

Röntgensugárzás

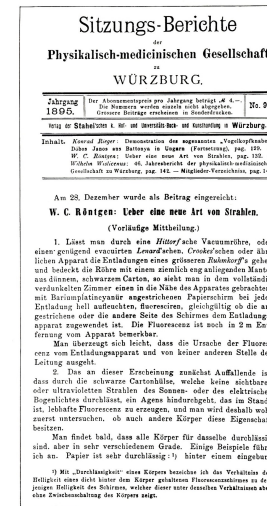
Előállítása, tulajdonságai, alkalmazásai

Kellermayer Miklós

A rejtélyes X-sugár



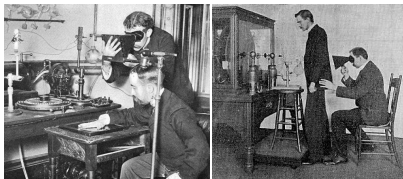
Wilhelm Konrad
Röntgen
(1845-1923)
Nobel-díj, 1901



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

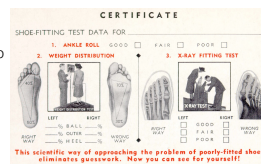
I. világ-
háború



Hétköznapi
alkalmazások



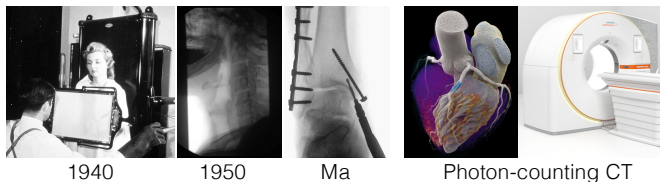
Cipész
fluoroszkóp
(1930-50)



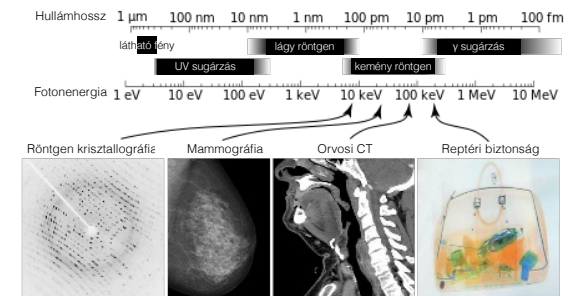
Reptéri
biztonság



Orvosi
alkalmazások



A röntgensugárzás: elektromágneses sugárzás



Hullámhossz 10 - 0.01 nm.

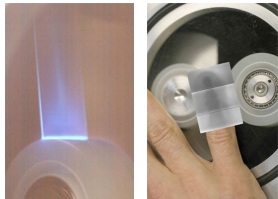
Frekvencia 30×10^{15} - 30×10^{18} Hz (petahertz - exahertz).

Energia 120 eV - 120 keV.

A röntgensugárzás keltése

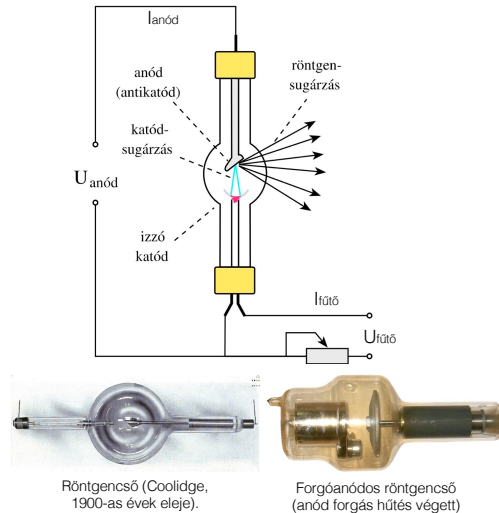
Nem szokványos módszer

Tribolumineszcencia:
dörzsöléssel kiváltott fényemisszió.
(Francis Bacon, 1605)



Ragasztószalag lehántásakor
látható fotonok...és röntgenfotonok
emittálódnak. (Nature News, October 2008)

