

Elektromágneses sugárzások kölcsönhatása
szövetekkel és szöveti komponensekkel II.

Röntgen és gamma tartomány, előállítás, DETEKTÁLÁS, felhasználás orvosi szempontból

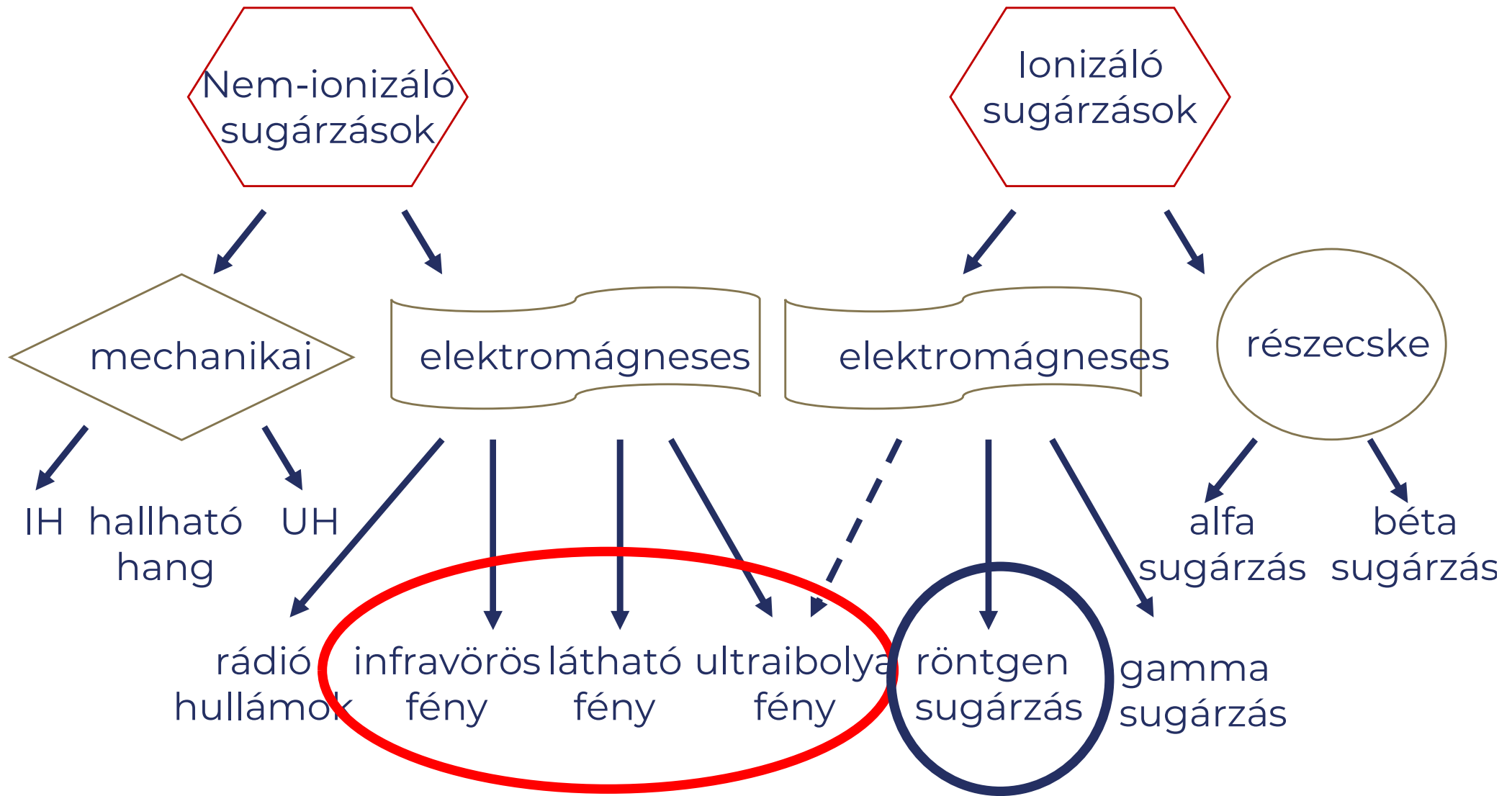


Jedlovsky-Hajdú Angéla
2026.03.18.

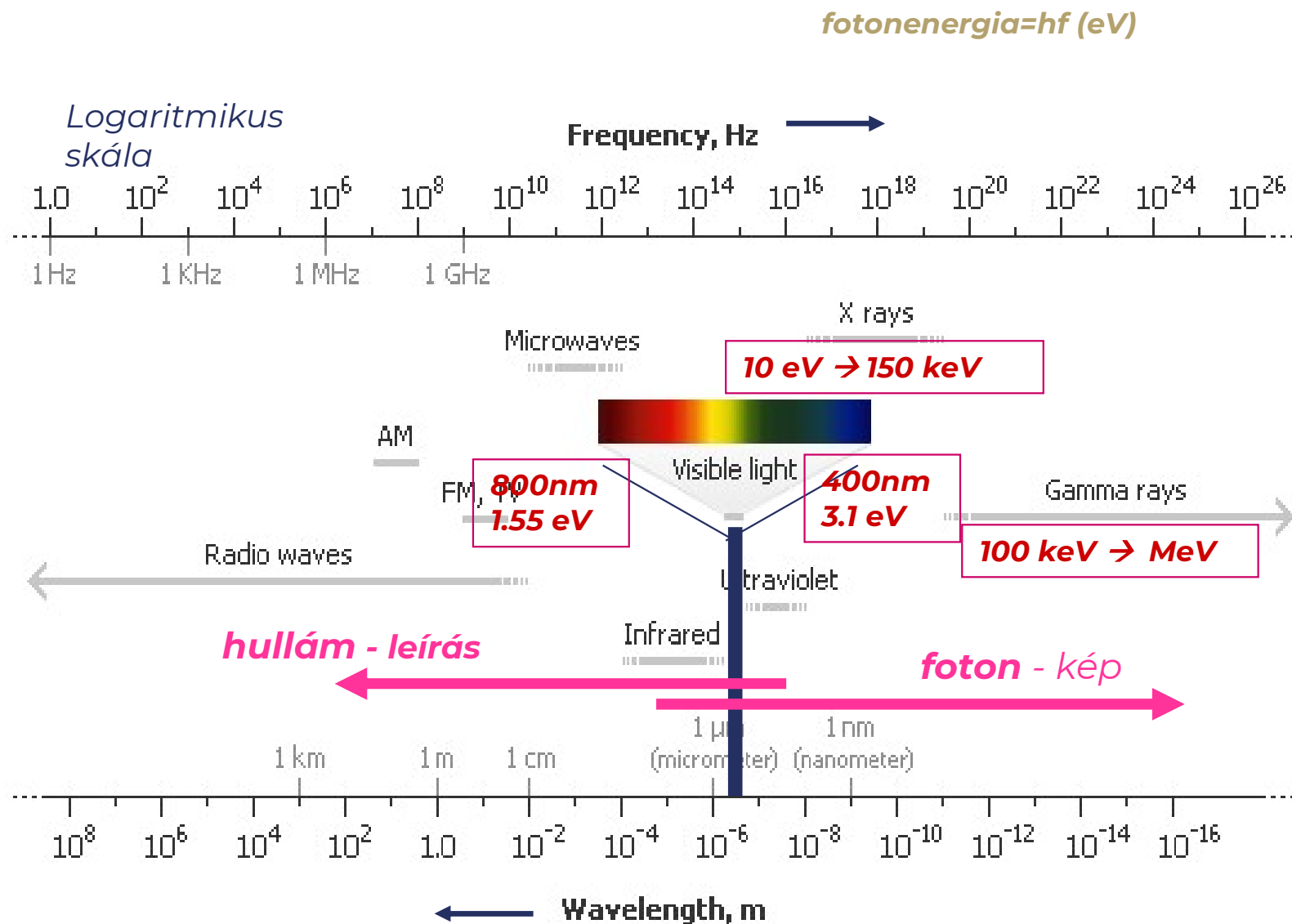
Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet,
Nanokémiai Kutatócsoport



Sugárzások



Elektromágneses sugárzások – kettős természet



	fény	röntgensugárzás
Fotonenergia	1.5 – 3 eV	10 – 200 keV
Primér hatás	e^- gerjesztés	e^- ionizáció
Elnyelődés valószínűsége	diszkrét fotonenergiáknál	energia folytonos függvénye
Forrása	diszkrét elektron-átmenet (spontán vagy indukált emisszió) fekete-test sugárzás	diszkrét elektron- átmenet elektronok fékeződése

Energia átadás foton-képben → emberi testbe, detektorba

Mi veszi fel (vagy adja le) a fotonenergiát az anyagban?

fény
~1-3 eV

röntgen (X rays)
~50-100 keV

gamma (γ)
~1 MeV

Általánosságban:

az EM foton „partnere” az elektron

a tárgyalt energiatartományokban

1 foton

1 elektron (felhő)

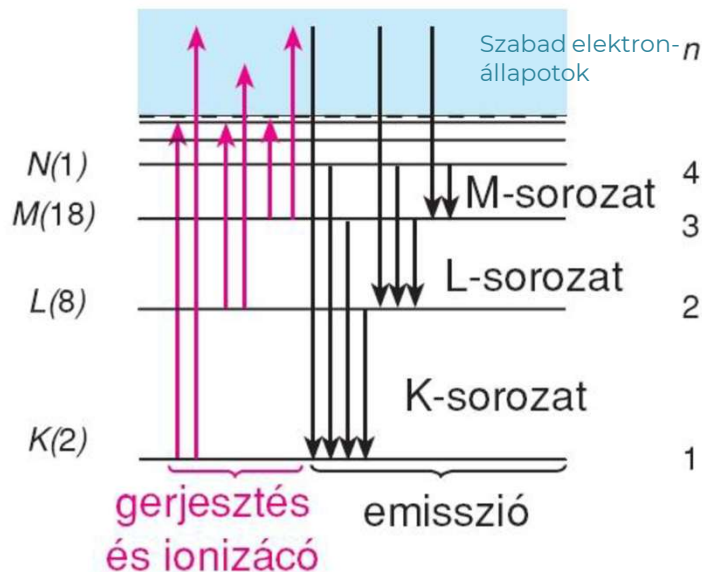
oszthatatlan energiaadag

1 elektron energia állapot változása

Milyen energiaállapotai lehetnek az anyag elektronjainak?

Izolált atomok: maghoz kötött elektronok kvantáltenergia-állapotai

pl. **Cu(29 elektron)**



Maghoz legközelebbi állapot
 $n=1$, 2 elektron ellentétes spinnel

Egy fénypoton energiája a legkülső pálya elektronjának magasabb kötött állapotba kerülését (gerjesztését) fedezheti

Sok elektronos atom esetén a maghoz közeledve a pályák közötti energiakülönbségek jelentősen nőnek

K-héjról történő ionizációhoz szükséges energia minimuma

H(1)	0.0136 keV = 13.6 eV
Al(13)	1.6 keV
Fe(26)	7.1 keV
Cu(29)	9.0 keV
Zn(30)	9.7 keV

kilo-eV!

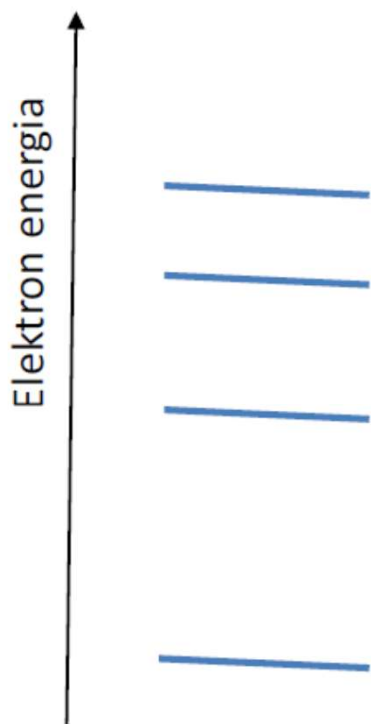
Sok elektronos atomok belső elektronpályái!

