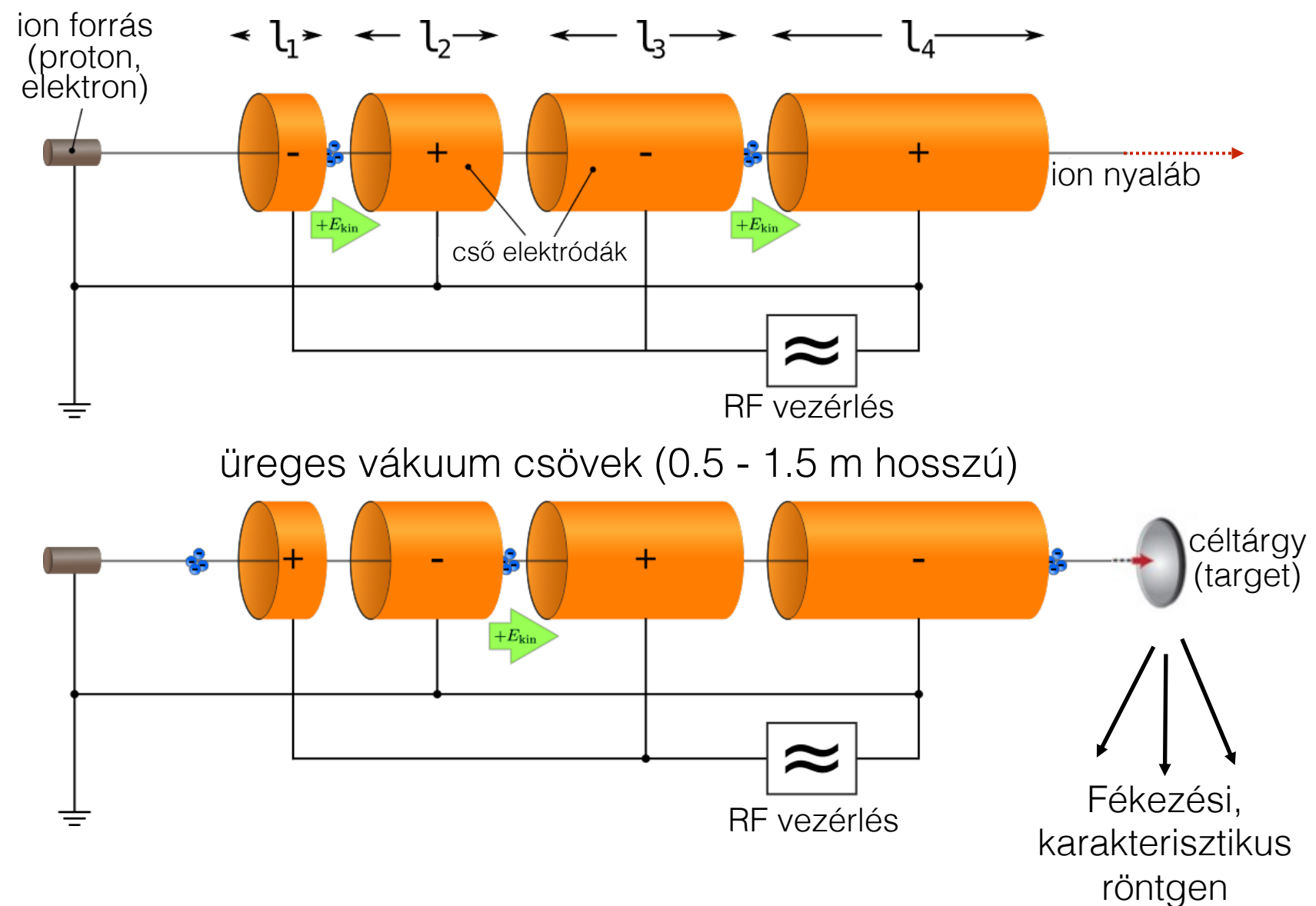
lumbális gerinc



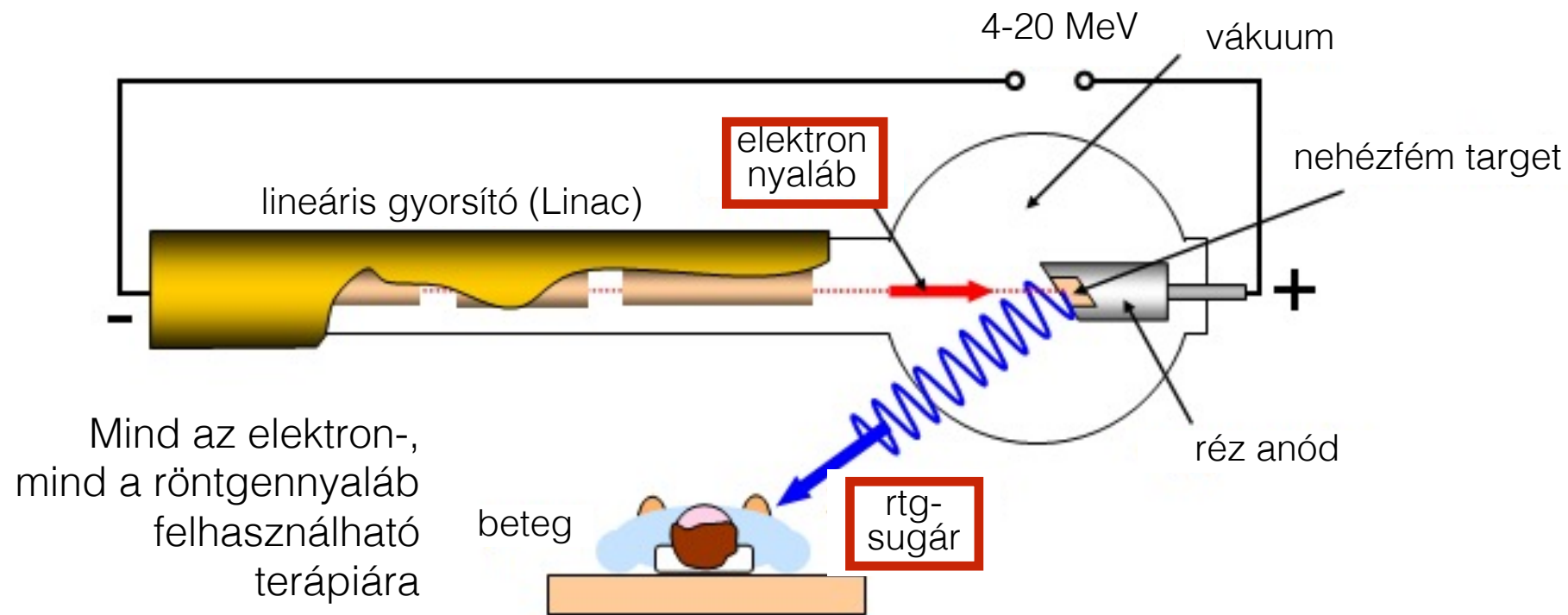
Nagyenergiájú röntgensugárzás keltése

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)

