

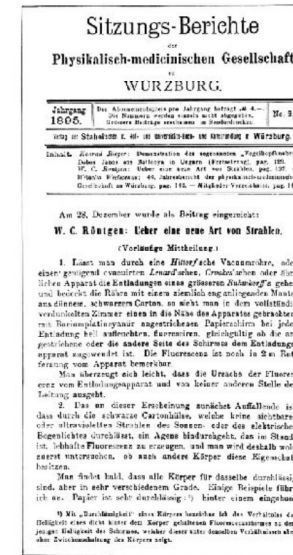
Az X-sugár

Röntgensugárzás

Előállítás, tulajdonságai és diagnosztikai alkalmazásai

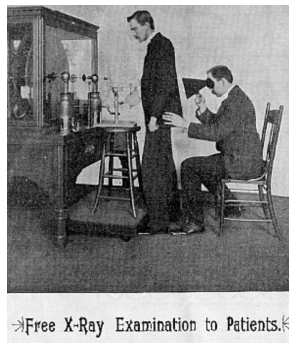
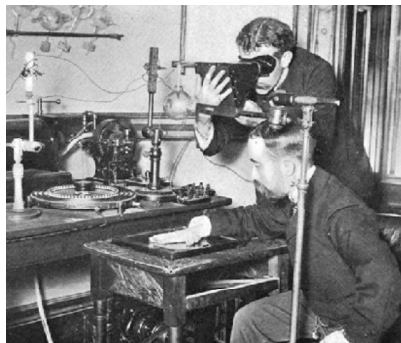


Wilhelm Konrad
Röntgen
(1845-1923)
Nobel-díj, 1901



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

Papírtölcsér radioszkóp



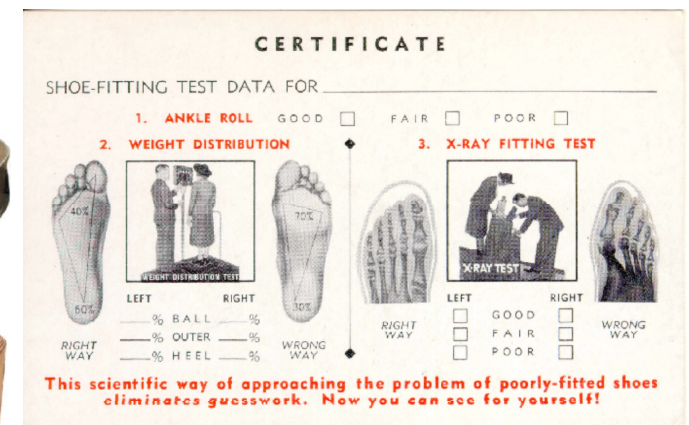
Free X-Ray Examination to Patients.



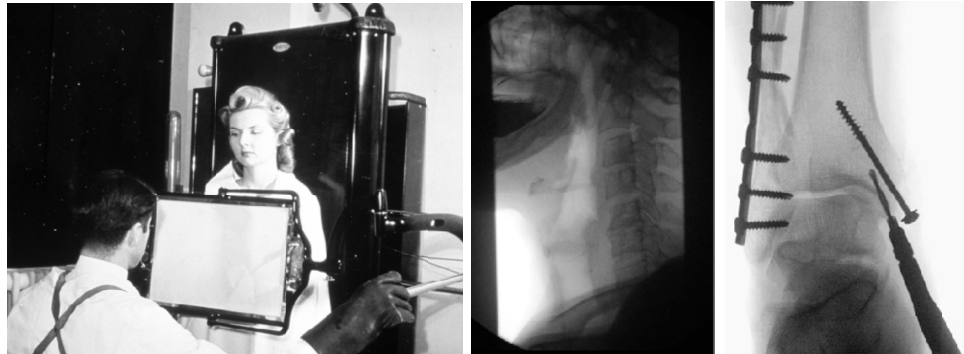
I. világháború

1890-es évek vége

Cipész fluoroszkóp (1930-50)



