

Röntgendiagnosztikai alapok

Dr. Voszka István

A röntgensugárzás keltésének alternatív lehetőségei

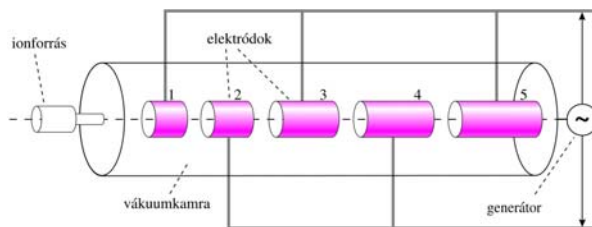
(röntgensugárzás keletkezik nagy sebességű, töltéssel rendelkező részecskék lefékezésakor)

Röntgenső: viszonylag kis gyorsító feszültség – kis energiájú röntgenfotonok (1-200 keV-ig) → diagnosztikai alkalmazás

Gyorsítók: nagy fotonenergiák érhetők el (MeV) → terápiás alkalmazás

A gyorsítók fő típusai: - lineáris gyorsító
- ciklotron

Lineáris gyorsító



- A részecske (elektron, proton) az elektrodok között gyorsul (az elektród belsejében nem).
- A részecske sebessége nő, emiatt az elektrodok is egyre hosszabbak, hogy a szinkron megmaradjon.
- Röntgensugárzást terápiás célra gyorsított elektronok lefékezésével hoznak létre. (nagyobb fotonenergia – nagyobb behatolási mélység).



Országos
Onkológiai
Intézet

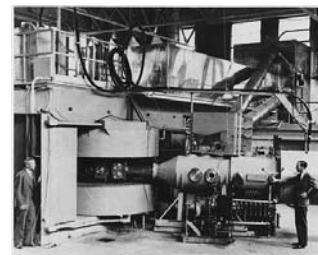
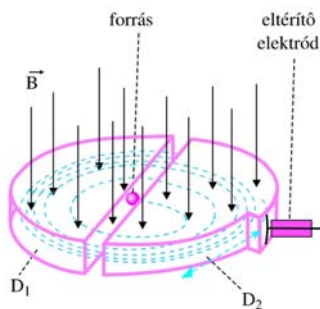
Stanford
Egyetem



A lineáris
gyorsító
alagútja

Ciklotron

- Gyorsítás a duánsok közötti áthaladáskor elektromos térrel.
- A duánsokra merőleges irányú mágneses tér tartja körpályán a részecskét.
- A részecske energiája csak egy határig növelhető, mert ezen felül a részecske mozgása és az elektromos tér frekvenciája közötti szinkron elvész. (Speciális, a szinkront megőrző készülék a szinkrotron.)
- Az orvosi gyakorlatban a ciklotront elsősorban pozitron sugárzó izotópok előállítására használják.
- Nagyon nagy energiájú röntgenfotonokat szinkrotronnal állítanak elő, főleg kutatási célra.



Berkeley, 1939



Franciaország, 1937



Orvosi ciklotron

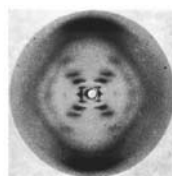


A röntgensugárzás orvosi alkalmazásai

A diagnosztikus képalkotásban a fékezési sugárzást használják.

A karakterisztikus sugárzás alkalmazási lehetőségei:

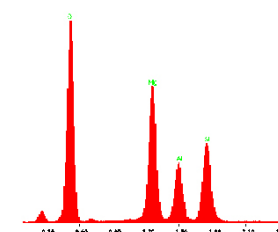
- Csontsűrűség mérés
- Anyagazonosítás (pl. toxikus anyagok kimutatása – Pb, As)
- Terápia
- Szerkezetkutatás (diffrakciós vizsgálatok)