Röntgen foton energiája

Elektron-energia lehetőségek típusai

Izolált atomok

Csak meghatározott, kvantált energiák



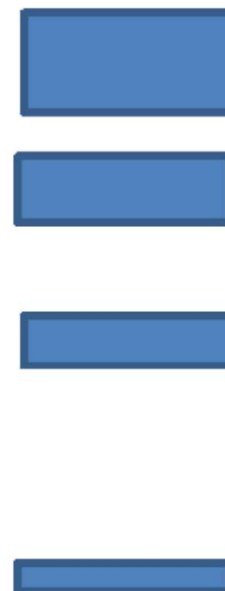
izolált molekulák

Az atommagok rezgési módusai kicsit megváltoztatják az elektron-energiákat → új energiák



kölcsönható részecskék – szilárd testek

A meghatározott energiák felhasadnak
-> kiszélesednek -> energiasávok
Tiltott és megengedett energiasávok



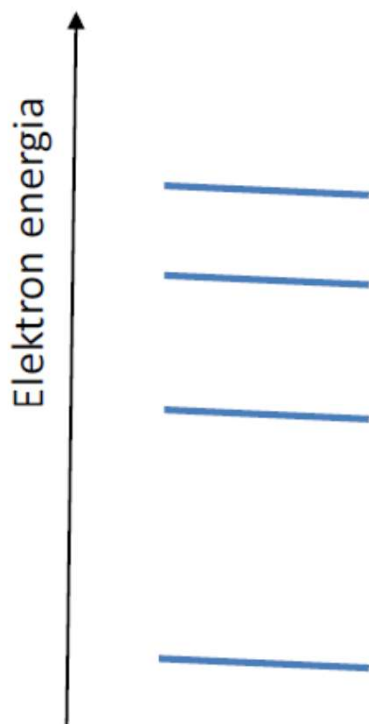
Az elektronok ilyen állapotokat vehetnek fel (Pauli elv, Hund szabály), ha azok nem betöltöttek

Elektron-energia lehetőségek típusai

Emberi test,
detektorok

Izolált atomok

Csak meghatározott, kvantált energiák



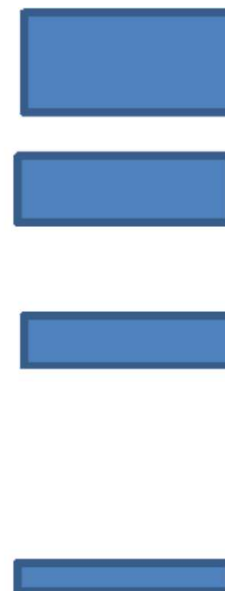
izolált molekulák

Az atommagok rezgési módusai kicsit megváltoztatják az elektron-energiákat → új energiák

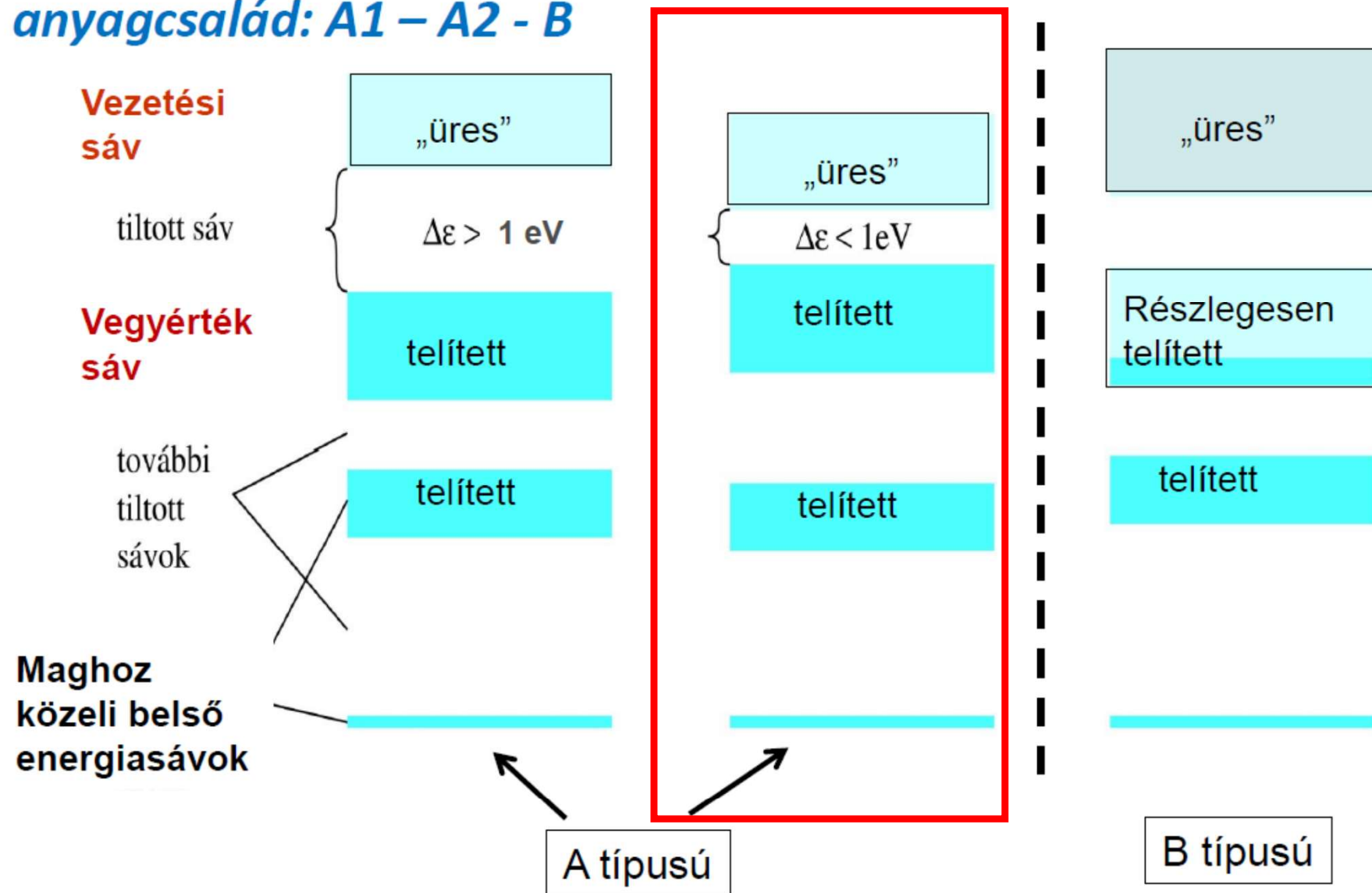


kölcsönható részecskék – szilárd testek

A meghatározott energiák felhasadnak
-> kiszélesednek -> energiasávok
Tiltott és megengedett energiasávok



A fizikai/kémiai tulajdonságok a legfelső telített és a legalsó üres sáv energetikai tulajdonságaitól függenek → ***három jellegzetes anyagcsalád: A1 – A2 - B***



Detektálás szempontjából ez lesz érdekes! Miért?

Mi szabályozza az elektronállapotok betöltöttségét?

Az előző sémák

- az **energiaminimum-elv**nek feleltek meg
- a hőmérséklet szerepéről nem volt szó, **$T=0$ (?)**

Reális hőmérsékleten a Termodinamika II. főtétele is figyelembe kell venni!

Modell:

egy sok részecskés (pl. elektronok) izolált rendszerünk van (N , E állandó) reális hőmérsékleten, környezetével termikus egyensúlyban (T állandó), ahol a megkülönböztethető részecskék többféle meghatározott energiát (l. elektron-energia-nívók) vehetnek fel.

L.E. Boltzmann:

Az **entrópia abszolút értékének definíciója:**

$$S = k_B \cdot \ln \Omega$$

$$k_B = 1,380649 \cdot 10^{-23} \text{ J/K}$$

Ω jelentése: az S entrópiájú **makroállapotot** megvalósító **mikroállapotok száma**



Ludwig Eduard Boltzmann
1844-1906, osztrák fizikus

Példánk: elektronok eloszlása az energiaállapotokban

$$\Omega \leftrightarrow W$$



Mikroállapot: *melyik* részecske *mekkora* energiával rendelkezik
– minden részecskére megadva

Makroállapot: N, T, S, E



II. Főtétel

Olyan betöltési számok valósulnak meg, amelyeket a legtöbb féle mikroállapot valósít meg $\rightarrow$

$$S = S_{\max}$$

ε_j egy részecske lehetséges energiája

n_j az ε_j energiával bíró részecskék száma

Egyensúlyi állapot
 $\rightarrow$ Boltzmann eloszlás

$$E = \sum_j n_j \varepsilon_j \quad N = \sum_j n_j \quad N, E, T = \text{állandó}$$

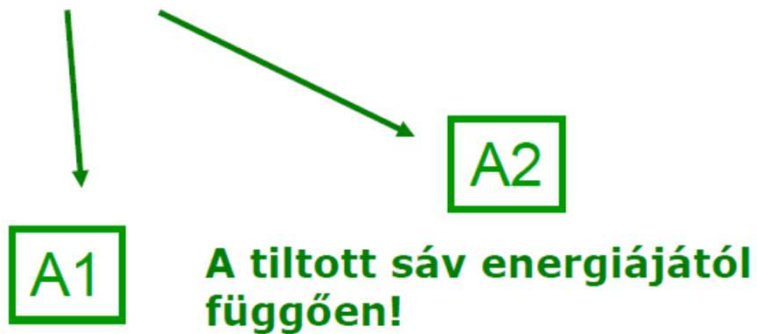
A Boltzmann eloszlás egyik függvényformája

$$\frac{n_k}{n_j} = e^{-\frac{\varepsilon_k - \varepsilon_j}{kT}} = e^{-\frac{\Delta\varepsilon}{kT}}$$

Boltzmann
faktor

Tiltott sáv → „gap”

A - Telített vegyértéksáv – üres vezetési sáv



Miért?

$$\frac{n_{\text{vezetési}}}{n_{\text{vegyérték}}} = e^{-\frac{\Delta\varepsilon}{kT}}$$

$\Delta\varepsilon = E_{\text{gap}}$ és kT viszonya dönti el, hogy lehetnek-e termikus okokból elektronok a vezetési sávban

$kT \sim 0.023 \text{ eV}$ $T=300 \text{ K}$,
 $k=1.38 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$ Boltzmann állandó

A1 E_{gap} túl nagy kT -hez képest → szigetelők

$$E_{\text{gap}} \gg 1 \text{ eV}$$

Pl. gyémánt $E_{\text{gap}} = 5.4 \text{ eV}$

$$\frac{n_{\text{vezetési}}}{n_{\text{vegyérték}}} = e^{-\frac{5.4}{0.023}} = e^{-235} = 0$$

A2

E_{gap} nem túl nagy kT -hez képest $\rightarrow$ termikusan legyőzhető
(tiszta) félvezetők

$$E_{gap} \leq 1eV$$

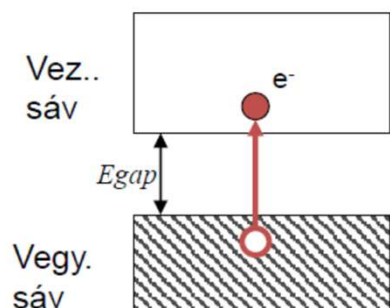
		$E_g (eV)$
0 K	Si	1.1
	Ge	0.75

$$\frac{n_{vez}}{n_{vegy}} = e^{-\frac{0.75(Ge)}{0.023}} = e^{-33} = 7 * 10^{-15}$$

$$n_{vegyérték} \approx 6 * 10^{23} \Rightarrow n_{vezetési} \approx 4 * 10^8$$

$\downarrow$
1 M $\rightarrow$ 32g ($\rho=5.5 \text{ g/cm}^3$) $\rightarrow 4 * 10^8 \text{ e}^- / 6 \text{ cm}^3$

A vezetési elektronok a vegyérték sávból termikus „gerjesztéssel” jönnek létre $\rightarrow$ kétféle töltéshordozó



n -típusú töltéshordozó (vezetési elektron: negatív töltés)

p – típusú töltéshordozó (lyuk: elektron-hiány: pozitív töltés)

Elektromos tulajdonságok

$$\sigma = konst. * e^{-\frac{E_{gap}}{2kT}}$$

Gyengén függ T-től

A fajlagos vezetőképesség (σ) a hőmérséklet emelkedésével nő →
→ **termorezisztorok** → **hőmérséklet-mérés**

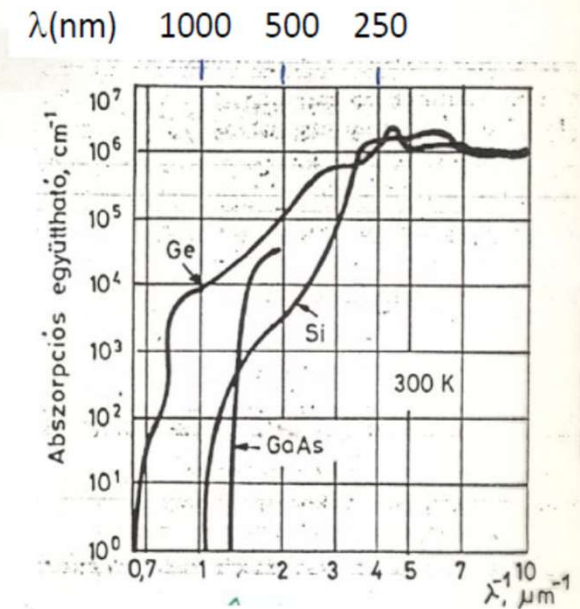
Optikai tulajdonságok – Fény!

$$hf_{VIS} > E_{gap}$$

**Fényfoton elnyelődhet! →
gerjesztés a vezetési sávba**

- VIS átlátszatlanság
- Fényelnyelés elektromos vezetést indukál →
→ **fotodetektorok**

Különleges család A2-n belül



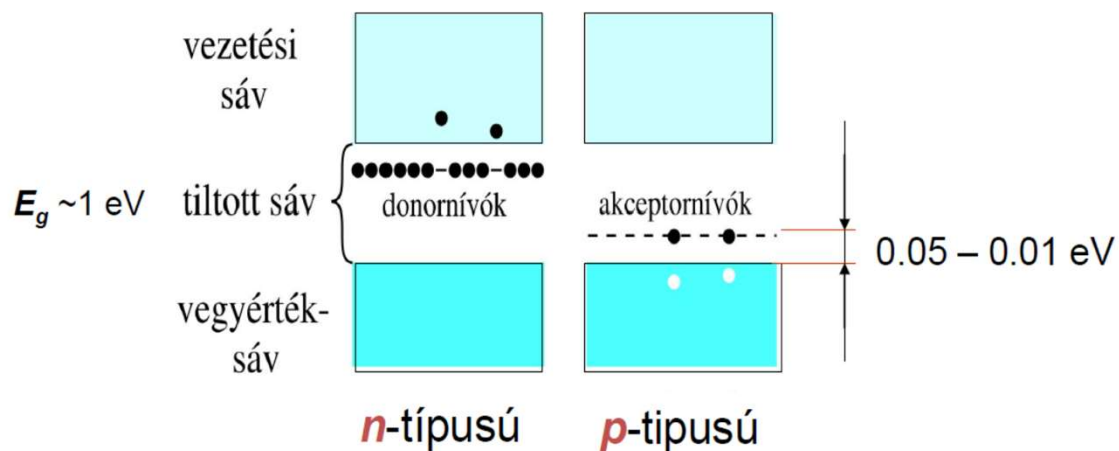
**Szennyezéses
félvezetők**

„Szennyezés” (Doping) speciális technika: igen tiszta félvezető kristályban (host)
Igen kis mennyiségben egymástól távol, izoláltan elhelyezett idegen komponens

$$\frac{N_{host}}{N_{dopant}} \approx 10^6$$

→ **Izolált szennyezők (dopants)**

Összefoglalás: n- és p-típusú szennyezéses félvezetők

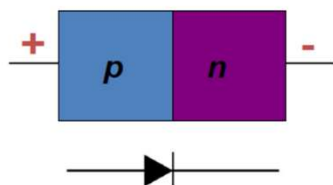


Jelenlegi legmodernebb fényforrás: LED

Az áramkörök alapelemei: dióda és tranzisztor

előállíthatók n- és p-típusú szennyezéses félvezetők

„nyitó” irányú kapcsolás: vezetés

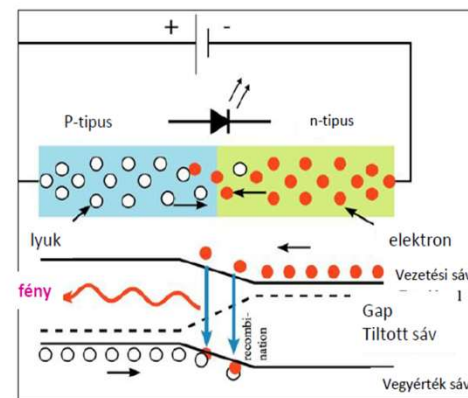
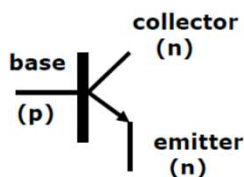
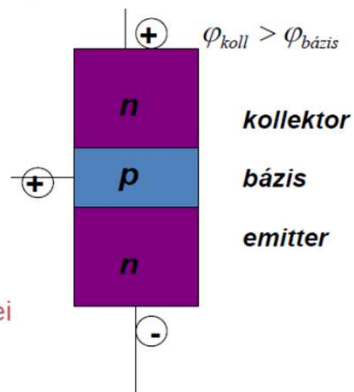