Orvosi röntgenfelvétel

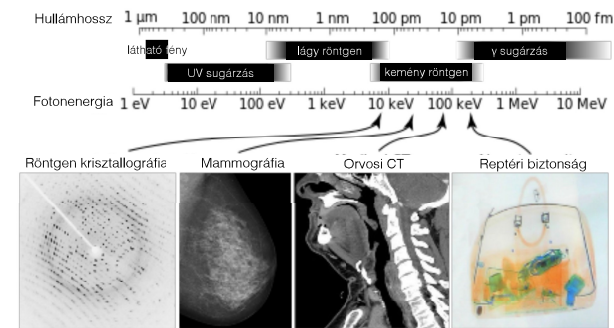


1940

1950

ma

A röntgensugárzás: elektromágneses sugárzás



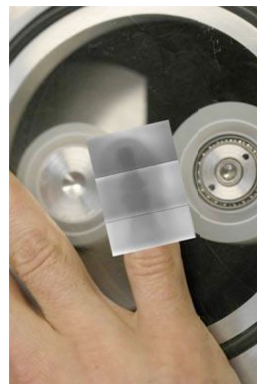
Hullámhossz 10 - 0.01 nm, **Frekvencia** 30×10^{15} - 30×10^{18} Hz, **Energia** 120 eV - 120 keV.
(petahertz - exahertz)

A röntgensugárzás (nem szokványos) keltése

Tribolumineszcencia: dörzsöléssel kiváltott fényemisszió. Francis Bacon, 1605.

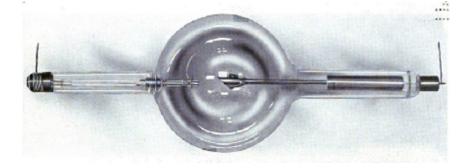
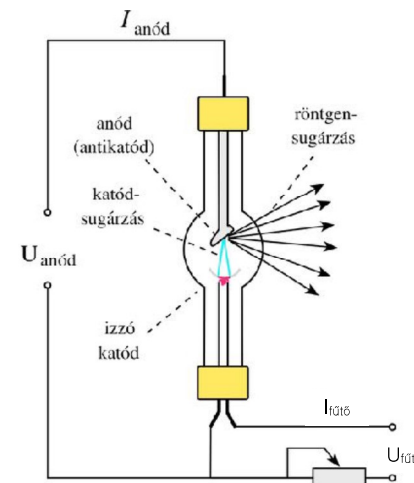


Ragasztószalag lehántásakor látható fotonok...



...és röntgenfotonok emittálódnak. (Nature News, October 2008)

Röntgensugárzás (gyakorlati) keltése



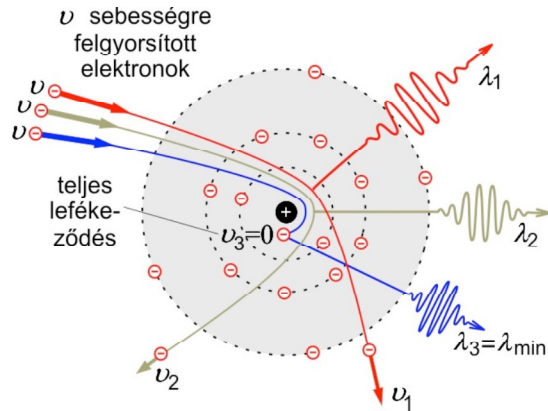
Röntgenső (Coolidge, 1900-as évek eleje).



Forgóanódos röntgenső (anód forgás hűtés végett)

Fékezési röntgensugárzás

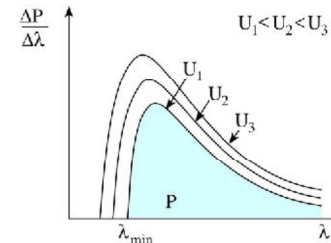
A felgyorsított elektronok lelassulnak ("lefékeződnek") — és ezért mozgási energiát veszítenek — az anód atomjainak elektromos terében



"Bremsstrahlung"

A fékezési röntgensugárzás spektruma

Folytonos spektrum



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

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

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

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

Maximális fotonenergia (ϵ_{\max})
N.B.: Az 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_{\max} : határfrekvencia

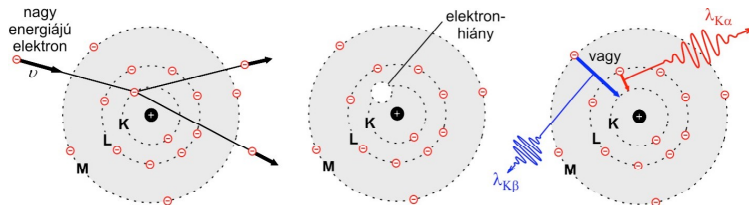
Határhullámhossz (λ_{\min})
(Duane-Hunt-törvény)
N.B.: A határhullámhossz a gyorsítófeszültséggel fordítottan arányos
 c : fénysebesség;
 hc/e : konstans (1.2398 kV·nm)

Összteljesítmény (P_{tot})
 C_{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