Csontsűrűség mérő



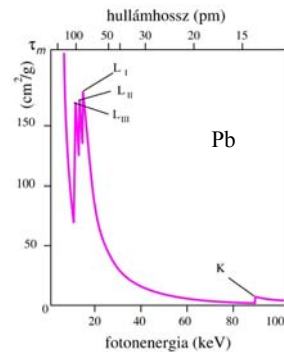
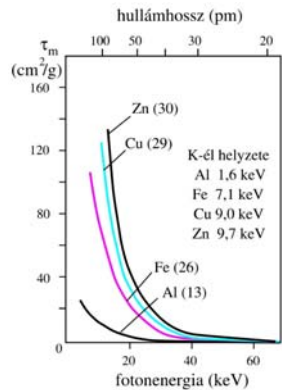
Anyagazonosító berendezés



A röntgensugárzás abszorpciójának gyakorlati következményei:

Kisebb fotonenergiáknál (diagnosztikus rgt és γ),
nagyobb rendszámú gyengítő anyagoknál
(pl. Pb, csont) főleg fotoeffektus.

Erre vonatkozóan: $\tau_m = c \lambda^3 Z^3$



Abszorpciós élek jelennek meg az elektronátmeneteknek megfelelően

Kisebb effektív rendszámú gyengítő anyagoknál (víz, lágy szövetek)

Főleg Compton-effektus ($Z_{\text{eff,víz}} = 7,69$, $Z_{\text{eff,lev}} = 7,3$)

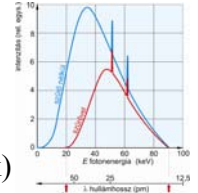
Erre: $\sigma_m \sim Z$

Gyakorlati következmények:

- Sugárvédelem nagy rendszámú anyagokkal Pb)
- Szűrők (Al) – a hosszú hullámú, „lágý” komponenseket kiszűri, amelyek nem vesznek részt a képalkotásban, csak a sugárterhelést növelik.

- rgt-diagnosztika (kép kontrasztossága, kontrasztanyagok)

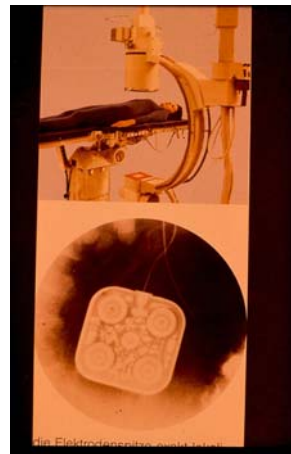
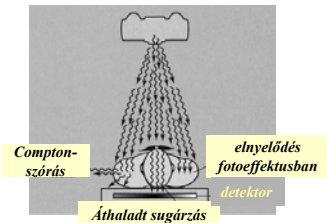
- terápia: kis energia - felületi
- nagy energia – mély



Röntgendiagnosztika

Szummációs kép

- A röntgenső és a film közötti összes réteg részt vesz a sugár-elnyelésben.
- Csak két dimenzióról ad információt, a mélységi elhelyezkedésről nem.

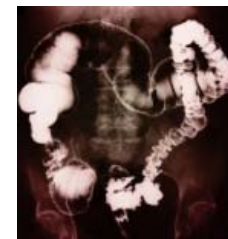


Kontrasztanyagok alkalmazása I.

-pozitív (jobban abszorbeál, mint a környezete – nagyobb effektív rendszám)

Pl: BaSO_4 – a gyomor-bél rendszerben

jódtartalmú szerves anyagok – vénásan



Kontrasztanyagok alkalmazása II.

-negatív, illetve kettős kontraszt

(negatív kontrasztanyag: kevésbé abszorbeál, mint a környezete – kisebb sűrűség)

Gáz halmazállapotú anyagok, pl. levegő, O_2 , CO_2

Kettős kontraszt: pozitív és negatív kontrasztanyag egyidejű alkalmazása.



