

A leképezés fizikai alapjai

Fény, fénykép, mikroszkóp
Röntgen sugárzás (x-ray)
 Röntgen (1895),
 CT (1963)

γ sugárzás
 Hevesy György (1923),
 H.O. Anger γ kamera (1958),
 SPECT (1970),
 PET (1962),

Termográfia
Hang
Ultrahang (1950)
Mágneses rezonancia (MR, korábban NMR) (1973)

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 2

Elektromágneses hullámok

Energia (eV)	Frekvencia (Hz)	Hullámhossz (m)	
10^{10}	10^{25}	10^{-16}	γ sugárzás (NM)
10^9	10^{24}	10^{-15}	
10^8	10^{23}	10^{-14}	
10^7	10^{22}	10^{-13}	röntgen sugárzás
10^6	10^{21}	10^{-12}	
10^5	10^{20}	10^{-11}	
10^4	10^{19}	10^{-10}	ultra ibolya látható fény infra vörös
10^3	10^{18}	10^{-9}	
10^2	10^{17}	10^{-8}	
10^1	10^{16}	10^{-7}	mikro hullám
10^0	10^{15}	10^{-6}	
10^{-1}	10^{14}	10^{-5}	
10^{-2}	10^{13}	10^{-4}	rádió hullám (MR)
10^{-3}	10^{12}	10^{-3}	
10^{-4}	10^{11}	10^{-2}	
10^{-5}	10^{10}	10^{-1}	
10^{-6}	10^9	10^0	
10^{-7}	10^8	10^1	
10^{-8}	10^7	10^2	
10^{-9}	10^6	10^3	
10^{-10}	10^5	10^4	
10^{-11}	10^4	10^5	
10^{-12}	10^3	10^6	

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 3

Elektromágneses sugárzás

Quantált.
 Egy quantum (foton) egyértelműen jellemezhető az

- energiájával,
- frekvenciájával,
- hullámhosszával.

Foton keletkezhet:
A) Gerjesztés
B) Radioaktív bomlás
C) Pozitron megsemmisülés révén

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 4

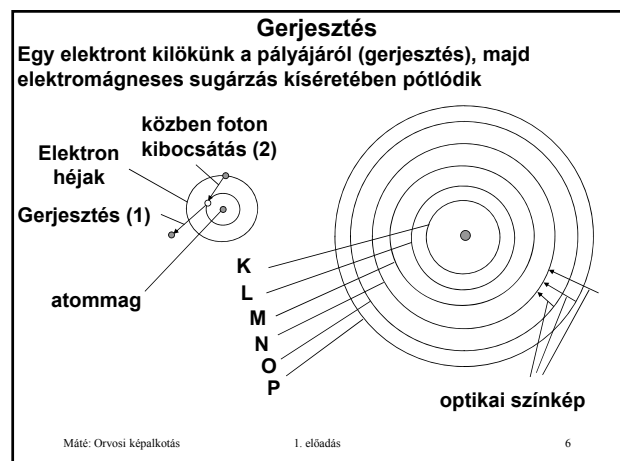
Elektromágneses sugárzás

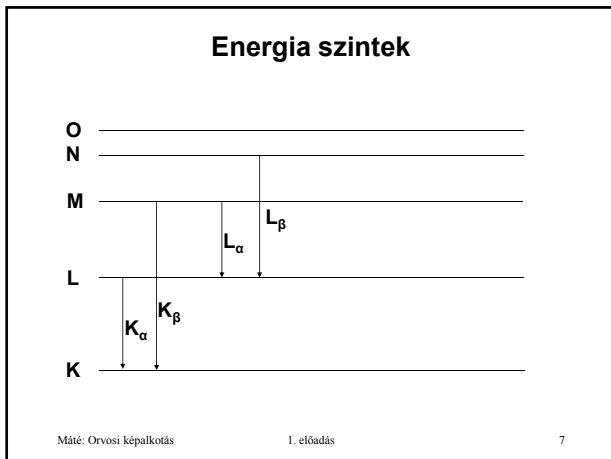
A) A gerjesztés történet

- ionizáló
 - elektromágneses (γ),
 - részecske sugárzás
 α , β ($=e^-$),
 pozitron ($=e^+$), ...
- hőmozgás hatására.

Hevítéssel látható fényt hozhatunk létre.

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 5





B) Radioaktív bomlás

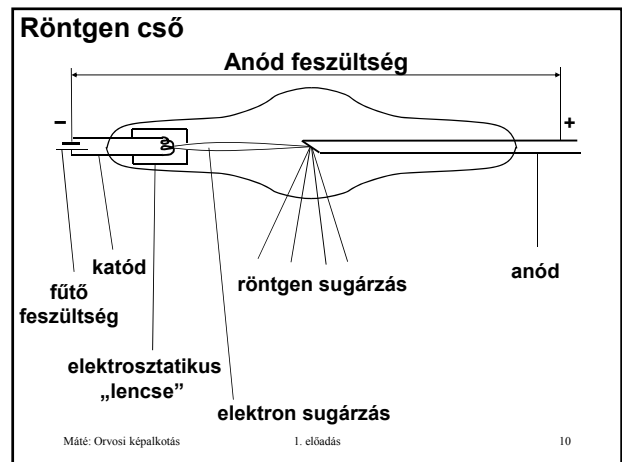
- Természetes radioaktivitás (spontán bomlás)
Instabil atommag $\rightarrow \alpha, \beta, \gamma, \text{ pozitron, ...}$ sugárzás
- Mesterséges radioaktivitás:
Az atommagot nagy energiájú részecskékkel bombázunk, az atommag átalakul.
Ha az új atommag instabil, akkor spontán módon bomlik.