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

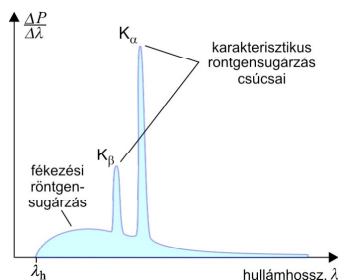
Karakterisztikus röntgensugárzás

Keltése:



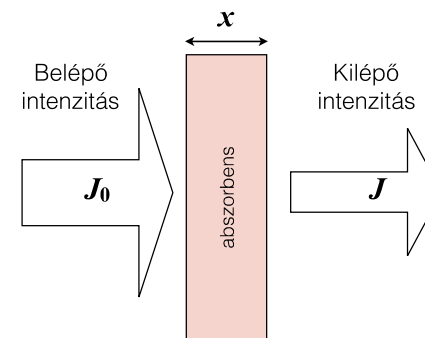
A belső pályáról kilökött elektron nagyenergiájú pályáról pótlódik.

Spektruma:



- Vonalas spektrum
- Az elemi összetételt jellemzi
- Anyagmeghatározásra használható

A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal - abszorpció



Exponenciális sugárgyengítési törvény

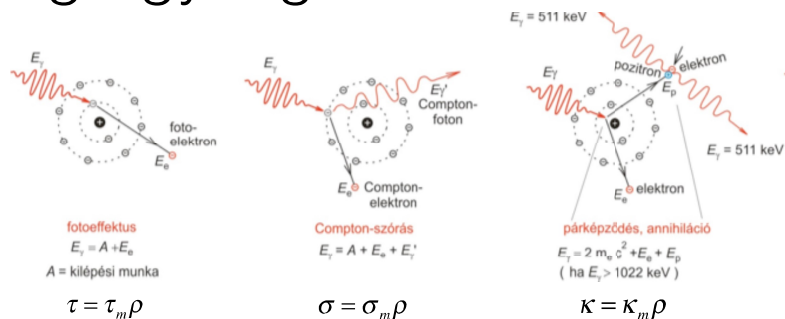
$$J = J_0 e^{-\mu x}$$

$$\mu = \mu_m \rho$$

μ : gyengítési együttható
 μ_m : tömeggyengítési együttható (cm^2/g)
 ρ : sűrűség (g/cm^3)

μ_m a különböző mechanizmusú tömeggyengítési együtthatók összege.

A sugárgyengítés mechanizmusai



$\tau_m, \sigma_m, \kappa_m$: 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 lágyoszövetben |
|----------------|---|---|--|
| 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 |

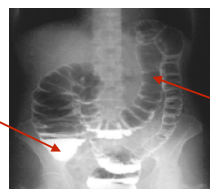
Diagnosztikai röntgen:

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

A röntgenkép javítása

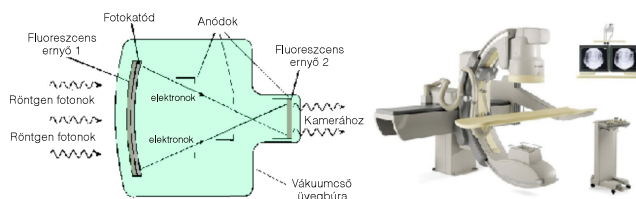
Kontraszt növelés:
kontrasztanyagok

Pozitív kontraszt
(nagy Z , pl. Ba)

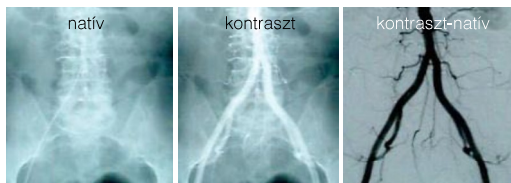


Negatív kontraszt
(kis effektív Z , pl. levegő)

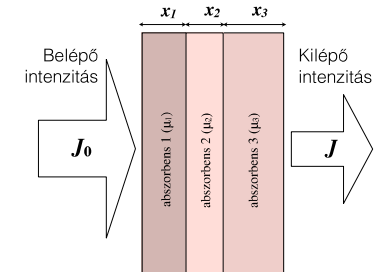
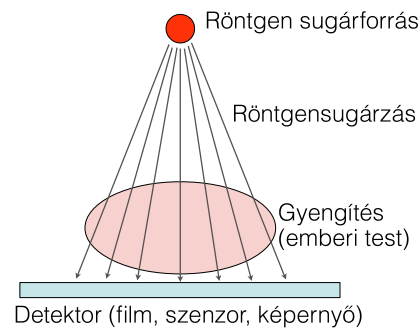
Érzékenység
fokozás:
képerősítő