Digitális szubtrakciós angiográfia (DSA)

kontrasztanyag
nélkül



kontrasztanyaggal

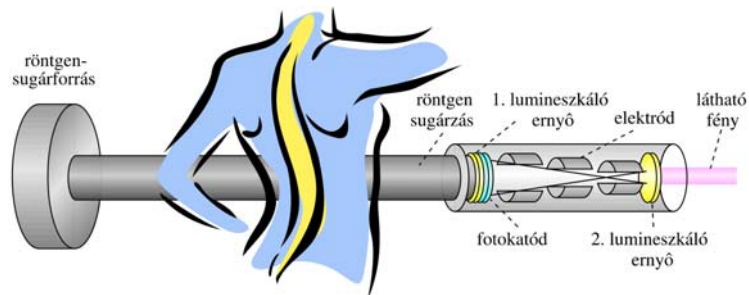


a kettő
különbsége



Elektronikus röntgenkép-erősítő

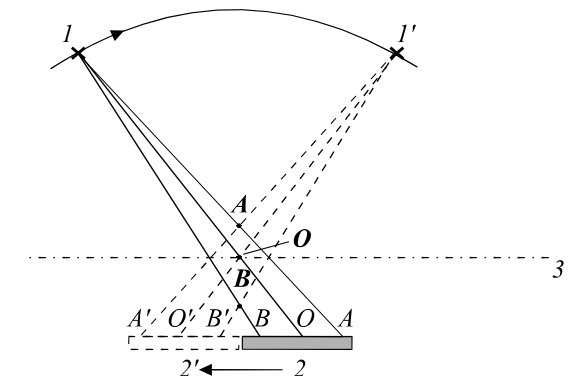
cél: a képminőség javítása és a sugárterhelés csökkentése