Szokásos módszer: **röntgenső**



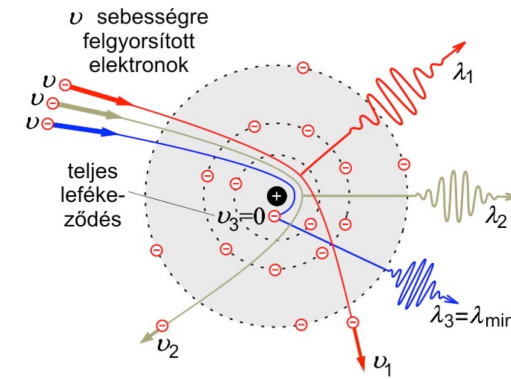
Röntgenső (Coolidge, 1900-as évek eleje).

Forgóanódos röntgenső (anód forgás hűtés végett)

Mechanizmus I.

Fékezési röntgensugárzás

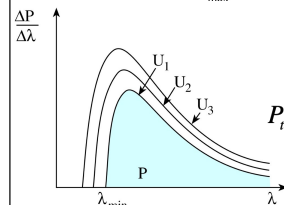
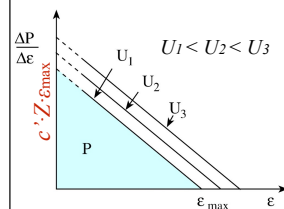
A felgyorsított elektronok lelassulnak ("lefékeződnek") — és ezért mozgási energiát veszítenek — az anód atomjainak elektromos terében.



"Bremsstrahlung"

A fékezési röntgensugárzás spektruma:

Folytonos



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

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

$$\frac{dP}{d\varepsilon} = c' \cdot Z \cdot (\varepsilon_{max} - \varepsilon)$$

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

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

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

Maximális fotonenergia (ε_{max})
N.B.: Elektron teljes mozgási energiája egy lépésben alakul át (ritka esemény).
 e^- : elektron töltése;
 $U_{anód}$: gyorsítófeszültség;
 $eU_{anód}$: gyorsítási munka
 h : Planck állandó;
 f_{max} : határfrekvencia

Határhullámhossz (λ_{min})
(Duane-Hunt-törvény)
N.B.: A határhullámhossz a gyorsítófeszültséggel fordítottan arányos
 c : fénysebesség;
 hc/e : konstans (1.2398 kV·nm)

Energiaspektrum
(teljesítmény energia-függése)

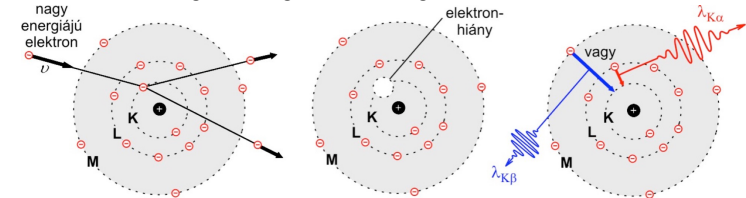
Összteljesítmény (P_{tot})
(háromszög területe alapján)
 C_{Rtg} : arányossági tényező ($1.1 \times 10^{-9} \text{ V}^{-1}$);
 $I_{anód}$: anóddáram (időegység alatt anódra csapódó elektronok száma);
 Z : anód anyagának rendszáma

Hatásfok (η)
 P_{in} : befektetett teljesítmény
N.B.: Tipusosan $\eta < 1\%$.

Mechanizmus II.

