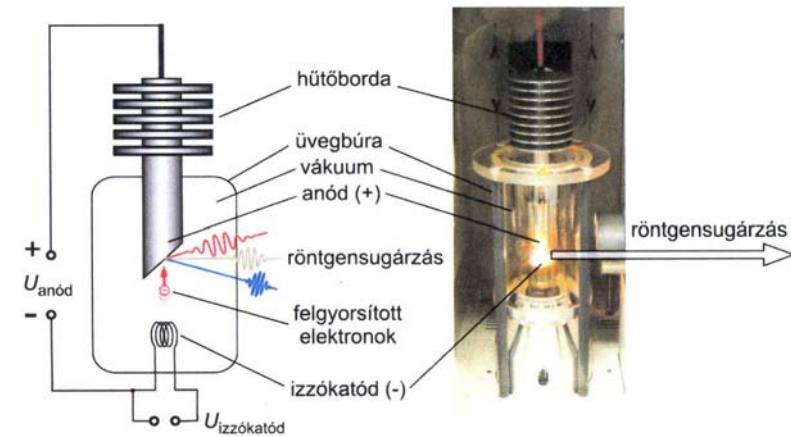


Röntgen-cső, emissziós spektrumok, abszorpció, Röntgen-CT

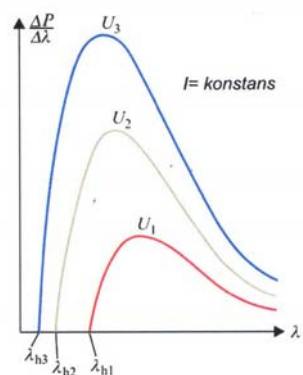
2016. 04. 19

Röntgen cső felépítése és működése



Anód anyaga: W , Mo – magas olvadáspont

Fékezési röntgensugárzás



- Folytonos spektrum
- Határhullámhosszal rendelkezik

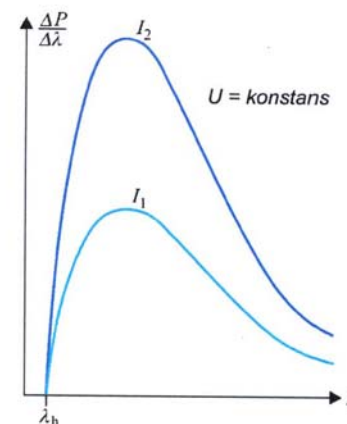
$$eU = h f_h = h \frac{c}{\lambda_h}$$

$$\lambda_h = \frac{k}{U}$$

Duane-Hunt törvény

Nő az U → Kisebb határhullámhossz, keményedik a sugárzás

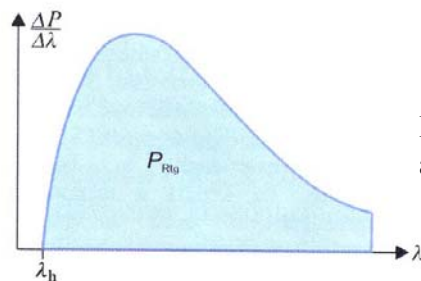
Fékezési röntgensugárzás



A sugárzás nem tolódik el, de nő az intenzitás

$$P_{\text{Rtg}} = c_{\text{Rtg}} U^2 I Z$$

ahol U a katód és az anód közé kapcsolt gyorsítófeszültség, I az anódáram áramerőssége, Z az anód anyagának rendszáma és c_{Rtg} egy arányossági tényező, melynek értéke $1,1 \cdot 10^{-9} \text{ V}^{-1}$.