Dióda:

- egyenirányító
- elektromos feszültség $\rightarrow$ fényforrás LED
- megvilágítás $\rightarrow$ feszültség $\rightarrow$ pixel CCD kamerában

Tranzisztor:

- áramerősítő
- digitális memória elemei
- számlálók
- multivibrátorok



Elektromos vezetés hatására a p-n határrétegben többségbe került elektronok és lyukak rekombinációja $\rightarrow$ elektronok energia vesztese fényemisszióval

Feltétel a megfelelő szennyezés $\rightarrow$ igen kis méretben előállítható áramkörök $\rightarrow$ **mikroelektronika** lehetősége



(a)

Figure 4.10 Two radiographs taken by Röntgen. (a) The hand of Mrs. Röntgen. (The Bettmann Archive/Bettmann Newsphotos.) (b) Radiograph of a fully clothed man, showing not only the man's skeleton but also the keys in his pockets, the nails of his shoes, and the metal clasps of his garters. (Deutsches Museum, Munchen.)



(b)



Wilhelm Konrad Röntgen (1845-1923)

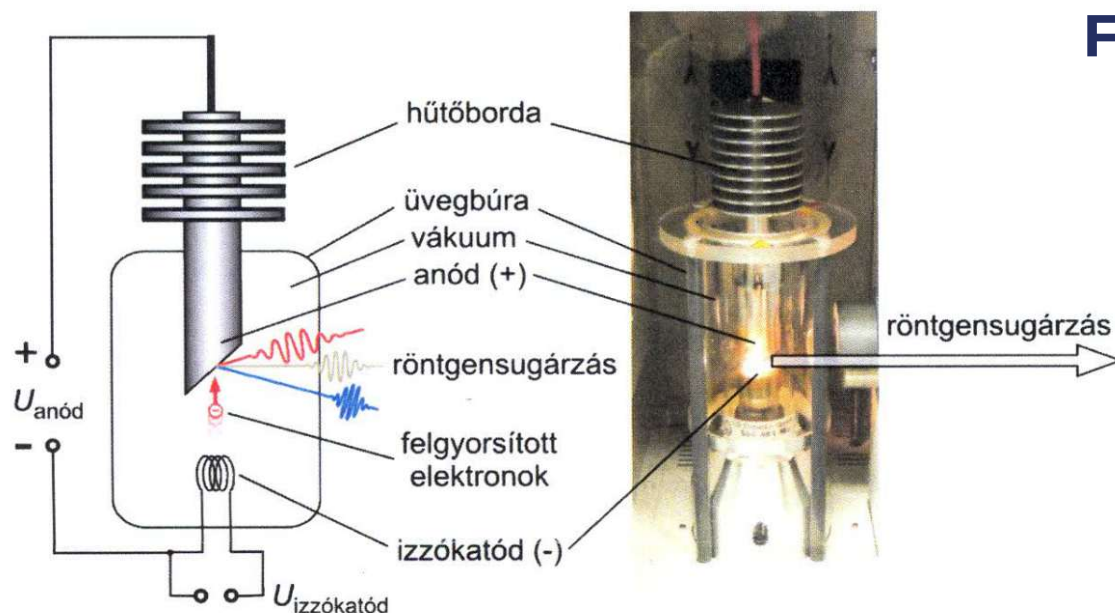
1895: a sugárzás
felfedezése és publikálása
1896 jan. javaslat orvosi
alkalmazásra
1901 fizikai Nobel-díj



A hagyományos röntgenképek röntgensugár segítségével készülnek. Ez az erős sugárzás áthatol a testen és csak bizonyos szervekben, legfőképpen a csontokban nyelődik el, szóródik szét.

Az áthatoló, szétszóródó sugarak a test mögé helyezett filmre érkeznek. A filmekben tulajdonképpen a szervek röntgen árnyéka jelenik meg.

Röntgen cső felépítése és működése



Fékezési RTG sugárzás

- Folytonos spektrum
- Határhullám hosszal rendelkezik

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

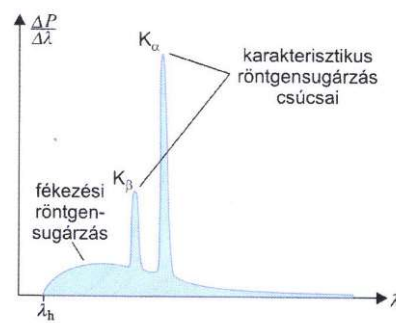
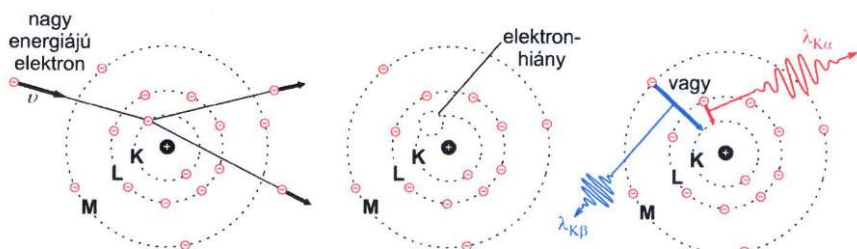
Duane-Hunt törvény

$$P_{rtg} = konst * U^2 * I * Z$$

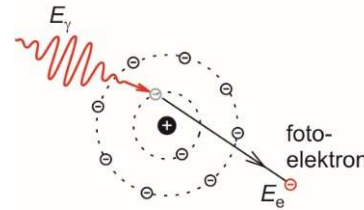
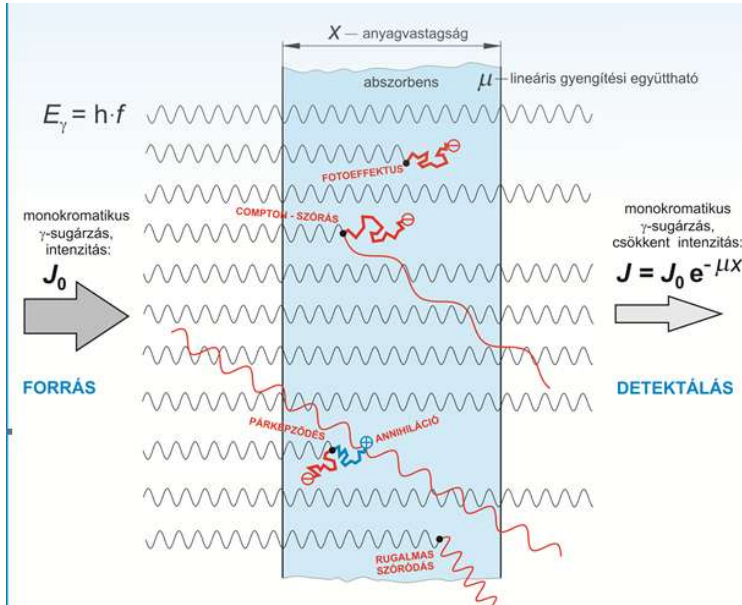
Anód anyaga: W , Mo – magas olvadáspont

Karakterisztikus röntgensugárzás

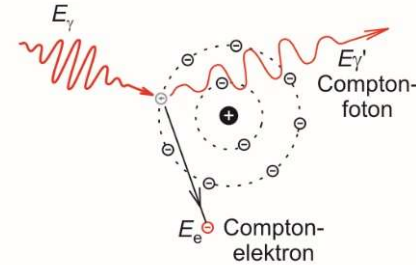
- ezen alapul a röntgendiagnosztika



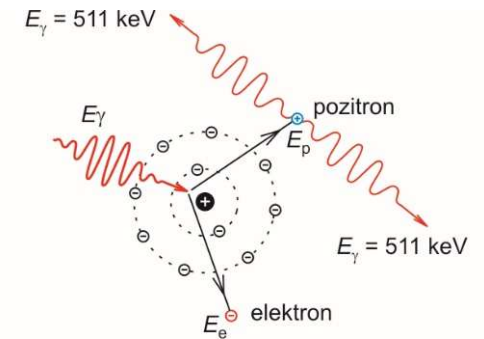
Röntgen sugárzás kölcsönhatása az anyaggal



a.) **fotoeffektus**
 $E_\gamma = A + E_e$
 A = kilépési munka



b.) **Compton-szórás**
 $E_\gamma = A + E_e + E_\gamma'$



c.) **párképződés, annihiláció**
 $E_\gamma = 2 m_e c^2 + E_e + E_p$
 (ha $E_\gamma > 1022 \text{ keV}$)

$$J = J_0 e^{-\mu_m \cdot x_m}$$

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

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



Figure 4.10 Two radiographs taken by Röntgen. (a) The hand of Mrs. Röntgen. (The Bettmann Archive/Bettmann Newsphotos.) (b) Radiograph of a fully clothed man, showing not only the man's skeleton but also the keys in his pockets, the nails of his shoes, and the metal clasps of his garters. (Deutsches Museum, München.)



Karakterisztikus Rtg sugárzás alkalmazása

1. *Kémiai analízis*

- igen kis mennyiségből elemzés
- a minta az anód szerepében → kriminológia

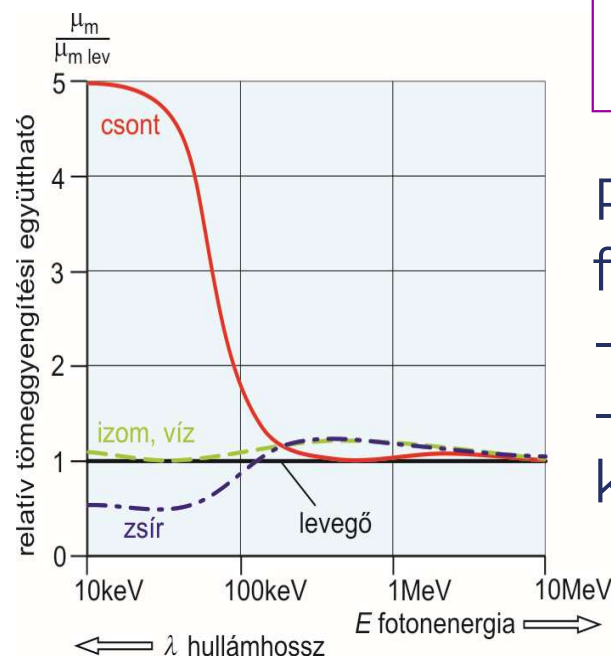
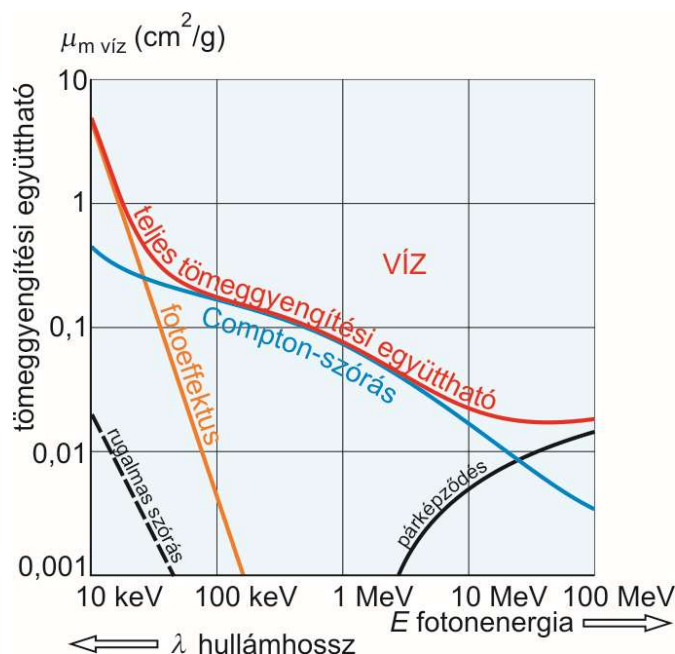
2. Mo anód karakterisztikus röntgensugárzása

Mammográfia ~17.5 keV monokromatikus sugárzás



Röntgendiagnosztikai alkalmazások (fékezési sugárzás)