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 8

C) Pozitron megsemmisülés:

Ha egy pozitron nem túl hevesen ütközik egy elektronnal, akkor eredeti minőségükben megsemmisülnek, és két – egymással ellentétes irányba haladó 511 KeV -os γ foton keletkezik.

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 9



Az izzítás hatására elszabaduló elektronok a katód negatív töltése miatt gyorsulva mozognak az anód felé, és nagy energiájával csapódnak az anódba. Az anód atomjait ionizálják (gerjesztés). A (belső) elektronhéjról kilökött elektron egy külső pályáról pótlódik, miközben a pályák közötti energia különbségnek megfelelő, nagy energiájú foton keletkezik (röntgen sugár, X-ray).

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 11

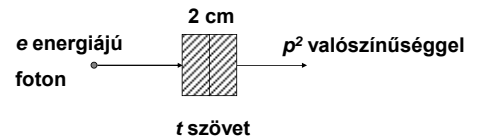
Linear Attenuation Coefficient (lineáris gyengítési együttható, LAC)

Definíció: Haladjon egy e energiájú foton merőlegesen egy az útjába helyezett egységnyi vastagságú homogén t szövet felé. Ha p annak a valószínűsége, hogy a foton elnyelődés nélkül halad át a szöveten, akkor

$$\text{LAC: } \mu_e^t = -\ln(p) / \text{cm}$$

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 12

Könnyű látni, hogy LAC valóban lineáris.

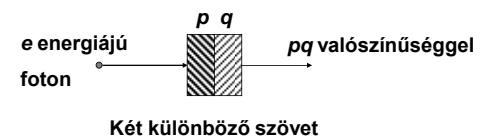


e energiájú foton → 2 cm p^2 valószínűséggel t szövet

Általában a lineáris gyengülés (homogén közeg esetén) egyenlő a közeg vastagsága szorozva a lineáris gyengülési együtthatóval.

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 13

Különböző szövetek esetén:



e energiájú foton → p q pq valószínűséggel

Két különböző szövet

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 14

Ha I_i az input és I_o az output foton sűrűség, akkor

$$\mu_e^t = -\ln(p) = -\ln(I_o / I_i) = \ln(I_i / I_o),$$

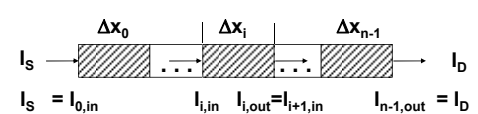
pl. $\mu_{73KeV}^{viz} = 0.19 / \text{cm}$

Relative Linear Attenuation:

$$\mu_e^t - \mu_e^a,$$

ahol a a kalibráló szövet (általában víz vagy levegő).

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 15



$$\ln(I_{i,in} / I_{i,out}) = \ln(I_{i,in}) - \ln(I_{i,out}) = \mu(x_i) \Delta x_i$$

$$\ln I_S - \ln I_D = \ln I_{0,in} - \ln I_{n,in} = \sum_{i=0}^{n-1} (\ln I_{i,in} - \ln I_{i+1,in}) = \sum_{i=0}^{n-1} \mu(x_i) \Delta x_i$$

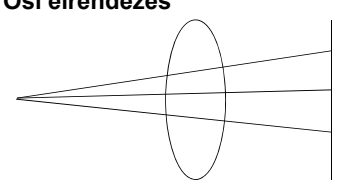

Ha $\Delta x_i \rightarrow 0$, akkor a jobb oldal integrálba megy át:

$$\ln I_S - \ln I_D = \int_S^D \mu(x) dx$$

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 16

A kép gyengülés (attenuation) útján keletkezik:

Ősi elrendezés

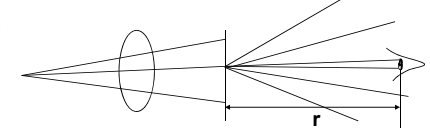
Sugár forrás tárgy kép

Az első röntgen kép

A kép filmen keletkezik. A lelevezés a film alapján történik. Az előhívás pénz és idő igényes.

Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 17

Később



Sugár forrás tárgy szcintillációs ernyő (*10³)

Sötétben kell dolgozni, nagy a sugárterhelés.

A szem az ernyőből kilépő fotonoknak csak töredékét érzékeli.

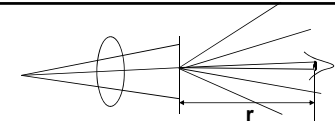
Máté: Orvosi képzőanyag 1. előadás 18

	Déli napsütés	Telihold és csillagos ég	0.03 hold és csillagos ég
Fotonok száma / 30 s mm ²	3.7*10 ¹³	1.6*10 ⁸	6.9*10 ⁶

	Diagnózis
Röntgen fotonok száma	3.0*10 ⁵

Máté: Orvosi képkalkotás 1. előadás 19

Az érzékelés hatásfoka:

$$\eta_e = T_e \frac{\Omega_e}{4\pi} = T_e \frac{A}{4r^2 \pi}$$


ahol
 $T_e \approx 0.1$, a retina hatásfoka,
 Ω_e a pupilla térszöge,
 A a pupilla területe,
 $r \approx 20$ cm, az éles látás távolsága.

Ezek alapján $\eta_e \approx 10^{-5}$, de $10^{-7} - 10^{-8}$ a tipikus.

Egy tipikus ernyő kb. 10^3 –szeresen erősít, tehát N röntgen fotonból kb. $N \cdot 10^3$ látható fény foton keletkezik, de ebből csak $N \cdot 10^{-2}$ észlelhető.

Máté: Orvosi képkalkotás 1. előadás 20