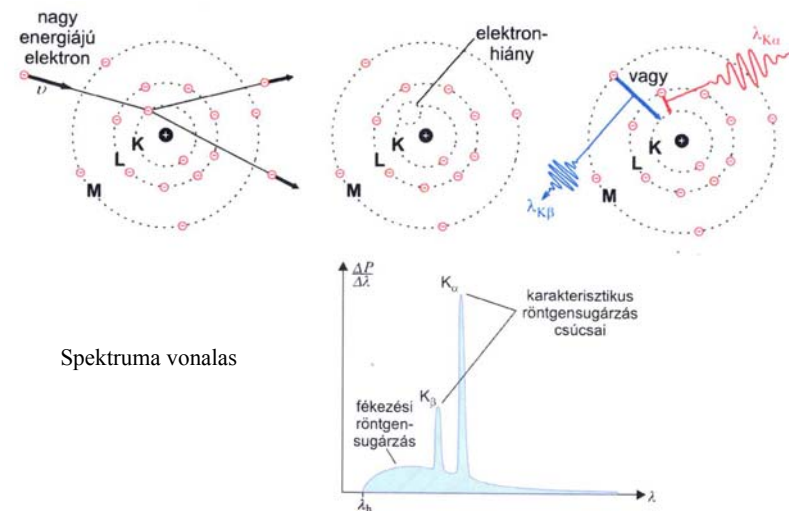
$$P_{\text{be}} = U I$$

Elektromos energia - röntgenenergia –
átalakítás hatásfoka:

$$\eta = P_{\text{Rtg}} / P_{\text{be}} = c_{\text{Rtg}} U Z$$

Nagyobb U és nagyobb Z \longrightarrow nagyobb hatásfok

Karakterisztikus röntgensugárzás



Spektruma vonalas

A röntgensugárzás diagnosztikus alkalmazásának alapjai

$$\mu = \mu_m \cdot \rho$$

A szövetek μ gyengítési együtthatói különböznek egymástól

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

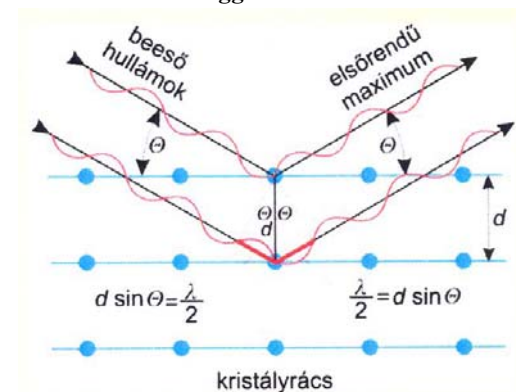
Míg a Compton-szórás tömeggyengítési együtthatója (σ_m) gyakorlatilag nem függ a rendszámtól, a fotoeffektus tömeggyengítési együtthatója (τ_m) annál erősebben, a rendszám köbével arányos:

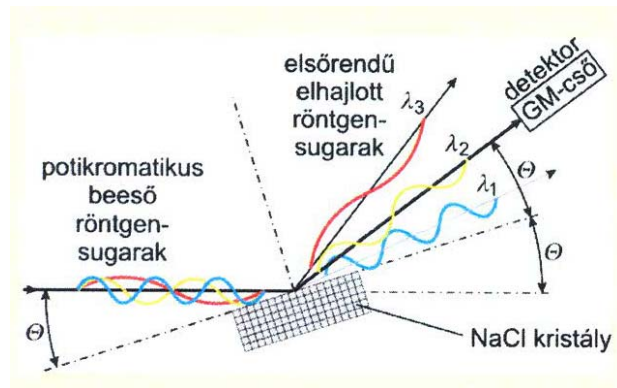
$$\tau_m = C \lambda^3 Z^3$$

vagyis a fotoeffektus tömeggyengítési együtthatója a sugárzás hullámhosszának és az abszorbens rendszámának harmadik hatványával arányos (C egy arányossági együttható).