A diagnosztikai alkalmazások a rtg sugárzás **szöveti elnyelődésén** alapulnak



τ_m erősen függ Z-től és a fotonenergiától

Röntgen-kép kontrasztja függ
- sűrűség különbségektől
- rendszám-különbségektől

← **diagnosztika** **terápia** →

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

$$\mu = \mu_m \times \rho$$

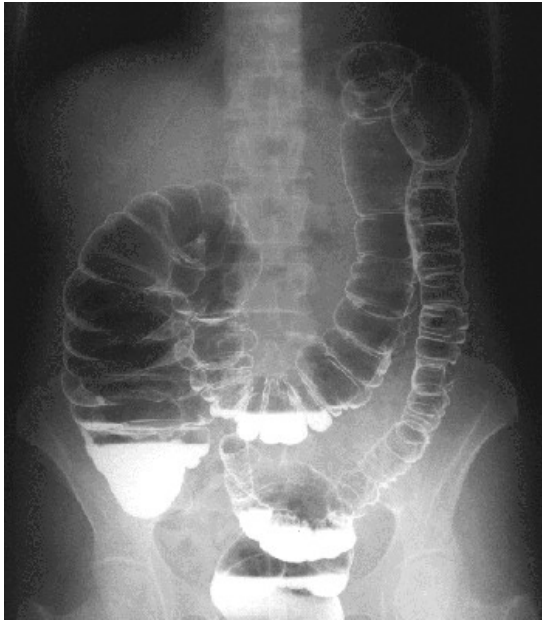
$$\tau_m = C \lambda^3 Z^3$$

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

Rtg-kép kontrasztja függ a

- **Sűrűség különbségektől**
-> **negatív kontrasztanyagok**
- **rendszám-különbségektől**
-> **pozitív kontrasztanyagok**

Példa kontrasztanyag használatára



Vastagbél
felvétel negatív
és pozitív
kontrasztanyag
használatával
Ablakozás

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

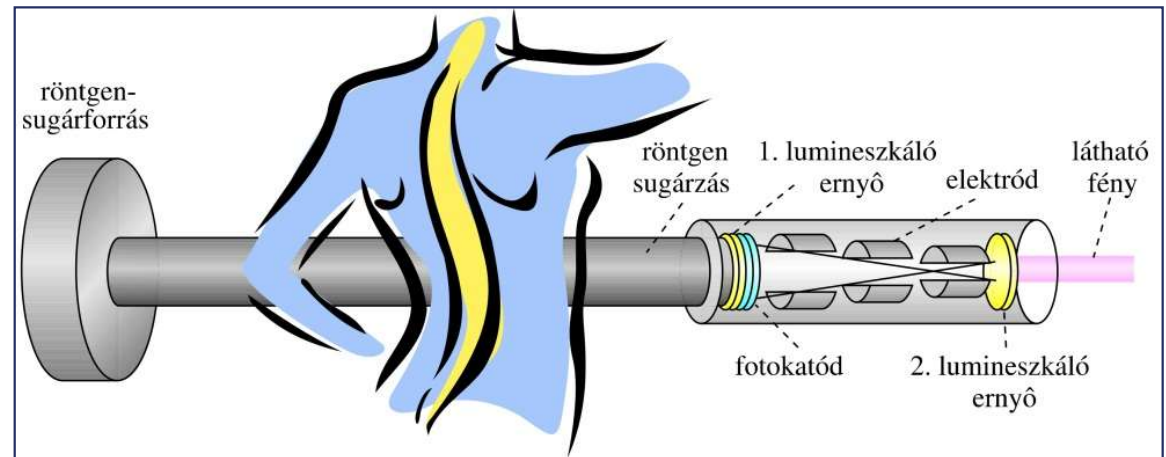
*Rtg-diagnosztikai
szempontok → lágy
sugárzási komponensek
kiszűrése*

*Rtg-diagnosztikai szempontok →
a sugárterhelés csökkentése, digitalizálás*

Rtg-kép erősítő:

- optikai kép, de kicsinyített
- sugárterhelés csökken

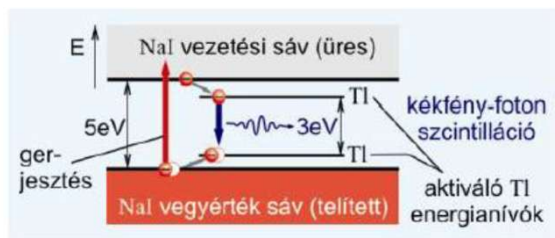
Új lumineszkáló
anyagok fejlesztése



Félvezető lemezek – lapos detektorok korszerű megoldás (Új lumineszkáló anyagok fejlesztése)

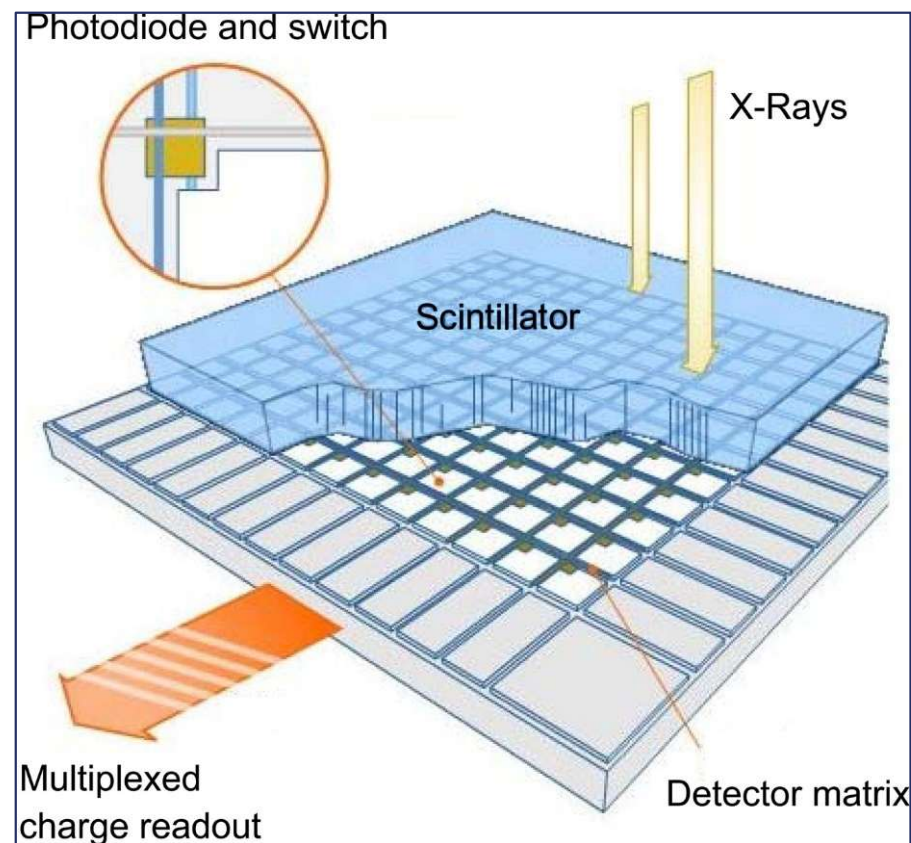
Indirekt konverziós megoldás:

Rtg. foton $\rightarrow$ fotoelektromos hatás a CsI:Tl scintillátorban $\rightarrow$ elektron-lyuk párok $\rightarrow$ csapdázódása Tl centrumokban $\rightarrow$ rekombináció $\rightarrow$ fény $\rightarrow$ amorf hidratált Si fotodióda $\rightarrow$ elektromos jel pixelenként



Direkt konverziós: foto vezetés

Rtg. foton $\rightarrow$ amorf Se félvezető nagy feszültségre kapcsolva $\rightarrow$ elektron-lyuk pár $\rightarrow$ elektromos áram jel



M. Spahn / Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 731 (2013) 57–63

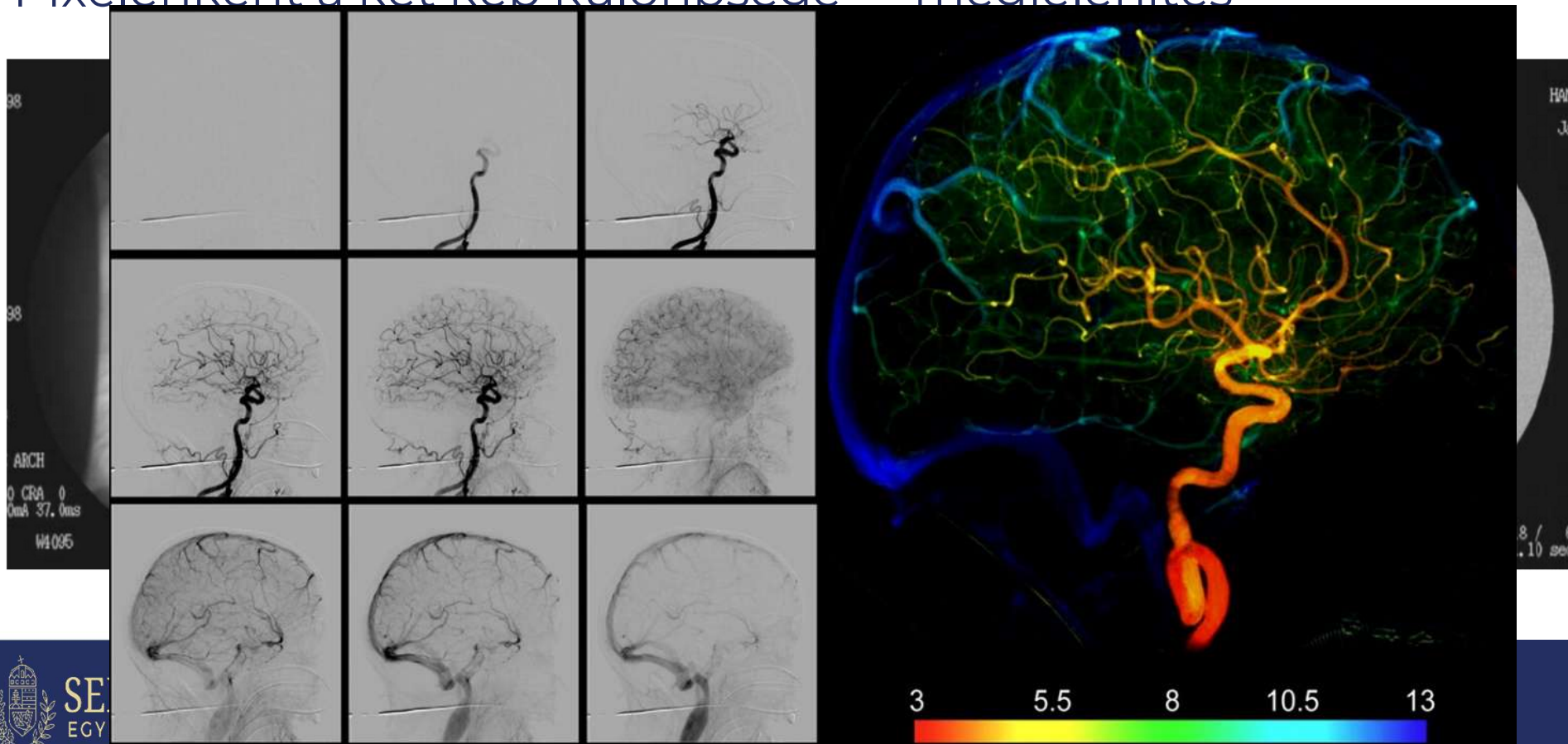
Rtg-diagnosztikai szempontok → a digitalizálás jelentősége: DSA

DSA: Digital Subtraction Angiography

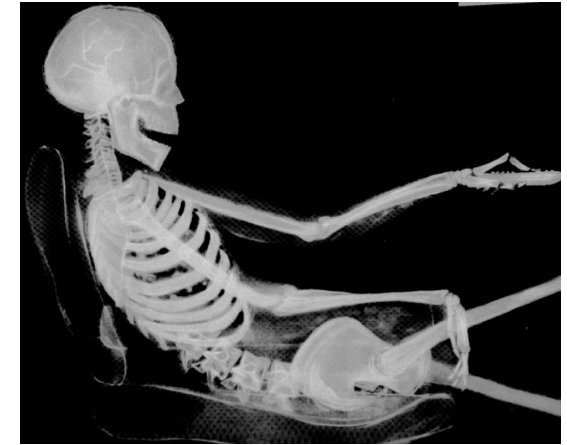
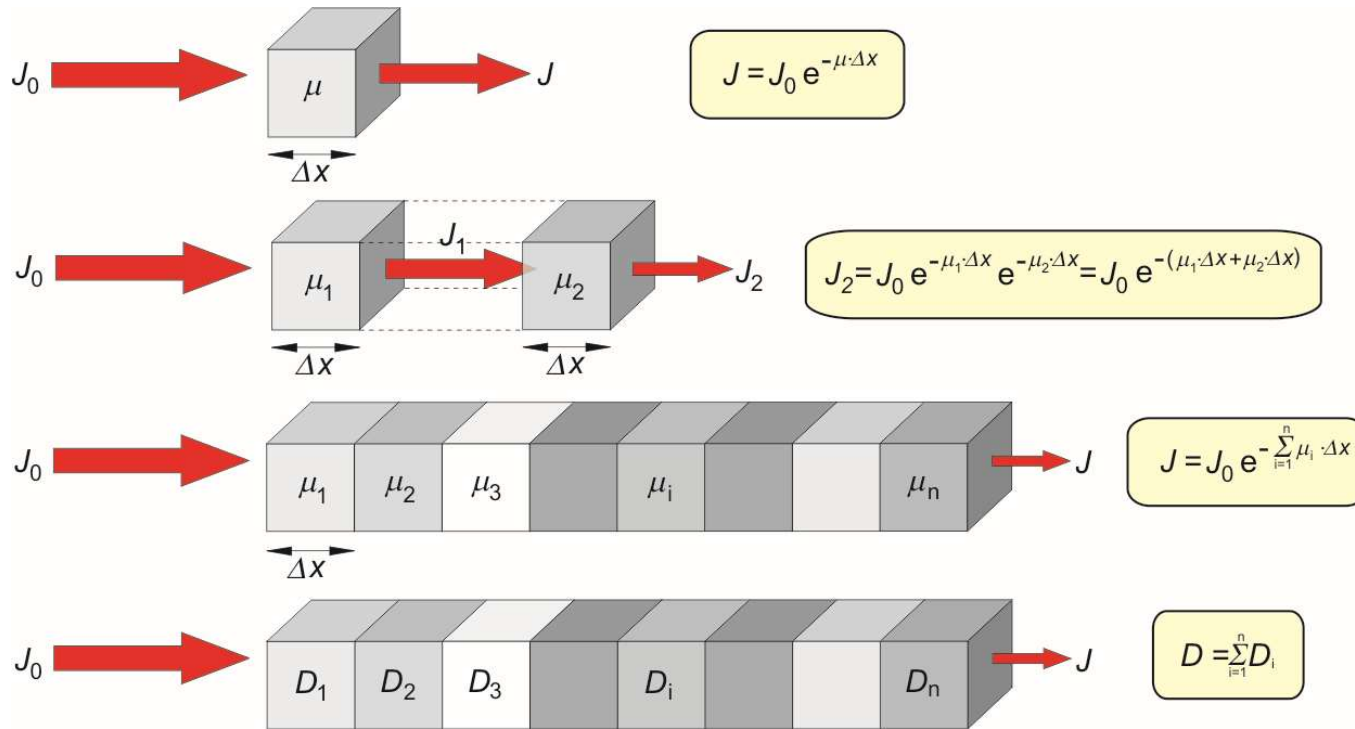
Menete:

