

Elektromágneses sugárzások kölcsonhatása szövetekkel és szöveti komponensekkel II. **Röntgen és gamma tartomány, előállítás, felhasználás orvosi szempontból**

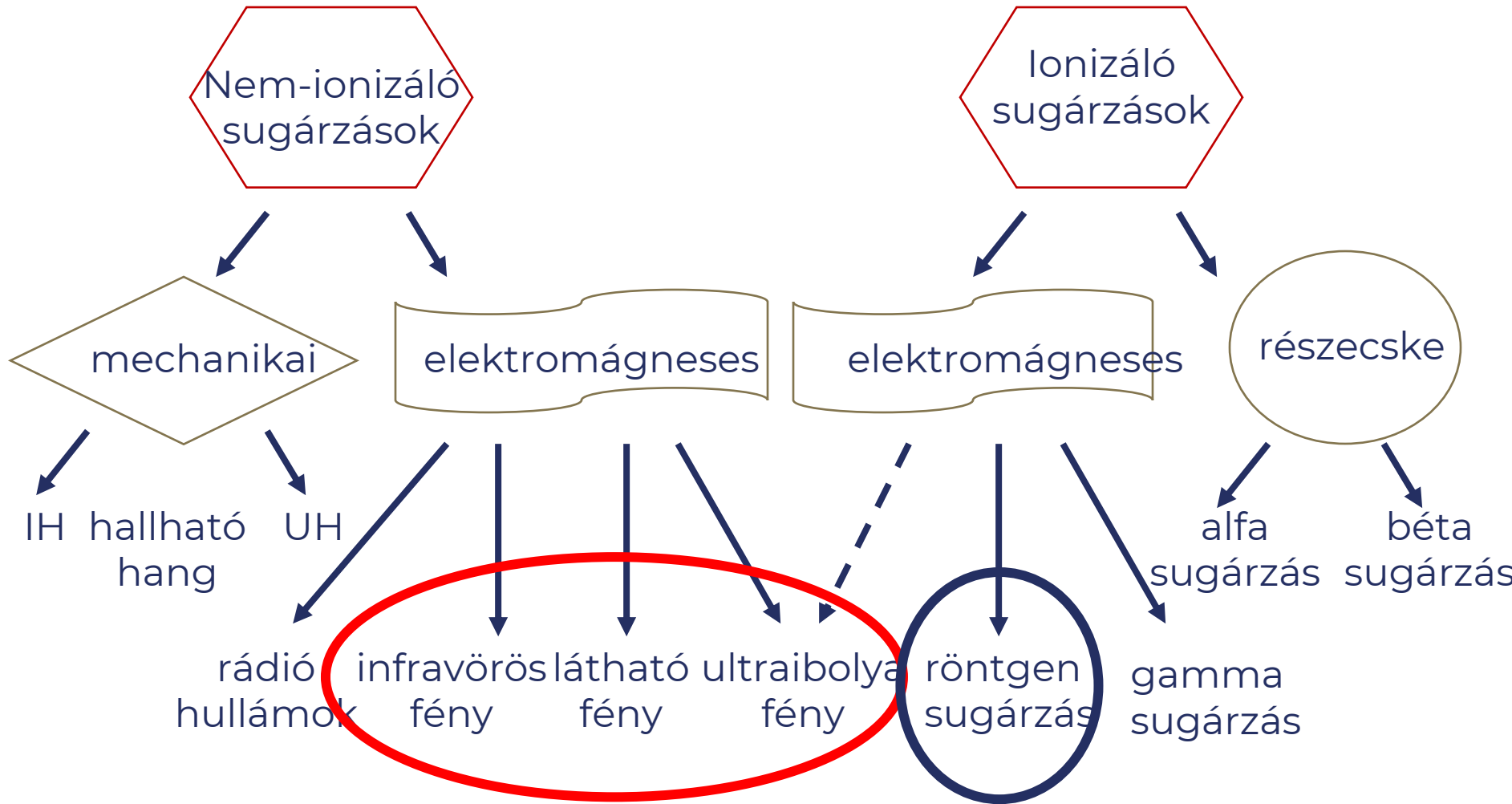


Jedlovsky-Hajdú Angéla
2024.02.28.

Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet,
Nanokémiai Kutatócsoport

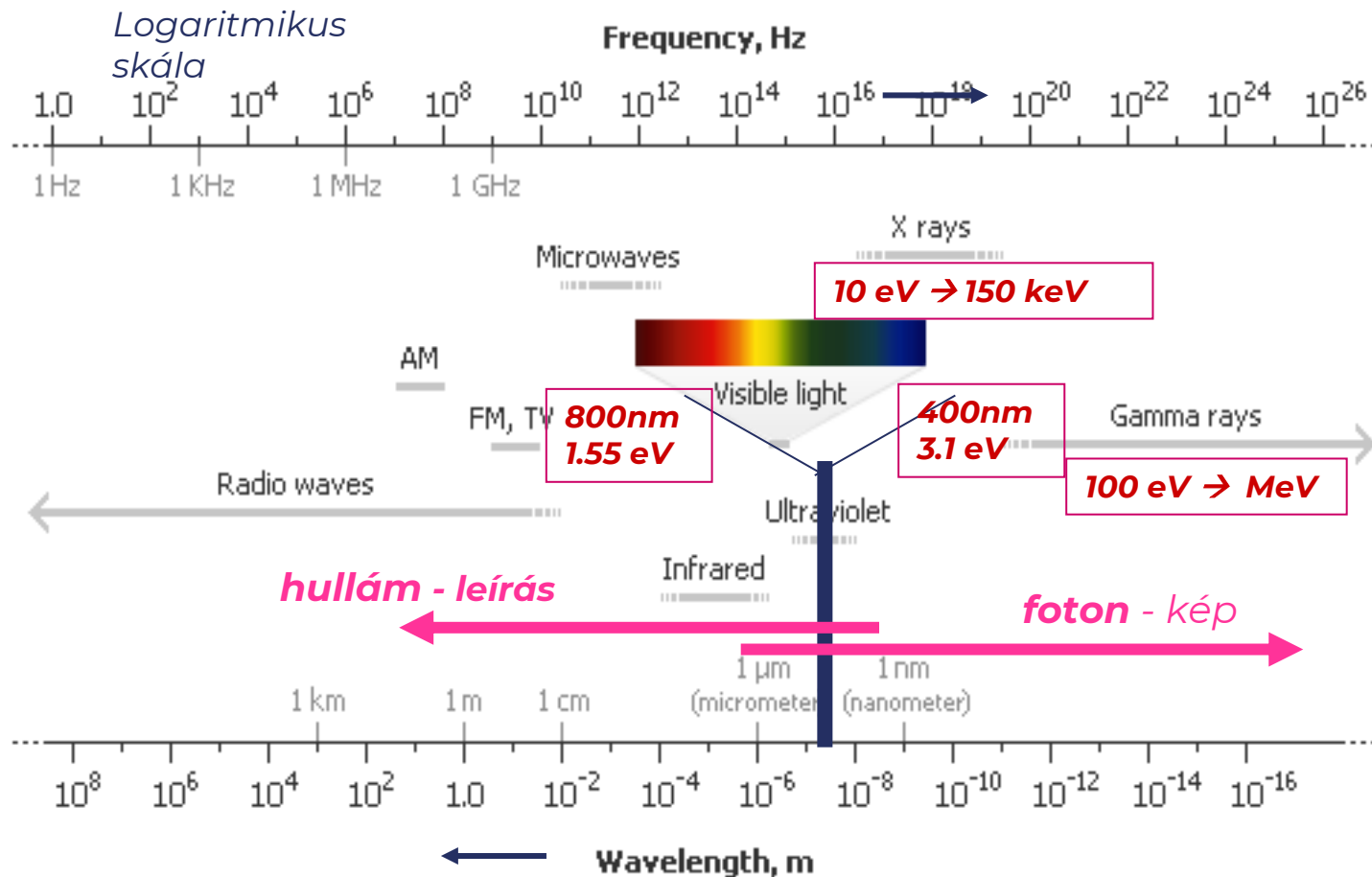


Sugárzások



Elektromágneses sugárzások – kettős természet

$$\text{fotonenergia} = hf \text{ (eV)}$$



	fény	röntgensugárzás
Fotonenergia	1.5 – 3 eV	20 – 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