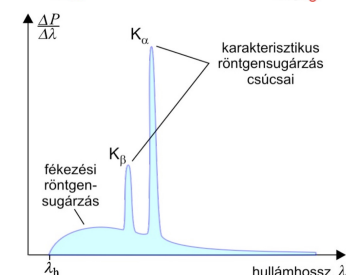
Karakterisztikus röntgensugárzás

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



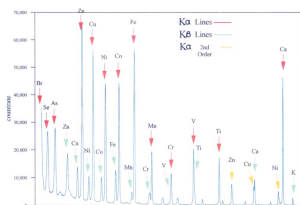
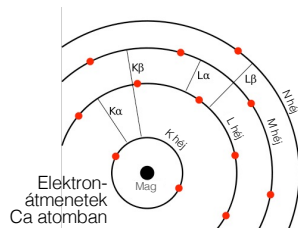
Karakterisztikus röntgensugárzás spektruma

Vonalas

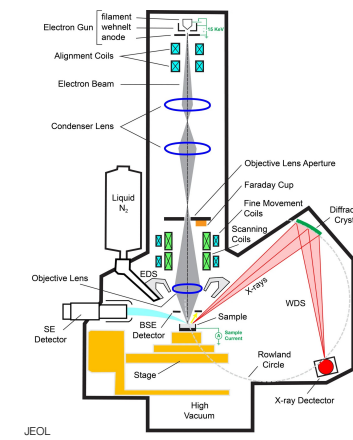


A röntgen spektrum az elemi összetételt jellemzi

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



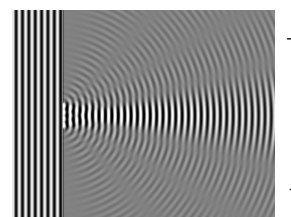
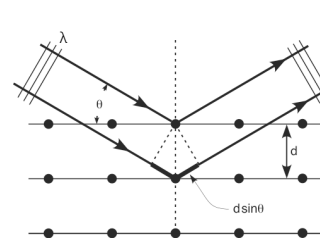
Energiaszperzív röntgen fluoreszcencia spektrum



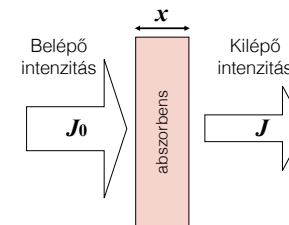
(Rtg energiaspektrum mérése)

Röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

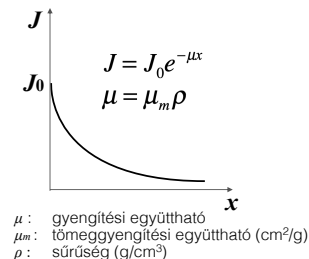
1. Diffrakció



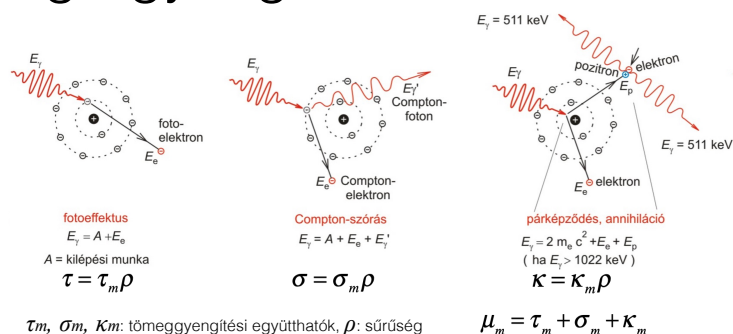
2. Abszorpció



Exponenciális sugárgyengítési törvény



A sugárgyengítés mechanizmusai



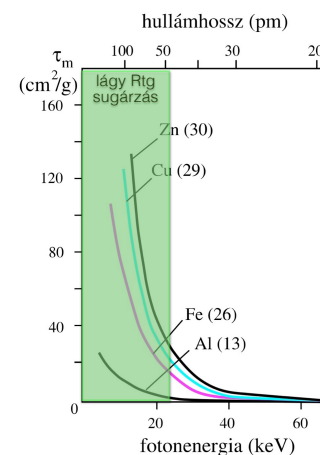
$\tau_m, \sigma_m, \kappa_m$: tömeggyengítési együtthatók, ρ : sűrűség