1. Hagyományos rtg felvétel → digitalizálás, tárolás
2. Kontrasztanyag beadása (beteg nem mozdul)
3. Második felvétel kontrasztanyaggal → digitalizálás, tárolás
4. Pixelenként a két kép különbsége → megjelenítés

<https://www.kinepict.com/>

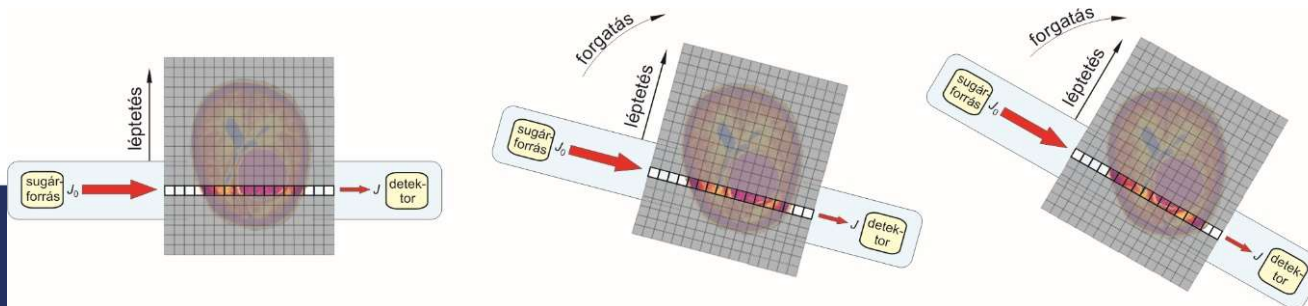


Rtg-diagnosztikai szempontok – az átvilágításban „szummációs” kép keletkezik



$$D = \lg \frac{J_0}{J}$$

Megoldás: egy testszelet többirányú átvilágítása → minden képelem több kombinációban → *Röntgen- CT*

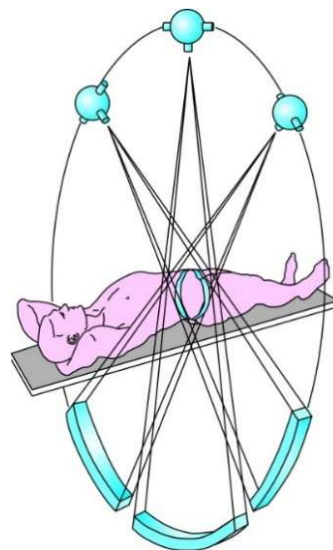
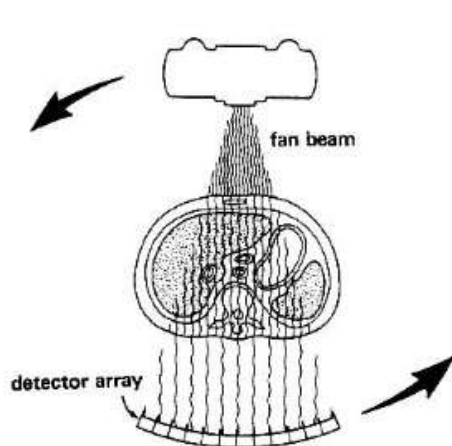


Gyakorlat!!!!

Röntgen-CT

Mérési adatgyűjtés:

-jól definiált sok irány mentén, egy síkban



G.H.Hounsfield A.M.Cormack
Nobel díj 1979

Nagy sugárterhelés

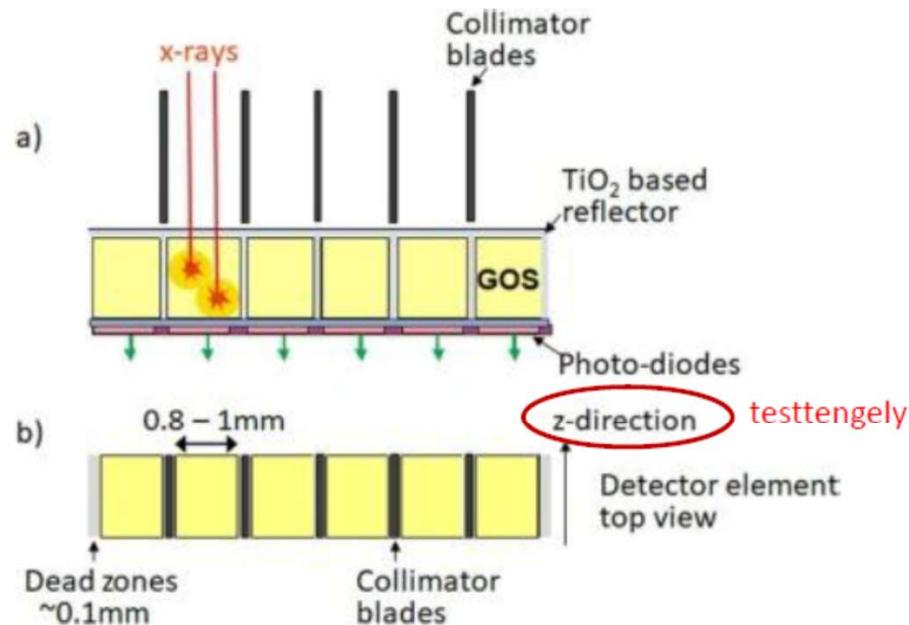
~ 500x hagyományos

- minden képelem járuléka legalább két független irány mentén megmérődik
- kiértékelés: számítással $\rightarrow \mu_i$ képelemenként $\rightarrow$ metszeti eloszlások vizualizálása

CT detektorok

Szilárd szcintillátor -fotodióda CT detektorok: jelenleg általában ez elterjedt

Detektálás: hf (Rtg) $\rightarrow$ $Nxhf$ (fény) $\rightarrow$ áramimpulzus (amplitudó $\sim hf$ (Rtg))
a végső jel az összes áramimpulzus összege



(Szcintillátor: pl. Gadolinium-oxysulfide GOS)

Felbontás: 1x1 mm

Hátrányok:

- Nagy az elektronikus zaj – nem lehet eléggé csökkenteni a Rtg dózist
- energia-súlyozás: a jel nagysága arányos a fotonenergiával
- A jel az összes fotonenergia jelének összege – nem energiaszelektív
- A fotonok 20%-a elvész a pixeleket szeparáló falakban -> nem lehet eléggé növelni a felbontást – dózisterhelés!

PC-CT (photon-counting) detektorok: 2022- első készülékek a klinikumban (SOTE)

Félvezető detektor: cadmium-tellurid (CdTe) vagy cadmium-zinc-tellurid (CZT) (silícium (Si) – vastagabb réteg)

Nagy a rendszám $\rightarrow$ vékony réteg elég $\rightarrow$ kevesebb kristályhiba

Detektálás: Rtg foton $\rightarrow$ e^- - lyuk $^+$ pár $\rightarrow$ nagy feszültség: szeparálás $\rightarrow$ e^- -k anódra $\rightarrow$
 $\rightarrow$ áram-imp- $\rightarrow$ fesz. Imp

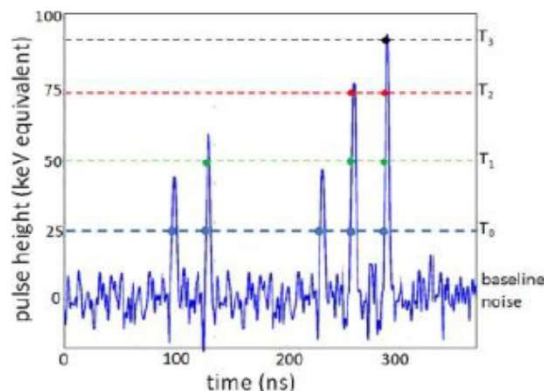
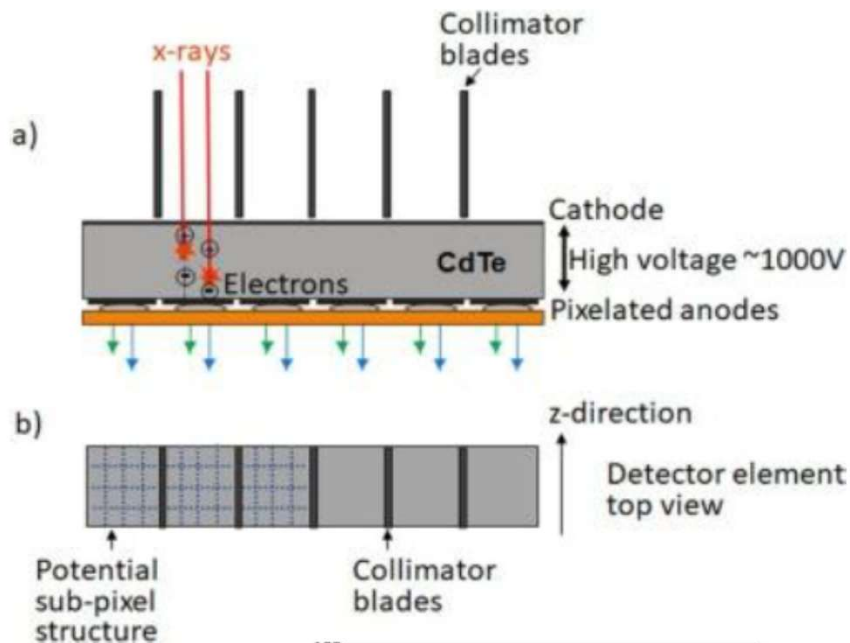


PC-CT (photon-counting) detektorok: 2022- első készülékek a klinikumban (SOTE)

Félvezető detektor: cadmium-tellurid (CdTe) vagy cadmium-zinc-tellurid (CZT) (silícium (Si) – vastagabb réteg)

Nagy a rendszám $\rightarrow$ vékony réteg elég $\rightarrow$ kevesebb kristályhiba

Detektálás: Rtg foton $\rightarrow$ e^- - lyuk $^+$ pár $\rightarrow$ nagy feszültség: szeparálás $\rightarrow$ e^- -k anódra $\rightarrow$
 $\rightarrow$ áram-imp- $\rightarrow$ fesz. Imp



Előnyök:

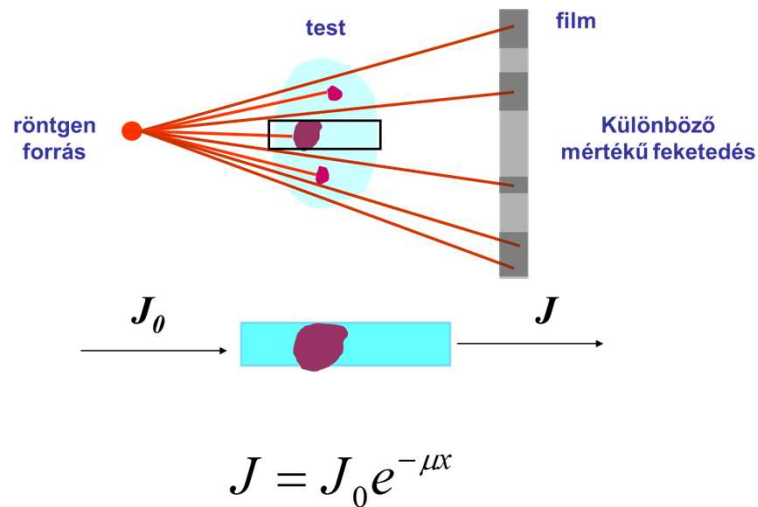
- **Minden Rtg-foton** egy feszültség-impulzust kelt $\sim$ ns!
- A jelet a detektor válasza nem befolyásolja

$\rightarrow$ érzékenység (alacsony dózis elég)

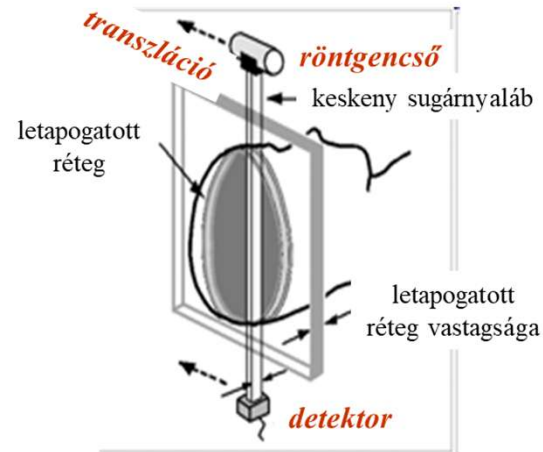
$\rightarrow$ Amplitudó $\sim hf$ (Rtg foton) $\rightarrow$ energia-szelektív analízis

ID- mód: energia-szelektív analízis a Rtg – abszorpció minőségi tulajdonsága (ρ , Z) alapján
 $\rightarrow$ minőségi elemzés (szövet-fajták, kontrasztanyagok megkülönböztetése)