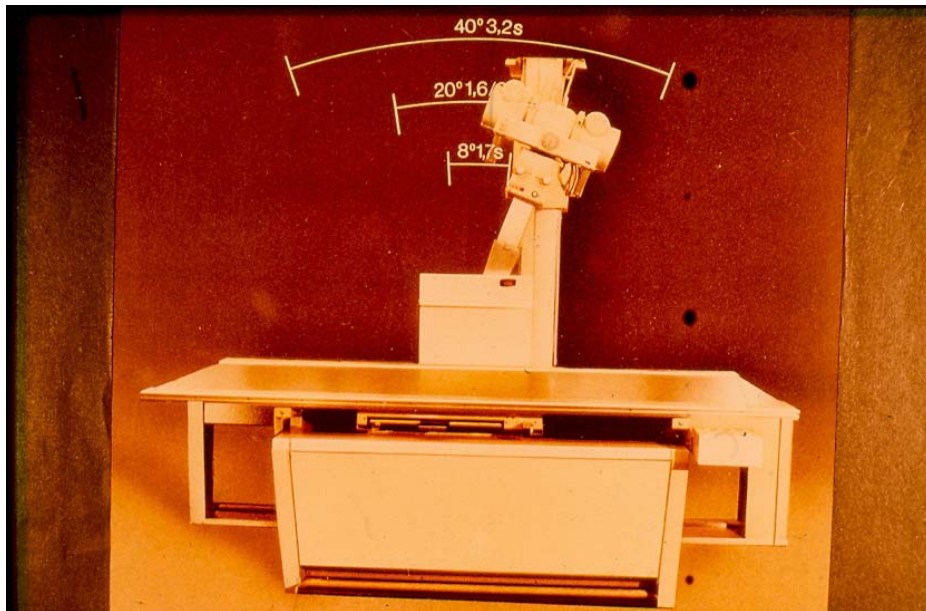


Hagyományos rétegfelvétel

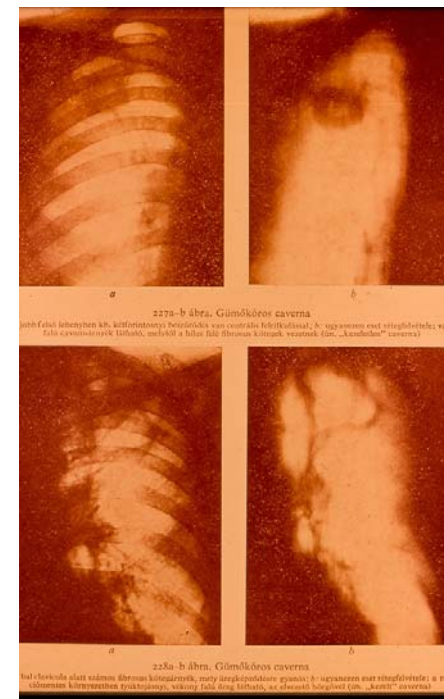
- A testtengellyel párhuzamos rétegről kapunk éles képet, amely a körpálya középpontját tartalmazza. Az alatta és felette levő rétegek képe elmosódott lesz.

- Tüdőgyógyászatban használatos a bordák árnyékoló hatásának kiküszöbölésére.





A hagyományos rétegfelvétel speciális alkalmazása:
fogorvosi panorámafelvétel

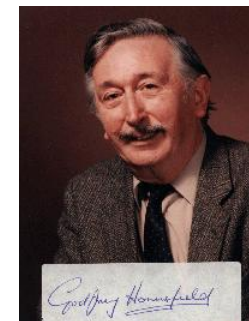


Röntgenabszorpciós CT

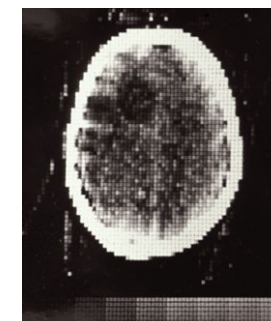
Cormack és Hounsfield – orvosi Nobel-díj 1979.
(Az első CT felvétel 1971-ben készült)



Allan M. Cormack
1924-1998



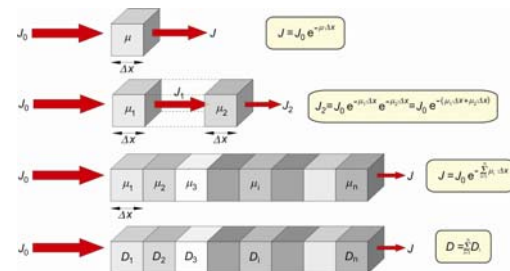
Godfrey N. Hounsfield
1919-2004



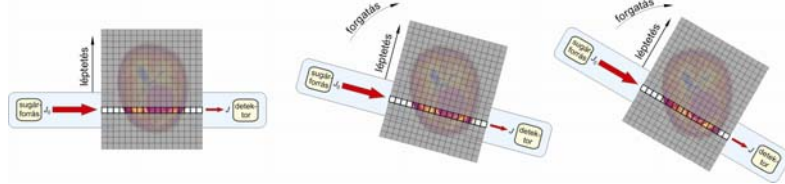
az első CT felvétel

Röntgenabszorpciós CT

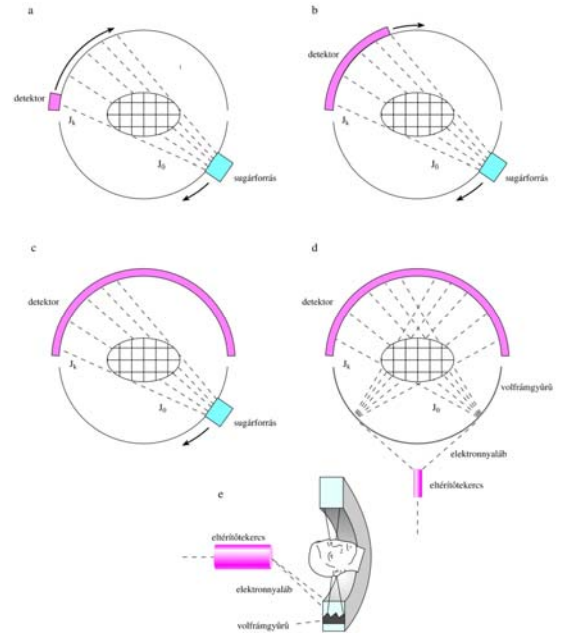
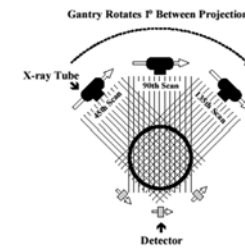
átvilágítás sok irányból – a számítógép meghatározza az egyes képelemek denzitását. $D = \mu \times \lg e$