Mechanizmus	Tömeggyengítési együttható fotonenergia (ϵ) - függése	Tömeggyengítési együttható rendszám (Z) - függése	Releváns ϵ tartomány lágy szövetben
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
Párkeltés	ϵ növelésével lassan nő	$\sim Z^2$	> 20 MeV

Diagnosztikai röntgen:

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

A fotoeffektus függ a fotonenergiától és a rendszámtól



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

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

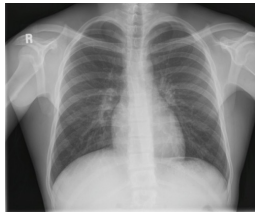
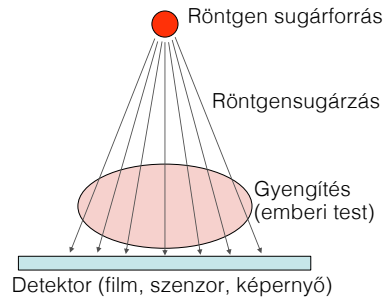
Többkomponensű rendszerben: "effektív rendszám" (Z_{eff})

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

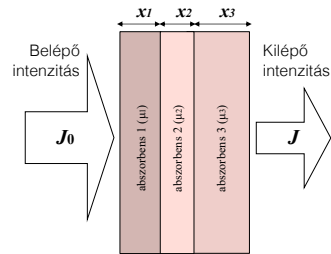
ϵ =fotonenergia
 Z =rendszám
 w =móltört
 n =komponensek száma

Közeg	Z_{eff}
Levegő	7.3
Víz	7.7
Lágy szövet	7.4
Csontszövet	13.8

Alkalmazás I. Röntgen képalkotás



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



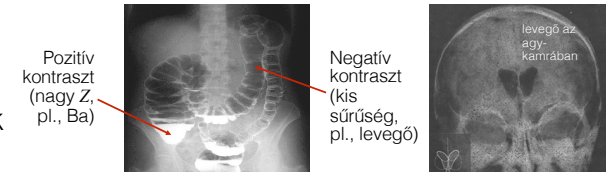
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots)}$$

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

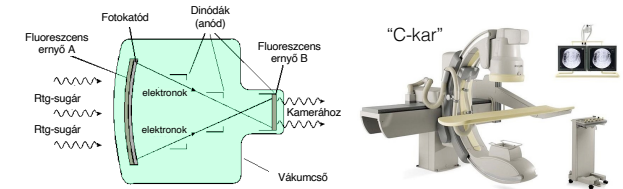
μ_n : n-edik abszorbens gyengítési együtthatója
 x_n : n-edik abszorbens vastagsága

Röntgen képalkotás javítása I.

Kontraszt
növelése:
kontrasztanyagok



Detektálási
érzékenység
növelése:
képerősítő

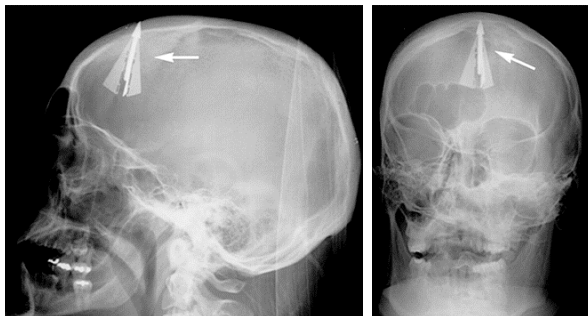


Zavaró háttér
levonása:
"Digital Subtraction
Angiography" (DSA)



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 agyszeletéről

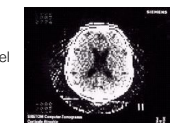


Prototípus CT (EMI)

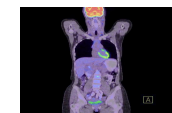
"Siretom" fej
szkenner (1974)



128x128 pixel
kép (1975)



Multimodális
(kombinált)
képek



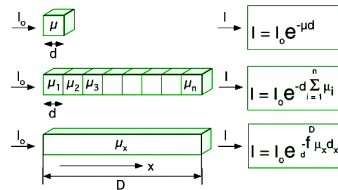
Összefoglalás

- 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 rgt felvétel **dózisának** akár 50-100-szorosa. Jelentős szórt sugárzás.