Háttérlevonás:
"Digital Subtraction
Angiography" (DSA)



Röntgen képképzés



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

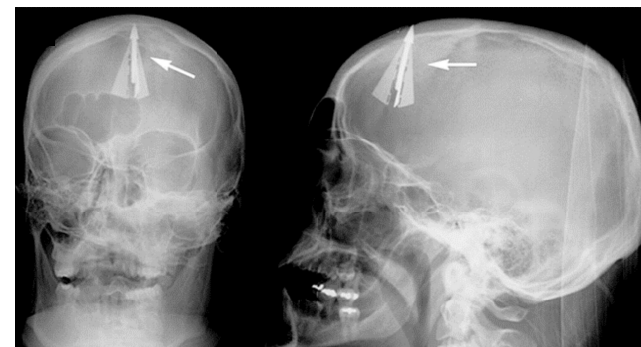
$$\lg \frac{J_0}{J} = (\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots) \cdot \lg e$$

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



Térbeli felbontás javítása

Kétirányú röntgenfelvétel



Számszerűen elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

Térbeli felbontás javítása

Röntgen CT ("Computed Tomography")



Allan Cormack



Godfrey Hounsfield

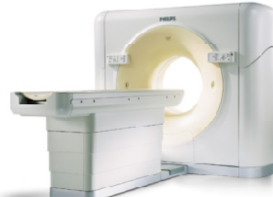
Nobel-díj 1979



Legelső CT szkennelő prototípusa (deszkapéldány)



Első, laboratóriumi szkennelővel készült agyi CT felvétel



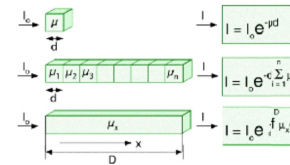
Egy mai CT készülék



Nagyfelbontású CT felvétel sorozat

A CT alapelvei, lépései

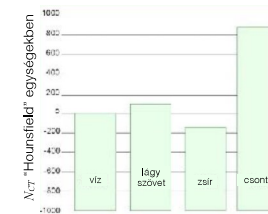
Cél: elemi térfogat-egységek (voxel) gyengítési együtthatóinak (μ_x) meghatározása



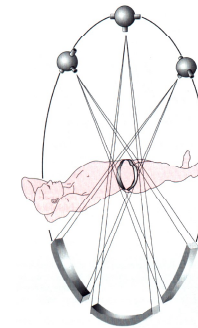
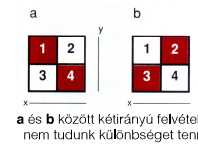
μ alapján a voxel "densitása" (N_{CT}) meghatározható:

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

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

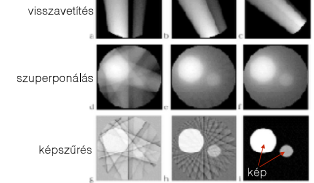
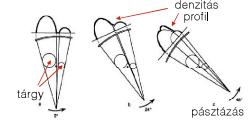


Ehhez szeletek ("tomos") szerinti pásztázásra van szükség

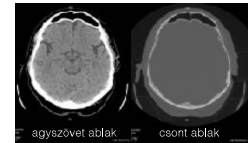


Minél nagyobb szögfelbontású pásztázásra van szükség

Képrekonstrukció és manipuláció

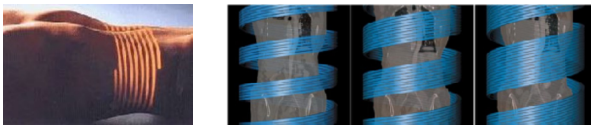


A CT kép densitás mátrix, melynek színskálája manipulálható ("ablakozás")

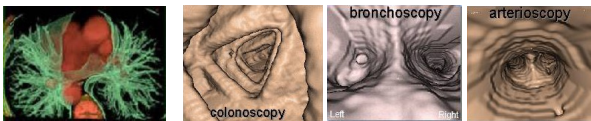


Modern CT képalkotás

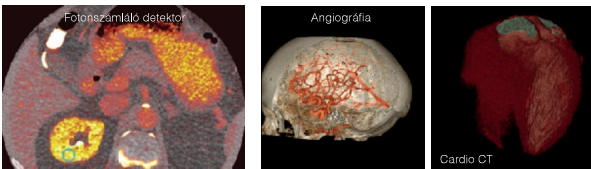
Spirális és sokszeletes CT



3D rekonstrukció, Virtuális endoszkópia



Érzékenység, felbontás növelése



Kombinálás egyéb modalitásokkal