Szummációs kép



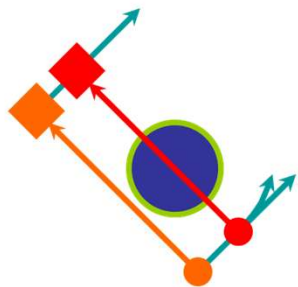
Első generációs CT



Egymást követő detektálási pozíciók

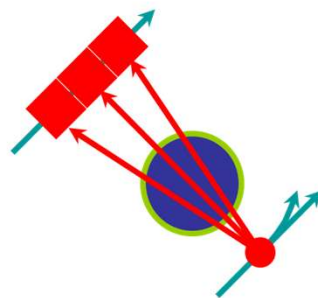
CT generációinak fejlődése

első generáció



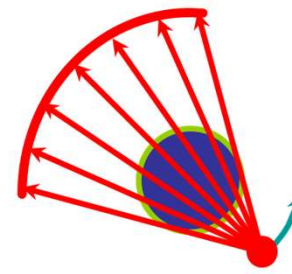
Egy detektor
"Haladás és elfordulás"
Párhuzamos sugarak

második generáció



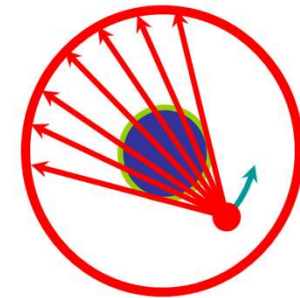
Több detektor
"Haladás és elfordulás"
Enyhe legyezőnyaláb

harmadik generáció



Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb

negyedik generáció

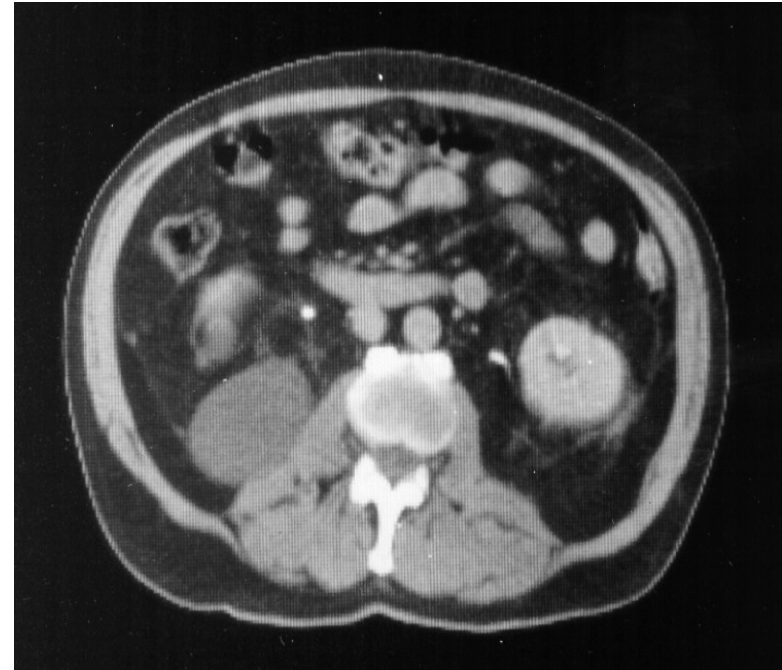


Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugarforrás elfordulása
Széles legyezőnyaláb

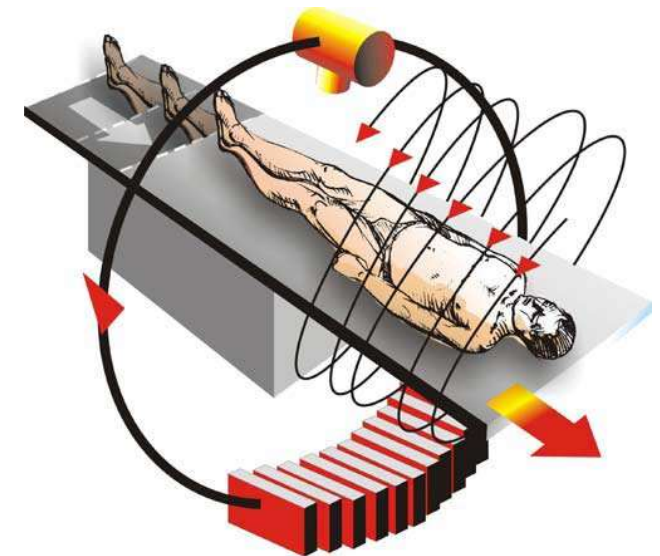
második generáció 5 perc



negyedik generáció 2 másodperc



- A detektor és a forrás forgása mellett a test is mozog. A mérési adatok egy spirál mentén származnak.
- A számítógép ezekből az adatokból rekonstruálja első lépésben a szeleteket.
- Pontosabb 3D rekonstrukció



Hounsfield-skála - ablakozás

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

Tömör csont	250-1000
Szivacsos csont	130-100
Máj	65
Izom	45
Vese	30
Koagulált vér	80
Vér	55
Plazma	27
Zsírszövet	-65
Tüdő	-500, -800

Ablakozás: egy adott tartomány
széthúzása a teljes
szürke-skálán



Röntgen sugárzás terápiás alkalmazások

NCI (National Cancer Institute) → A sugárterápia egy olyan típusa, amely nagy energiájú röntgensugarakból származó sugárzást használ a rákos sejtek elpusztítására és a daganatok zsugorítására.

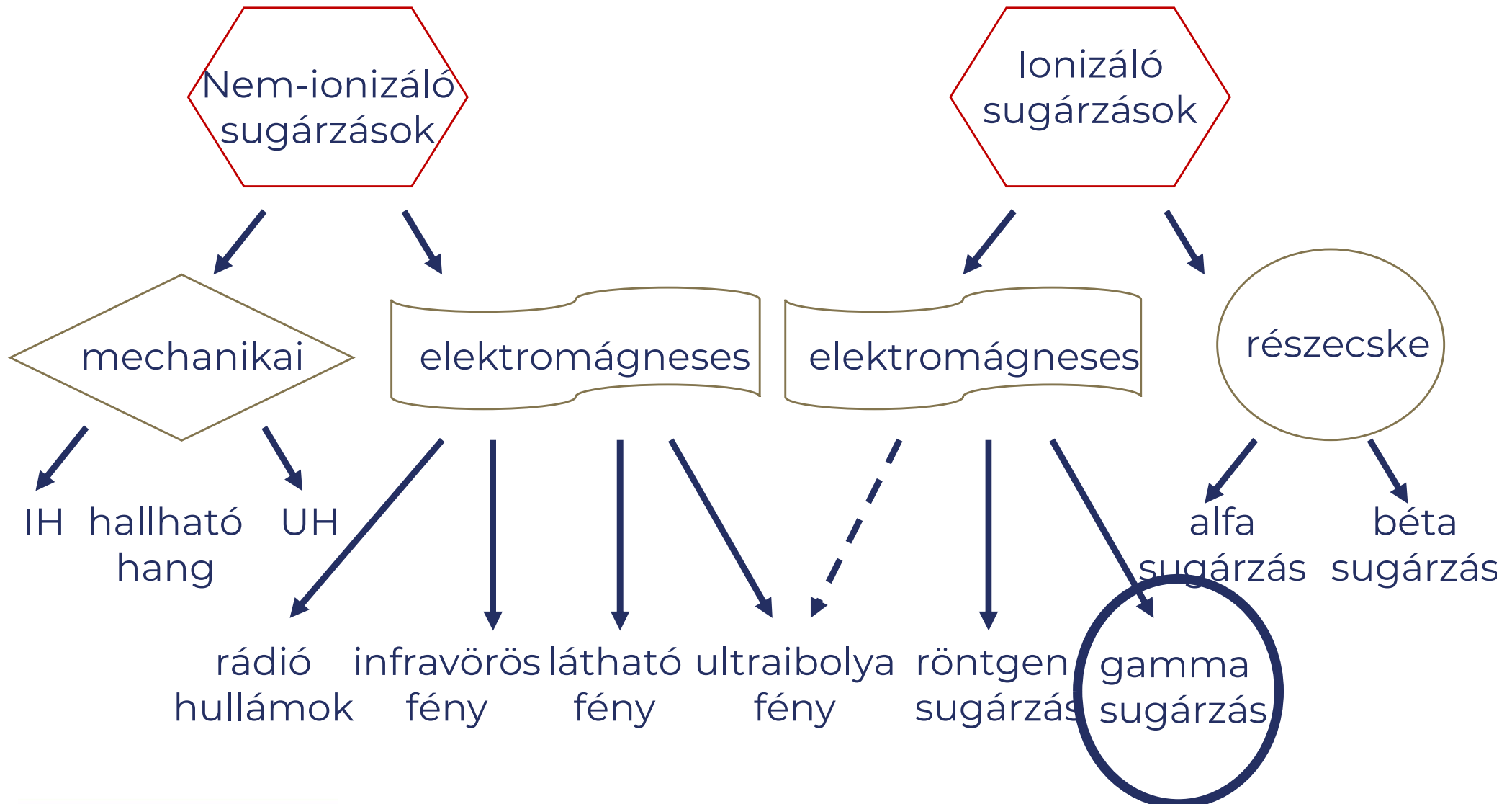
Hogyan? → DNS károsításával

Napok vagy hetek kellenek hozzá, hogy elpusztuljon a sejt → a kezelés után még napokig, hetekig tart az elhalás, vagyis a hatás.

A sugárforrás lehet külső vagy belső (Brachyterápia), ez függ attól, hogy:

- Milyen típusú a daganat
- Mekkora a mérete, kiterjedése
- Hol helyezkedik el a szervezeten belül
- Milyen közel helyezkedik el a daganatos sejtpopuláció az egészségeshez képest, leginkább az egészséges sejtek mennyire érzékenyek a sugárterhelésre
- A páciens általános egészségügyi állapotától, orvosi háttérétől
- Egyéb tumorellenes kezelés folyik-e
- Egyéb faktorok (nem, életkor, kísérő betegségek, stb)

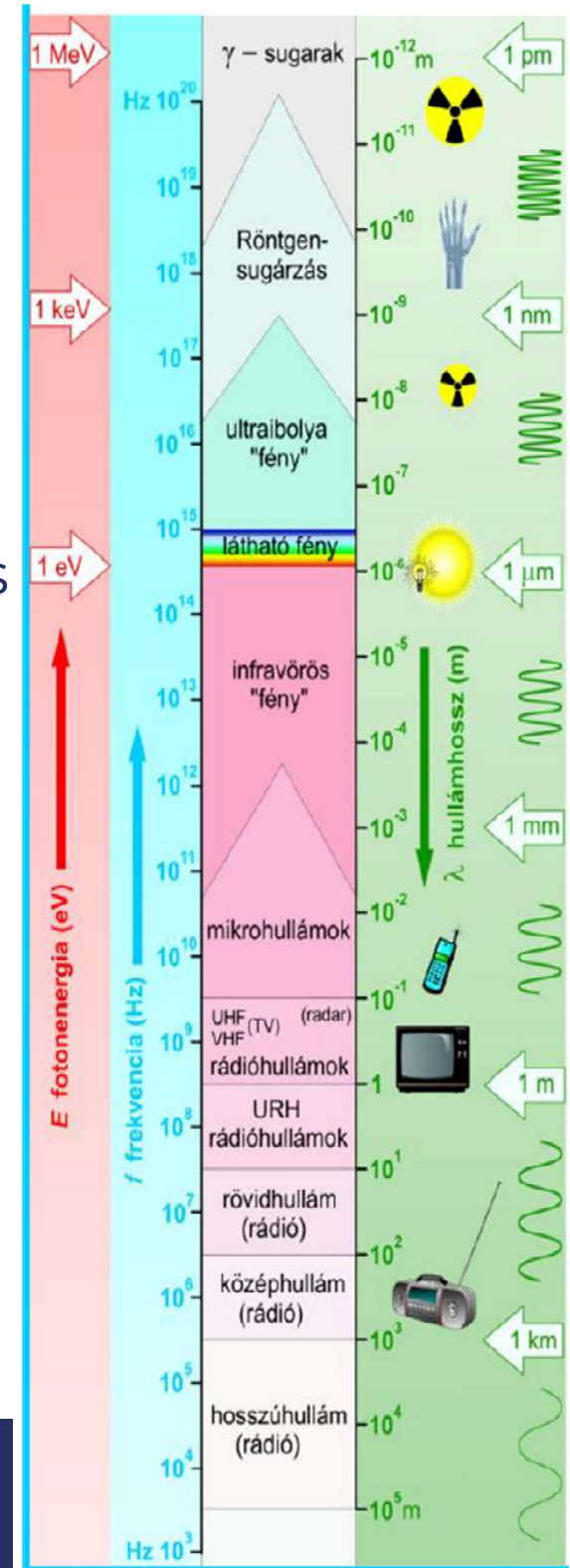
Sugárzások



Gamma-sugárzás

- $E = hf$
- $E = h \frac{c}{\lambda}$
- γ -sugárzás ($E > 100 \text{ keV}$ MeV tartomány)
 - radioaktív magok bomlása, kozmikus sugárzás
- Röntgensugárzás (100 eV-1MeV)
 - RTG cső (karakterisztikus és fékezési sugárzás)

A γ -sugárzás magreakciók során keletkezik. Az atommag energetikailag magasabb állapotban (aktivált) marad egy részecske kibocsátása után, és ez az állapot egy diszkrét értékkel csökken a stabil állapot eléréséhez. Az energiakülönbséggel egyenlő energiájú foton bocsátódik ki → meghatározott energiájú elektromágneses sugárzás