CT működés I. μ meghatározása

Cél: meghatározni az egyes térfogatelemek (voxel) sugáryengítési együtthatóit (μ_x)

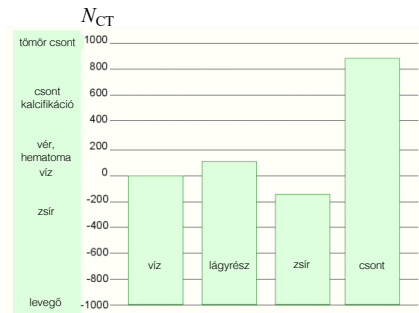


μ_x : lineáris sugáryengítési együttható
 dx : voxel mérete

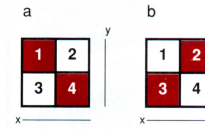
CT kép: denzitás mátrix

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

N_{CT} : denzitás, CT szám, Hounsfield egység
 μ : a voxel gyengítési együtthatója
 μ_w : a víz gyengítési együtthatója

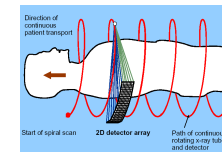
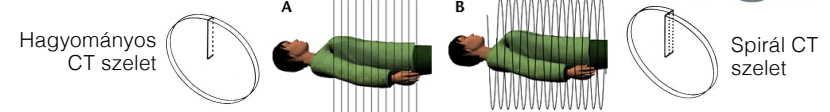
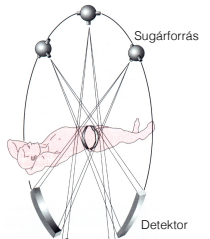


CT működés II. pásztázás

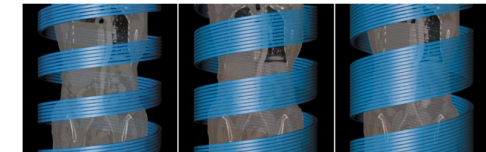


Probléma: kétirányú felvétellel az a és b képet nem lehet megkülönböztetni

Megoldás: transzaxiális pásztázás minél nagyobb szögfelbontással.



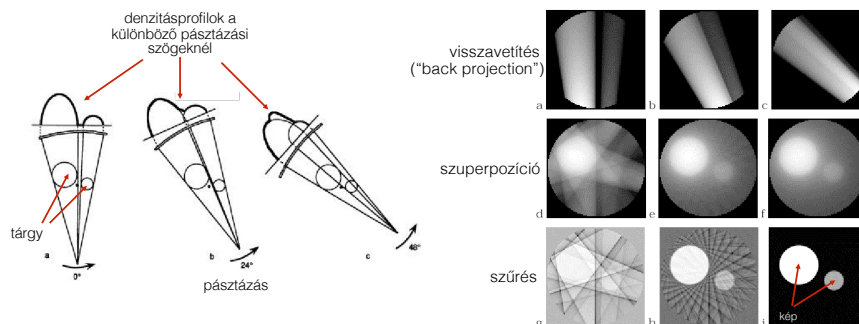
Multi-detektor CT (MDCT)



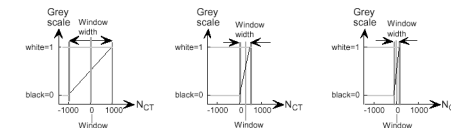
Multi-szelet CT (MSCT)

CT működés III. Képrekonstrukció

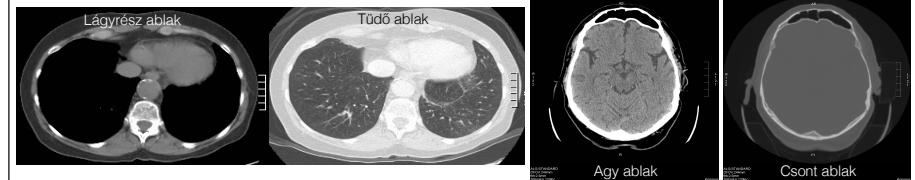
1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection” (jelenlegi módszer)