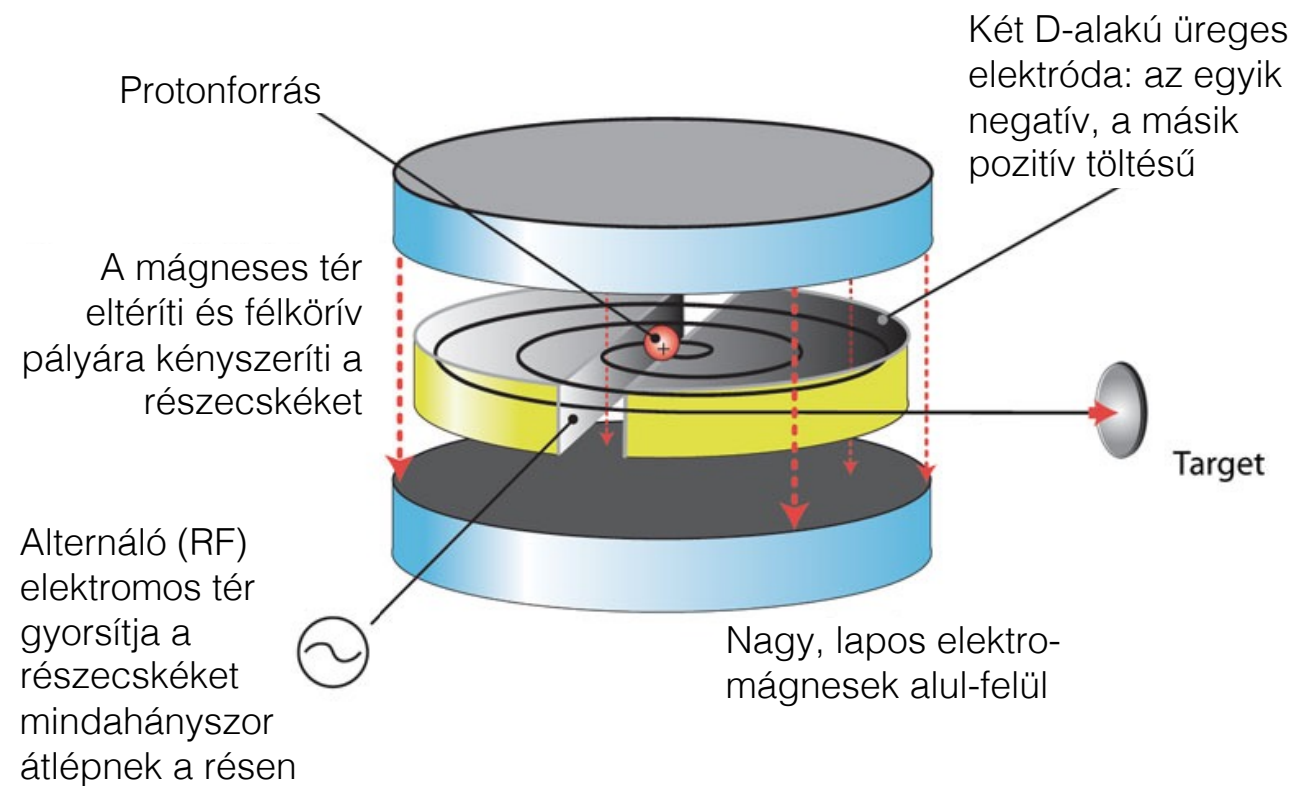


Modern kórházi Linac

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

Gyűrű alakú részecskegyorsítók

Ciklotron

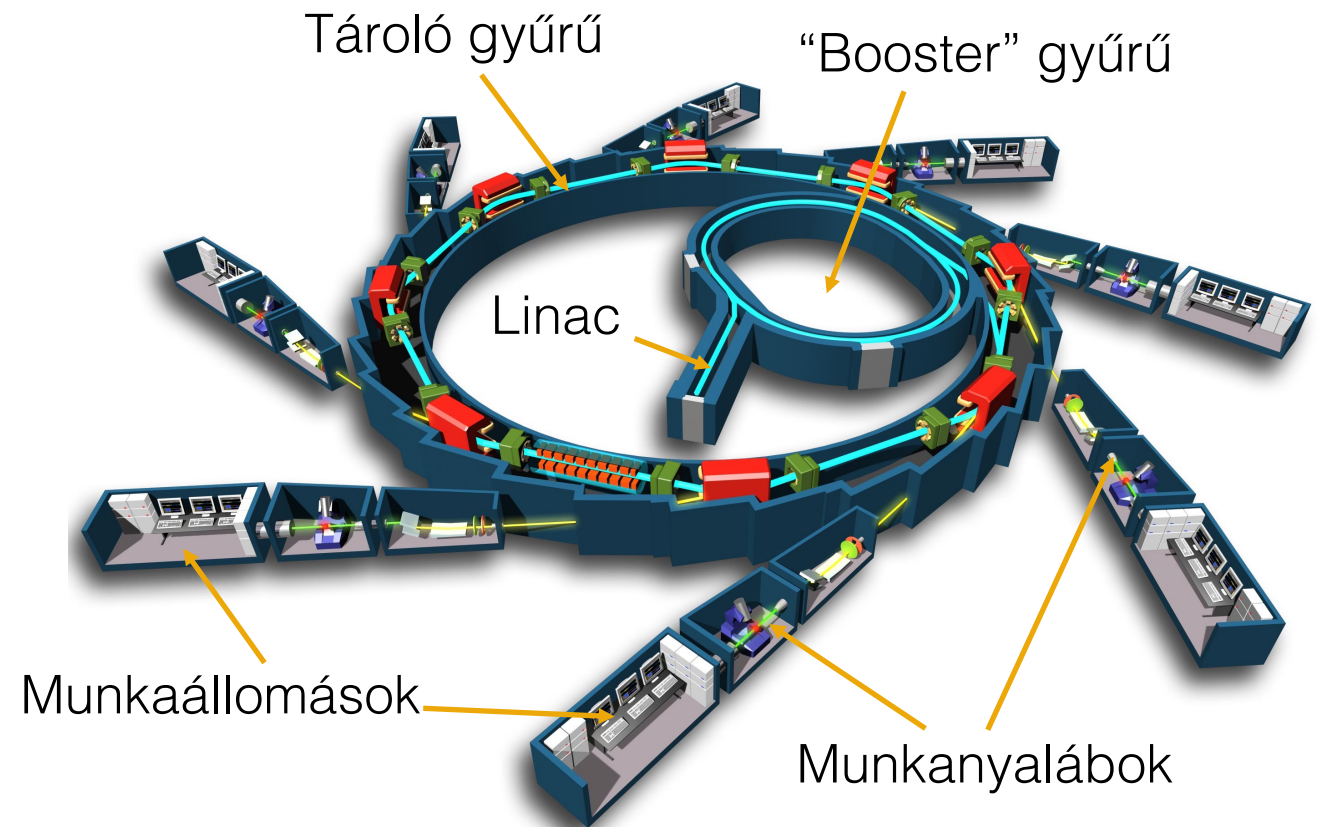


- Lorentz erők tartják a részecskéket körpályán
- Néhány tíz MeV részecskék állíthatók elő
- Pozitron-emittáló izotópok gyártására használják (PET)
- PET centrumok saját ciklotronnal rendelkeznek