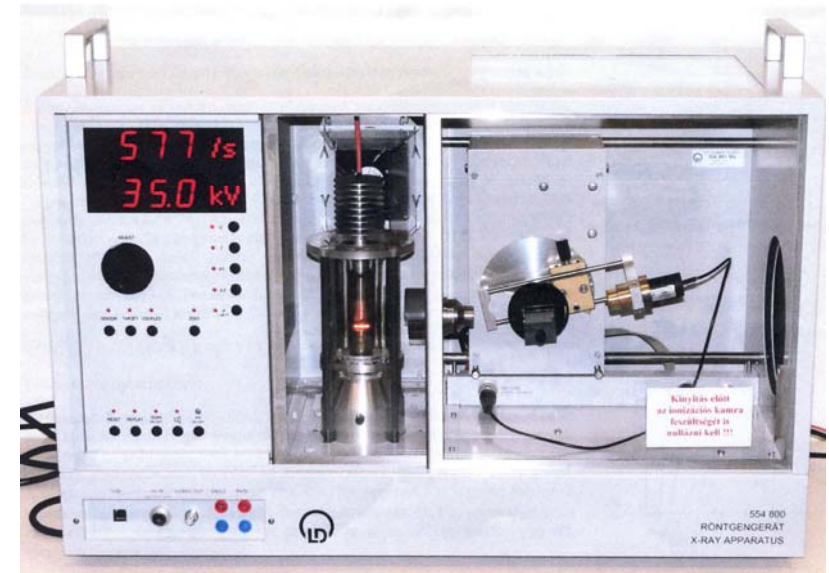
A rtg sugárzás hullámhosszainak szétválasztása, teljesítményének és spektrumának mérése

Bragg-diffrakció





Bragg-diffrakciós rács : NaCl kristály (ω sebesség)
A röntgensugárzás teljesítményének mérésére: GM – cső (2ω sebesség)



Röntgen - CT

Gyengülési törvény:

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

$$\mu = \mu_m \cdot \rho$$

\swarrow \searrow
 Z rendszám Fotonenergia

A röntgendiagnosztika célszerűen olyan hullámhosszú (fotonenergiájú) röntgen- sugarakat alkalmazni, amely mellett a legnagyobb és a legkisebb abszorpciót mutató szövetek közötti gyengítési együttható aránya a legnagyobb.

10 keV – 100 keV \longrightarrow főleg fotoeffektus, kisebb mértékben Compton –szórás

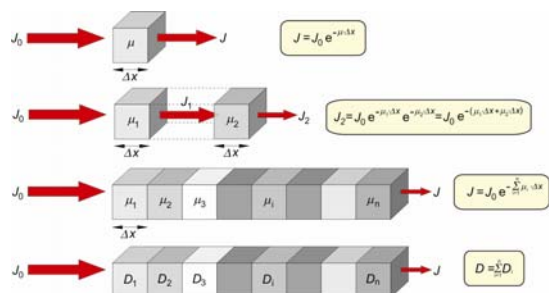
kontrasztanyagok használata: pozitív vagy negatív kontrasztanyag

Röntgendiagnosztika

Jó felbontású, éles kép:

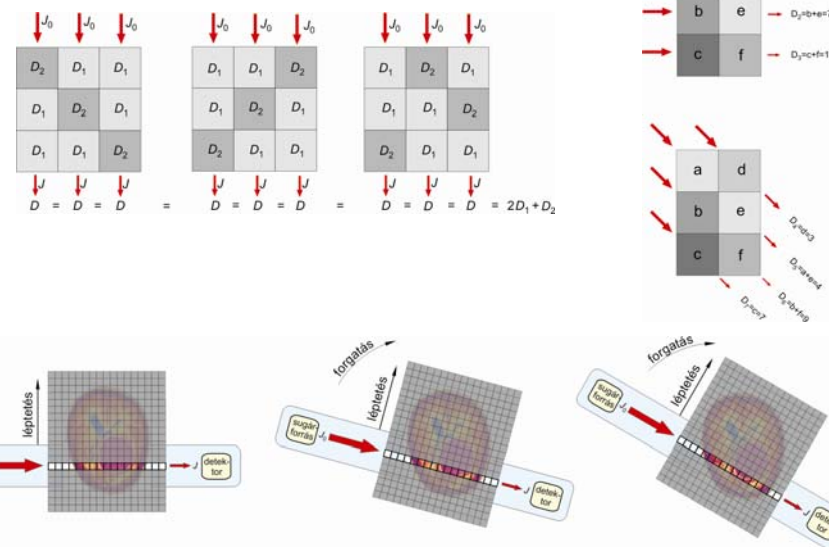
- Pontszerű sugárforrás
- A röntgensugárforrást minél távolabbra kell elhelyezni a vizsgálandó testrészről, így csökkenthetjük a félárnyék kialakulását
- A kis energiájú röntgenfotonok nagyrészt elnyelődnek, képet nem adnak, így csupán felesleges sugárterhelést okoznak a páciensnek, az átjutó fotonok ráadásul erősen szóródnak, így a röntgenkép élességét jelentősen csökkentik. \longrightarrow alumínium lemez \longrightarrow keményebb sugárzás
- anódfeszültség változtatása + szűrés \longrightarrow megfelelő hullámhossztartomány beállítása
- Ólom sugárkapuk \longrightarrow kevesebb sugárterhelés, szórt sugárzás csökkentése
- Rövid expozíciós idő