CT működés IV. Kontraszt manipulálás („ablakozás”)

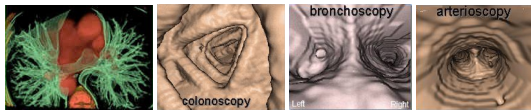


Ugyanazon mellkasfelvételi különböző ablakozással (különböző kontraszt-transzfer függvény)

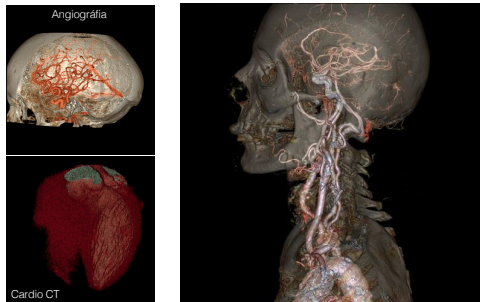


Modern CT képalkotás

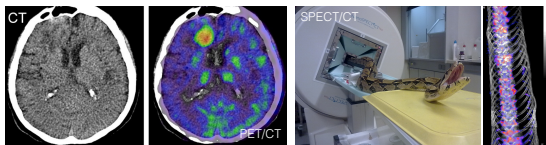
3D rekonstrukció,
Virtuális
endoszkópia



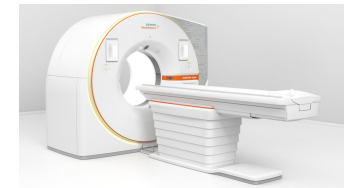
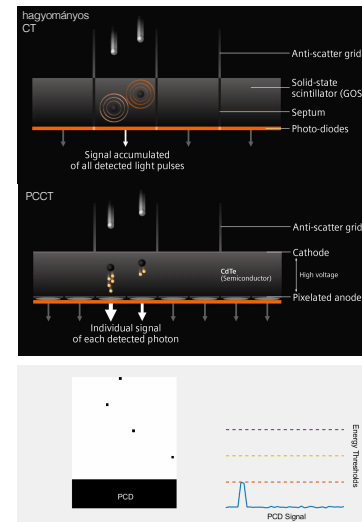
Sebesség,
felbontás növelése



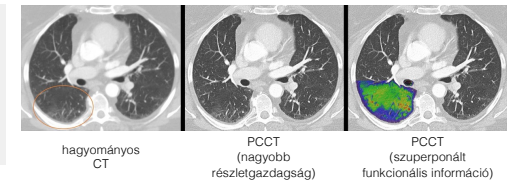
Kombinálás egyéb
modalitásokkal



Photon Counting CT (PCCT)

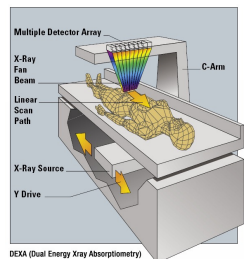


- PCD: „Photon Counting Detector” (kadmium tellurid kristály, CdTe)
- PCD regisztrálja a beérkező fotonok energiáját
- Röntgen spektrum felvétele történik
- Megnőtt érzékenység (csökkent sugárdózis, csökkent kontrasztanyag dózis)
- Funkcionális képalkotás lehetősége



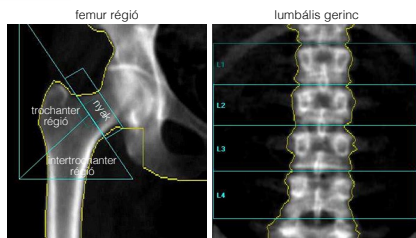
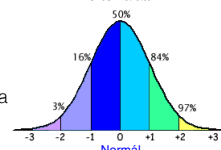
Alkalmazás II. Röntgen denzitometria