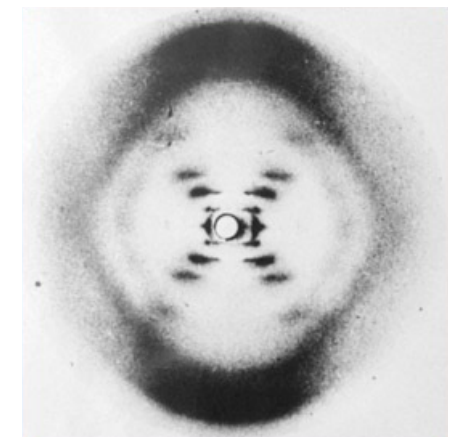
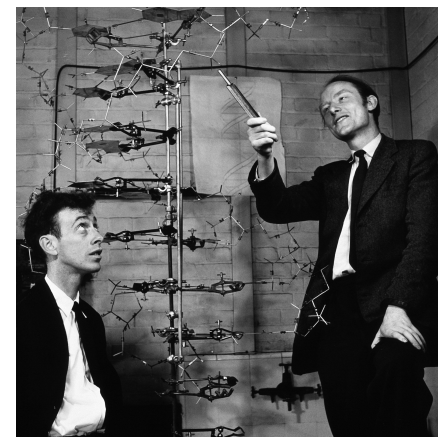


11 MeV orvosi ciklotron

Szinkrotron



- Nagyon nagy energiájú részecskék állíthatók elő (GeV)
- Relativisztikus sebességek érhetők el (\rightarrow fénysebesség)
- A 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)

OMHV



<https://feedback.semmelweis.hu/feedback/pre-show-qr.php?type=feedback&qr=45V0U6E1PVVD5MYP>