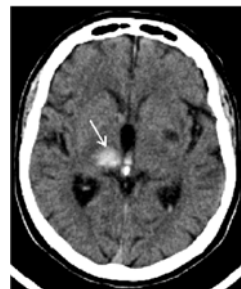
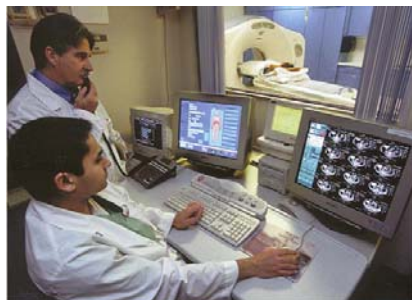
Keresztmetszeti képet kapunk, de az egymás feletti képek megfelelő részleteiből bármilyen irányú metszet rekonstruálható.



CT generációk

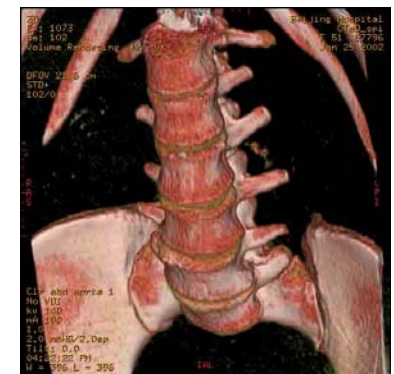
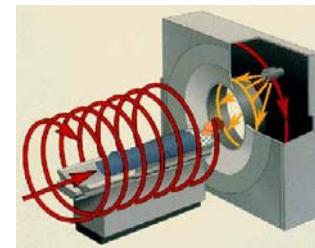


CT készülék



Spirál CT és 3D rekonstrukció

A röntgenső körbeforog a páciens körül, miközben a páciens a testtengelyével párhuzamosan mozgatják



Váll osteochondroma ábrázolása különböző módszerekkel



szummációs röntgenkép

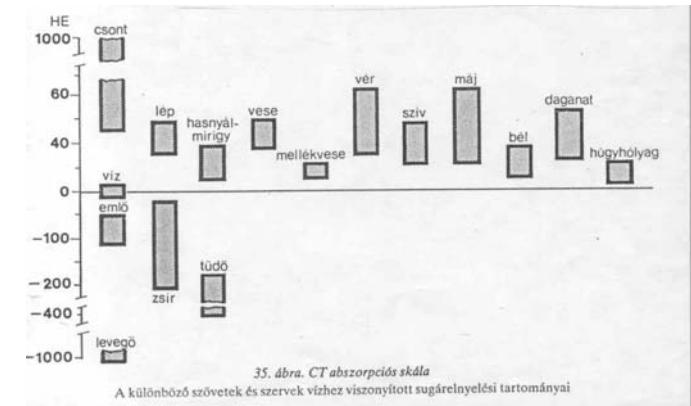
CT kép

CT 3D rekonstrukció

Hounsfield-skála

A vízhez viszonyított relatív gyengítési skála

$$HE = \frac{\mu - \mu_{\text{víz}}}{\mu_{\text{víz}}} 1000$$



Ablakozás: a szürkeskálát a Hounsfield-skála egy részéhez rendelik:
(Az ennél kisebb értékek feketével, a nagyobb értékek fehérrel ábrázolódnak.)