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

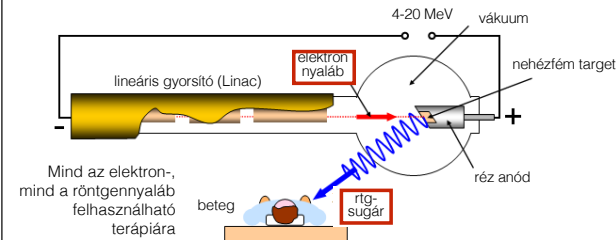


- A csont denzitás meghatározásának legfontosabb módszere
- Karakterisztikus röntgensugárzást használunk
- Két különböző fotonenergiát alkalmazunk (hogy a csont- vs. lágyrész-abszorpciót elkülöníthessük)
- Alacsony sugárdózis
- Egésztest pásztázás történik
- Jellegzetes területek (pl. femur, csigolyák)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

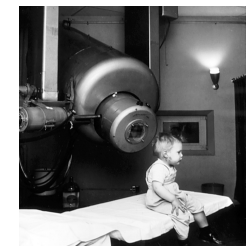
T-score:
Azt mutatja meg, hogy a mért denzitás hány szórás értékkel van az fiatal populációra jellemző átlagos denzitás érték alatt.



Alkalmazás III. Sugárterápia



Mind az elektron-, mind a röntgennyaláb felhasználható terápiára



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



Modern kórházi Linac

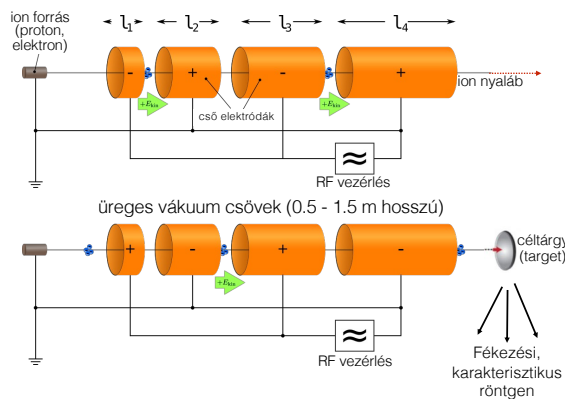
Előnyök (pl. radioaktív sugárzással szemben):

- Sugárzás ki-be kapcsolható
- Nincs radioaktív szennyezés

Nagyenergiájú röntgensugárzás keltése

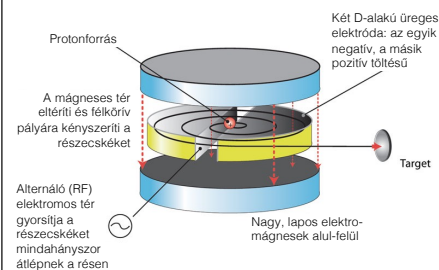
Lineáris gyorsító ("Linear accelerator", Linac)

- 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

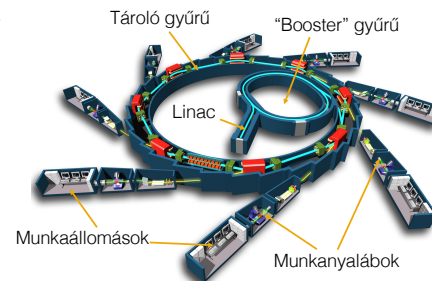


- Lorentz erők tartják a részecskéket körpályán
- Néhány tíz MeV részecskék állíthatók elő
- Pozitron-emittáló izotópok gyártására használják (PET)
- PET centrumok saját ciklotronnal rendelkeznek

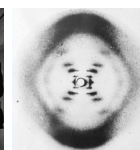


11 MeV orvosi ciklotron

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)

OMHV



<https://feedback.semmelweis.hu/feedback/pre-show-qr.php?type=feedback&qr=9X6WOHHVJG85SRFT>