CT működésének alapjai

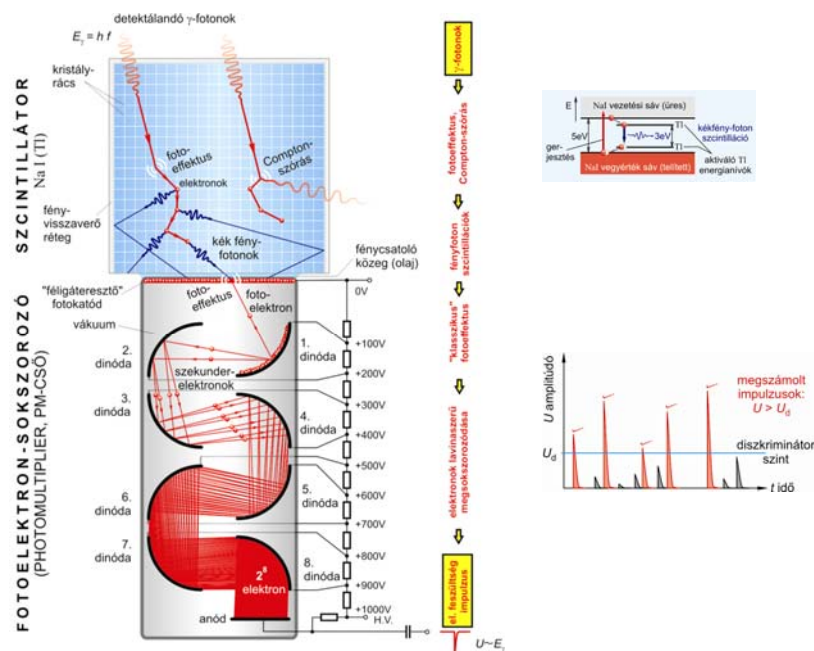


Denzitás: $D = \lg \frac{J_0}{J} = \mu \Delta x \lg e$

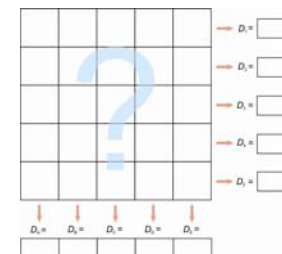
Eredő denzitás: $D = \lg \frac{J_0}{J} = \sum_{i=1}^n D_i$



röntgen-denzitográfia, Computed Tomography után, röviden CT.

 ^{137}Cs gamma-sugárzás

NaI(Tl) kristállyal
felszerelt szcintillációs
számláló



- Mérjük 3-szor 5 s-ig háttersugárzást, majd számítsuk ki a háttér átlagát!
- Mérjük meg a gyengített intenzitást (J_0) a fejmodell nélkül (3-szor 5 s, átlag)!
- Mérjük meg a modellen az A...E betűkkel és az 1...5 számokkal megjelölt szelvényen áthaladó sugárintenzitással arányos impulzusszámot (J_A, \dots, J_5 , 3-szor 5 s, átlag)!
- Átlagolás és a háttér levonása után számítsuk ki a szelvények denzitását az előző pontban kiszámított denzitások ismeretében következtessük ki a vizsgált modell denzitogramját!

[illegible]