Aktivitás (Λ)

$$\Lambda = \left| \frac{\Delta N}{\Delta t} \right|$$

N-bomlásra képes atomok száma

t- idő

ΔN - a Δt idő alatt elbomlott atomok száma

Aktivitás $\rightarrow$ egységnyi idő alatt elbomlott atomok száma

Bomlástörvény

$$\Delta N \sim N$$

N a bomlásra képes (=elbomlatlan) atomok száma
 $(-\Delta N = a \Delta t)$ idő alatt elbomlott atomok száma

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N$$

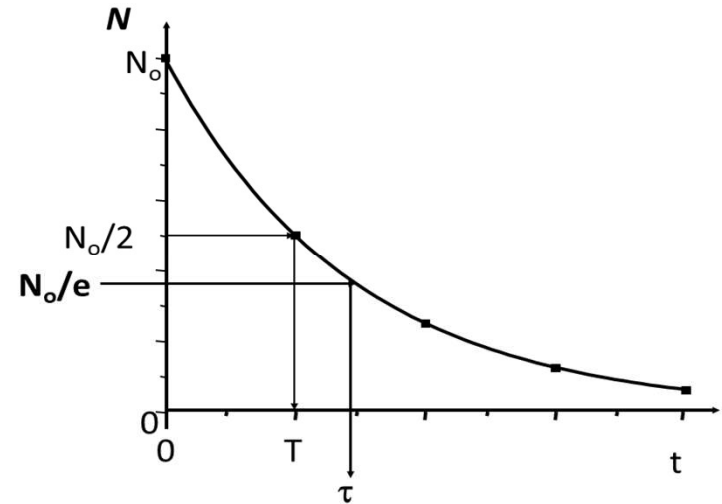
λ : bomlási állandó, bomlási valószínűség [1/s]
 $1/\lambda = \tau$ idő! átlagos élettartam

differentiálegyenlet

megoldása:

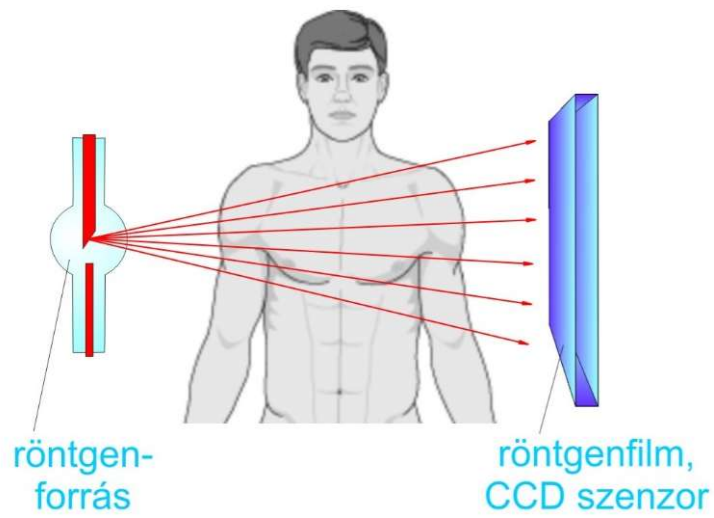
$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$
 exponenciális lecsengés!

exponenciális lecsengés!

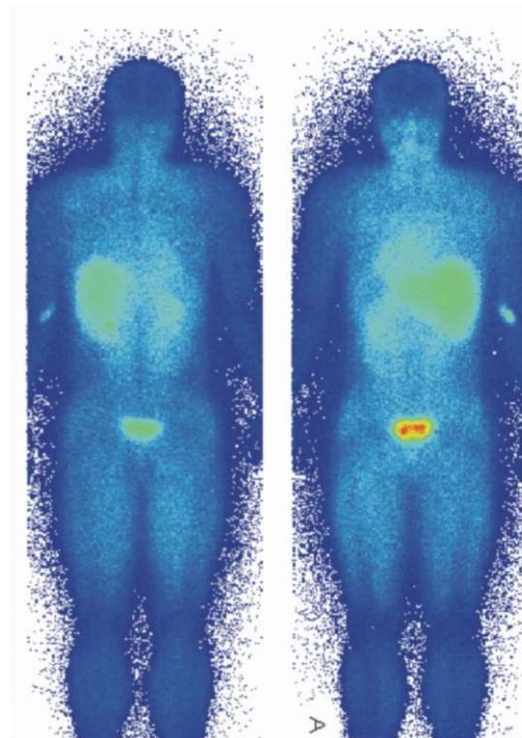
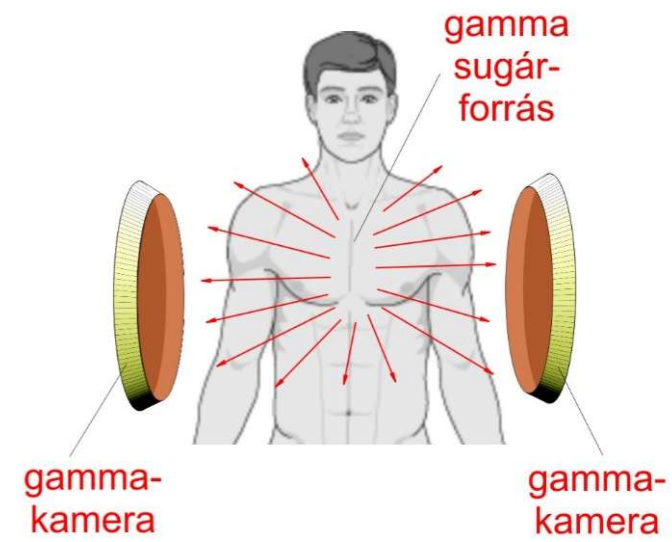


N_0 az elbomlatlan atomok száma kezdetben ($t=0$)

RÖNTGEN ÁTVILÁGÍTÁS

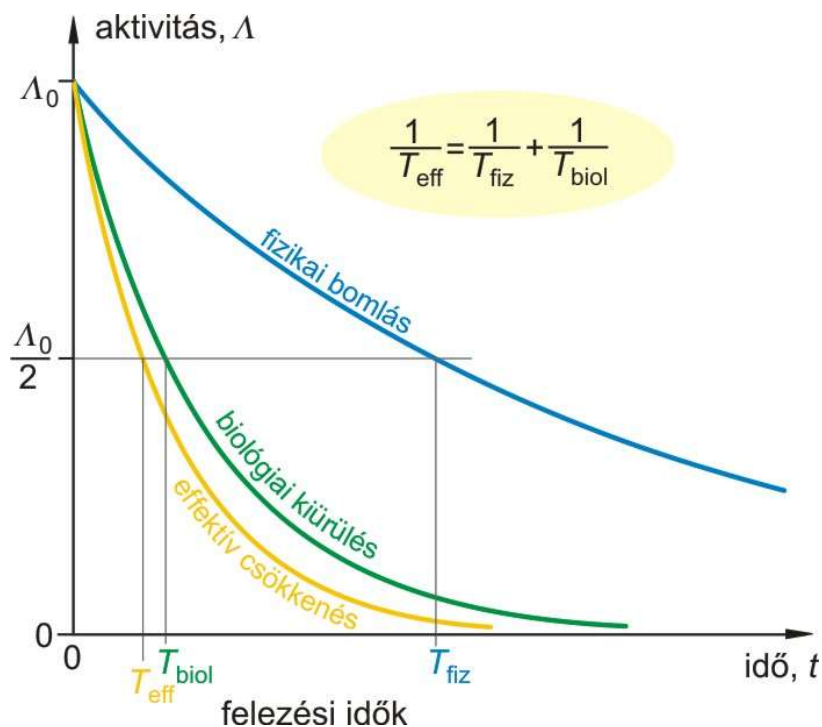
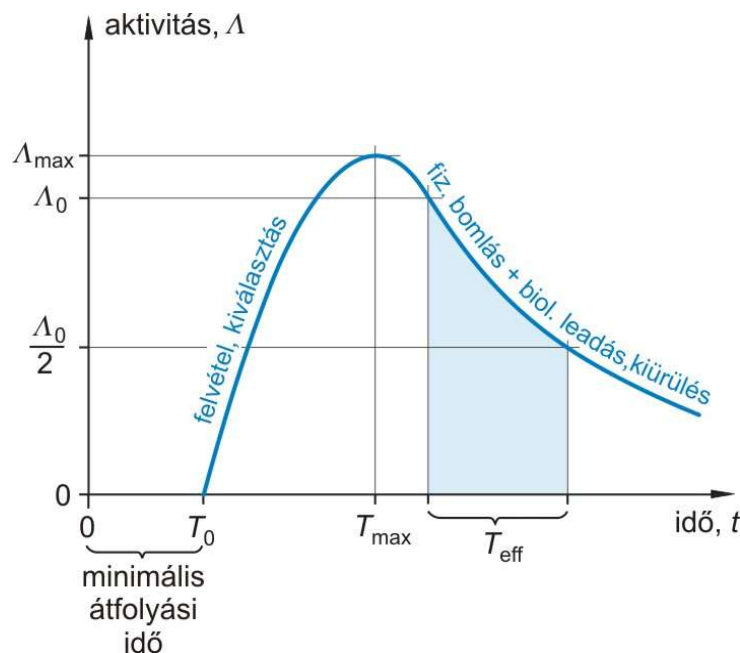


IZOTÓPDIAGNOSZTIKA



Izotóp tárolási görbe

Radiofarmakon-
hordozó molekulához
kötött izotóp



az izotóp felezési ideje

$$\Lambda = \lambda N = \frac{0,693}{T} N$$

Csökkentésének határt szabnak a vizsgálat körülményei.

A páciens védelmében minimalizáljuk!

Legyen minél rövidebb!

Csökkentésének határt szab vizsgálandó biológia folyamat időbeli lefolyása.

Érvényes az exponenciális abszorpció-törvény

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

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

Harmadik mechanizmus ha $hf > 2 \times 0,511 \text{ MeV}$
pároképzés

$$hf = 2m_e c^2 + \frac{1}{2} m_e v_e^2 + \frac{1}{2} m_p v_p^2$$

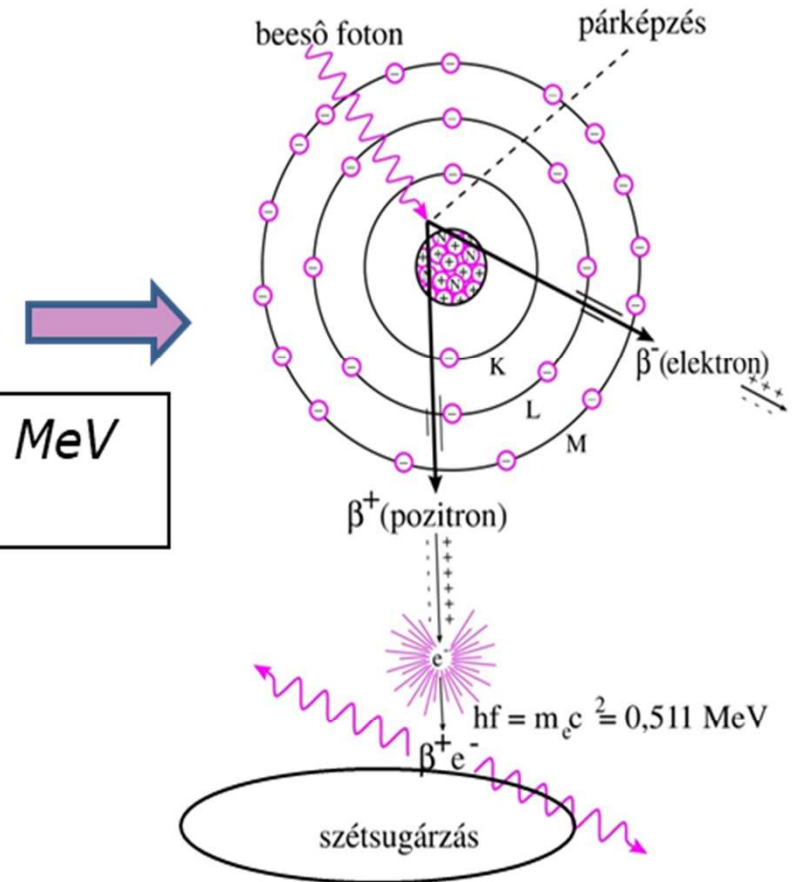
γ – energiákon az elnyelési valószínűség: $\ll$ rtg. sug.
 - 1 MeV körül minimuma lehet

γ - Diagnosztikai alkalmazás alapja:

Kis elnyelési valószínűség $\rightarrow$ a sugárzás a testen kívül detektálható
Radioaktív izotópos nyomjelzés

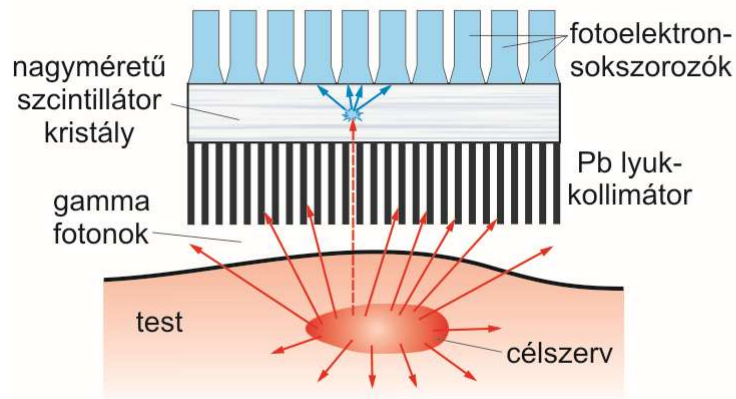
Diagnosztika – gamma kamera, SPECT (single photon emission computed tomography, PET (pozitron emission tomography)

Terápia – gamma kés

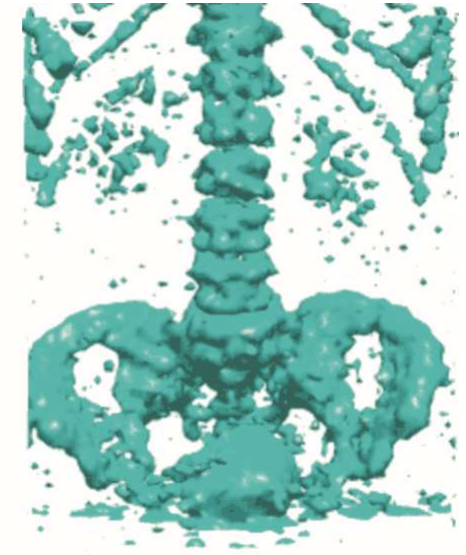


Pozitron-elektron annihiláció
 $\rightarrow$ 2 gamma foton ellentétes irányban
 0,511 MeV energiával

Gamma kamera

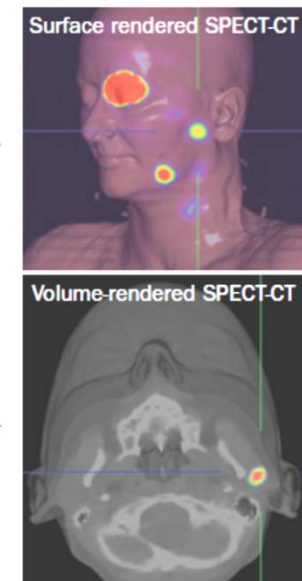
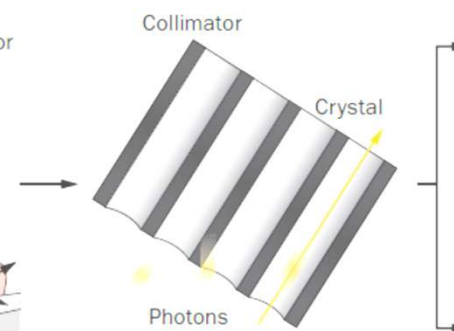
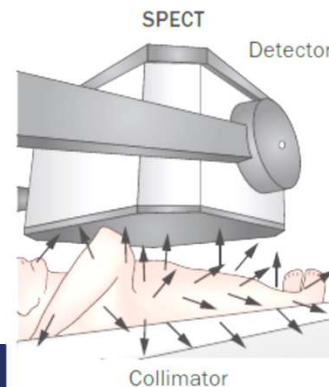
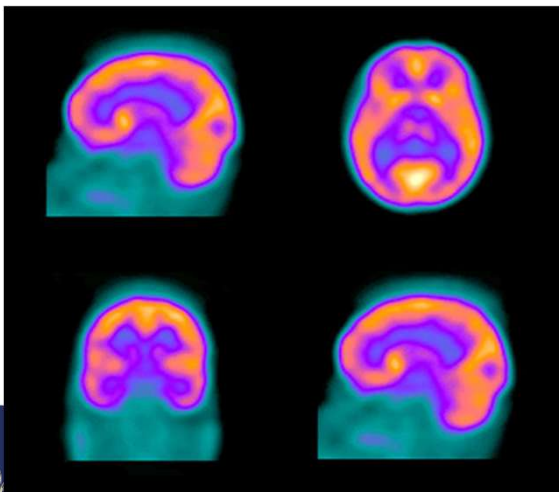


SPECT



SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography): A gamma kamerával végzett planáris szcintigráfia továbbfejlesztett változata, amely egy, vagy több gamma kamera mérőfej többirányú felvételeit felhasználva az izotópeloszlás háromdimenziós képét (3D) állítja elő.

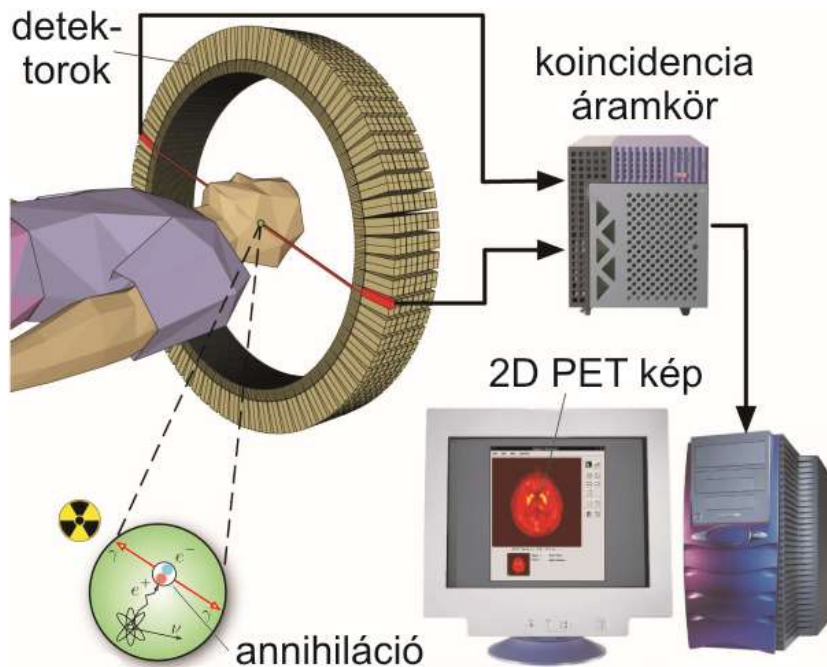
Hicks, R. J. & Hofman, M. S. *Nat. Rev. Clin. Oncol.* 9, 712–720 (2012); doi:10.1038/nrclinonc.2012.188



PET (Positron Emission Thomography): Rövid felezési idejű pozitronsugárzó izotóp által kibocsátott pozitron annihilációja két egymással ellenkező irányban távozó γ -fotont kelt, melyeket gyűrűben elrendezett, kollimátor nélküli szcintillációs detektorok fognak fel. A számítógép elemzi a detektált fotonok egyidejűségét, és kiszámítja a bomlások helyét, majd megjeleníti az izotóp két-, vagy háromdimenziós eloszlását.

γ -fotonok detektálásán alapuló diagnosztikai módszer – alapja: az anyagcserében részt vevő, kiválasztott molekulához kötött pozitron-sugárzó izotópból kilépő pozitron elektronnal ütközve annihilálódik. A keletkező ellentétes irányú, egyidejűleg keletkező γ -fotonok kerülnek detektálásra.

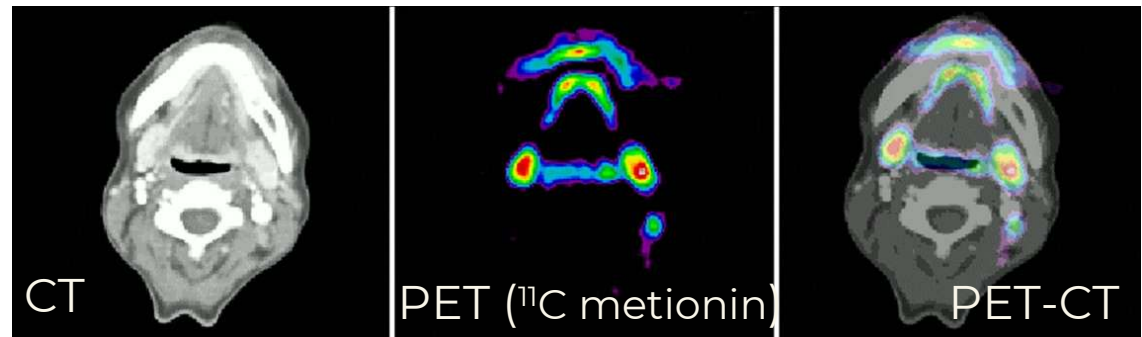
A kép az anyagcserefolyamatokat jellemzi.



Hicks, R. J. & Hofman, M. S. *Nat. Rev. Clin. Oncol.* 9, 712–720 (2012);
doi:10.1038/nrclinonc.2012.188

Probléma: a β^+ izotópok (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F)

- Magreakciókkal állíthatók elő Rövid felezési idejűek
- Térbeli felbontás nem jó (5-6 mm)
- CT-vel hasznos kombinálni

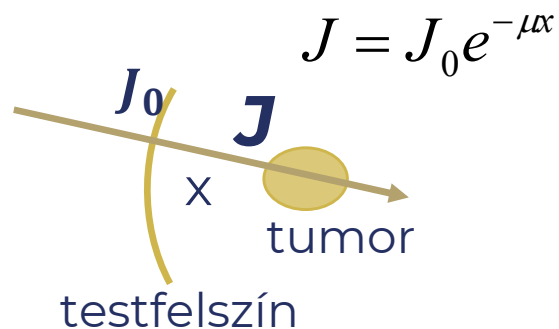


A sugárterápia szempontjai

Célja: a sugárzás energiája okozzon ionizációt szelektíven a tumoros szövetben → degradáció

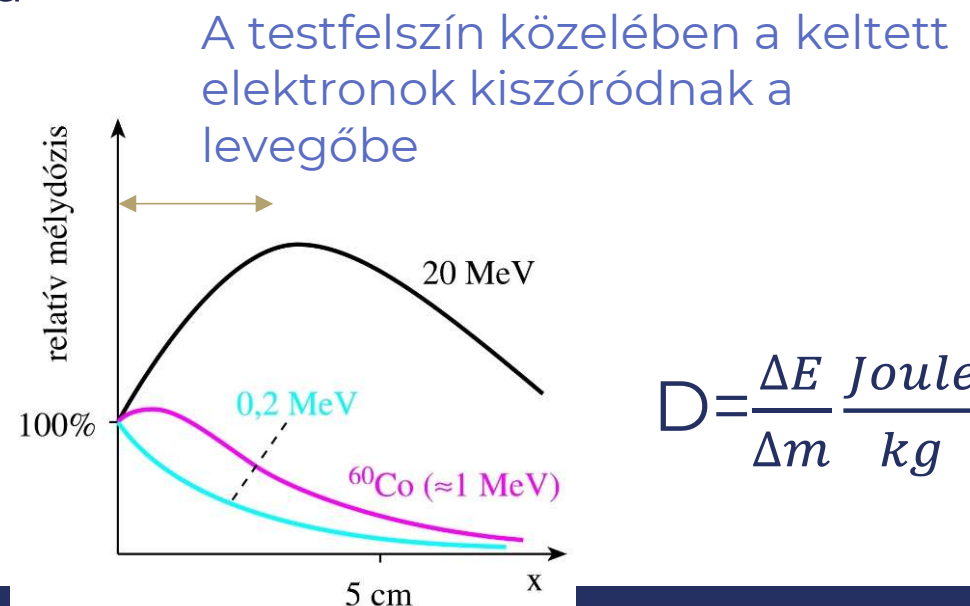
Feladat: energiát juttatni a tumoros tartományba úgy, hogy egészséges szövet ne sérüljön jelentősen

Foton-sugárzás (rtg. és γ) alkalmazása



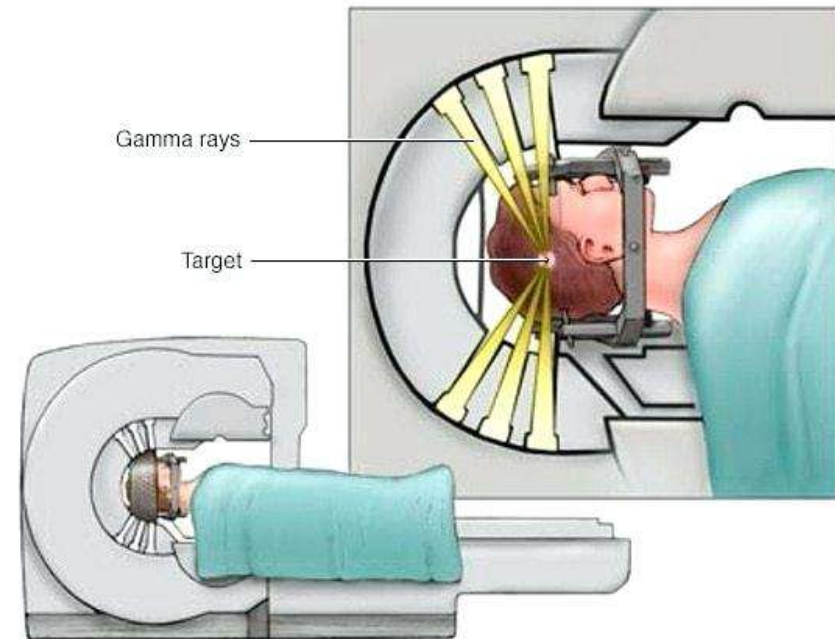
J a tumorig az egészséges szövet elnyelése folytán gyengül. **Sugárterhelés!**

Fotonsugárzásból felvett energia a testfelszíntől távolodva



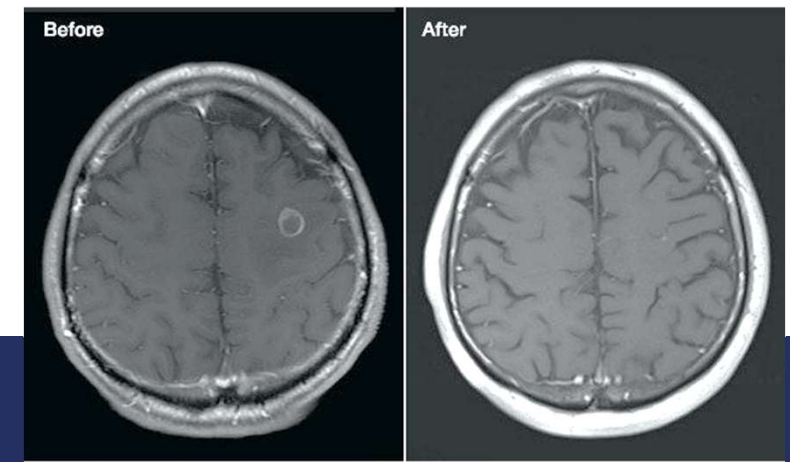
$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \frac{\text{Joule}}{\text{kg}}$$

Gamma kés



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH

- Fókuszált gamma sugárzás
- Co^{60} mint sugárforrás (201 db)
- Gamma foton energiája 1MeV fölötti
- A szuperpozíció miatt van biológiai hatás
- Elsődleges indikáció: agydaganat, arcideg zsába, mielin hüvely degeneráció okozta problémák, stb



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED

Köszönöm a figyelmet!