Energiaátadás 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

oszthatatlan energiaadag

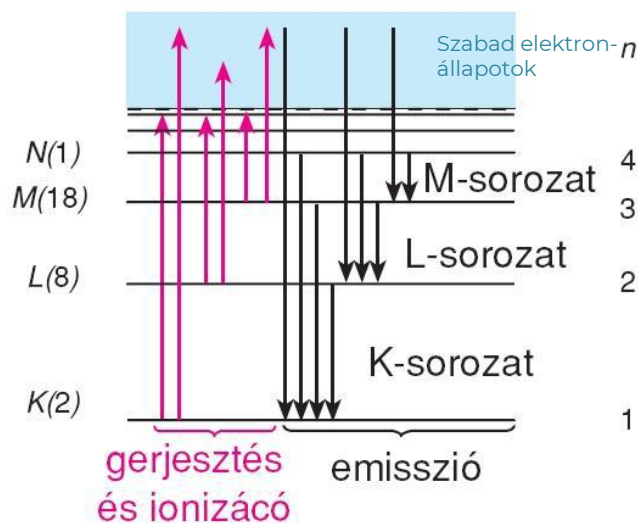
1 elektron (felhő)

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

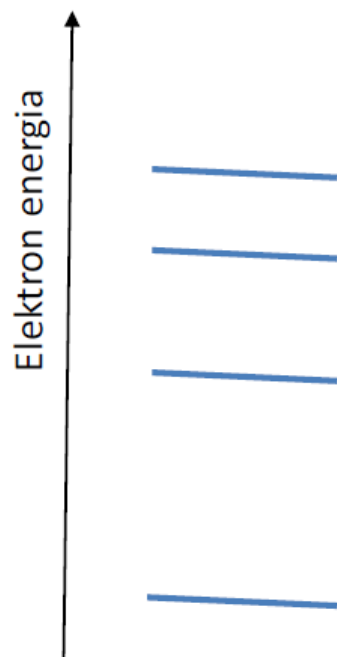
Sok elektronos atomok belső elektronpályái!

Röntgen foton energiája

Elektron-energia lehetőségek típusai

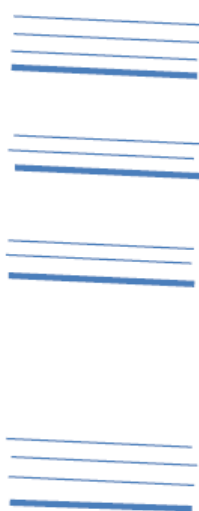
Izolált atomok

Csak meghatározott, kvantált energiák



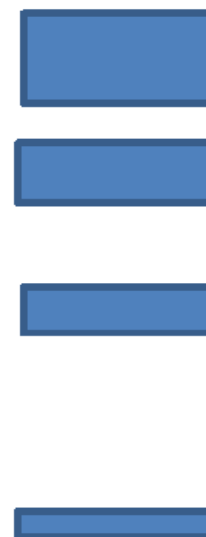
izolált molekulák

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



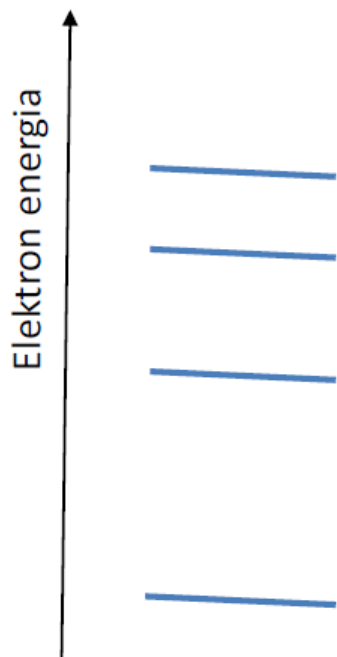
Az elektronok ilyen állapotokat vehetnek fel (Pauli elv, Hund szabály), ha azok nem betöltöttek

Elektron-energia lehetőségek típusai

Emberi test,
detektorok

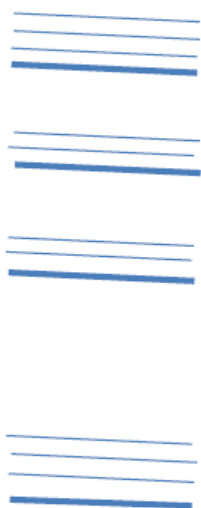
Izolált atomok

Csak meghatározott, kvantált energiák



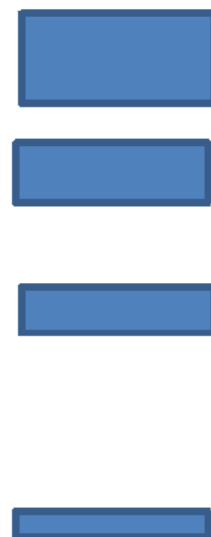
izolált molekulák

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

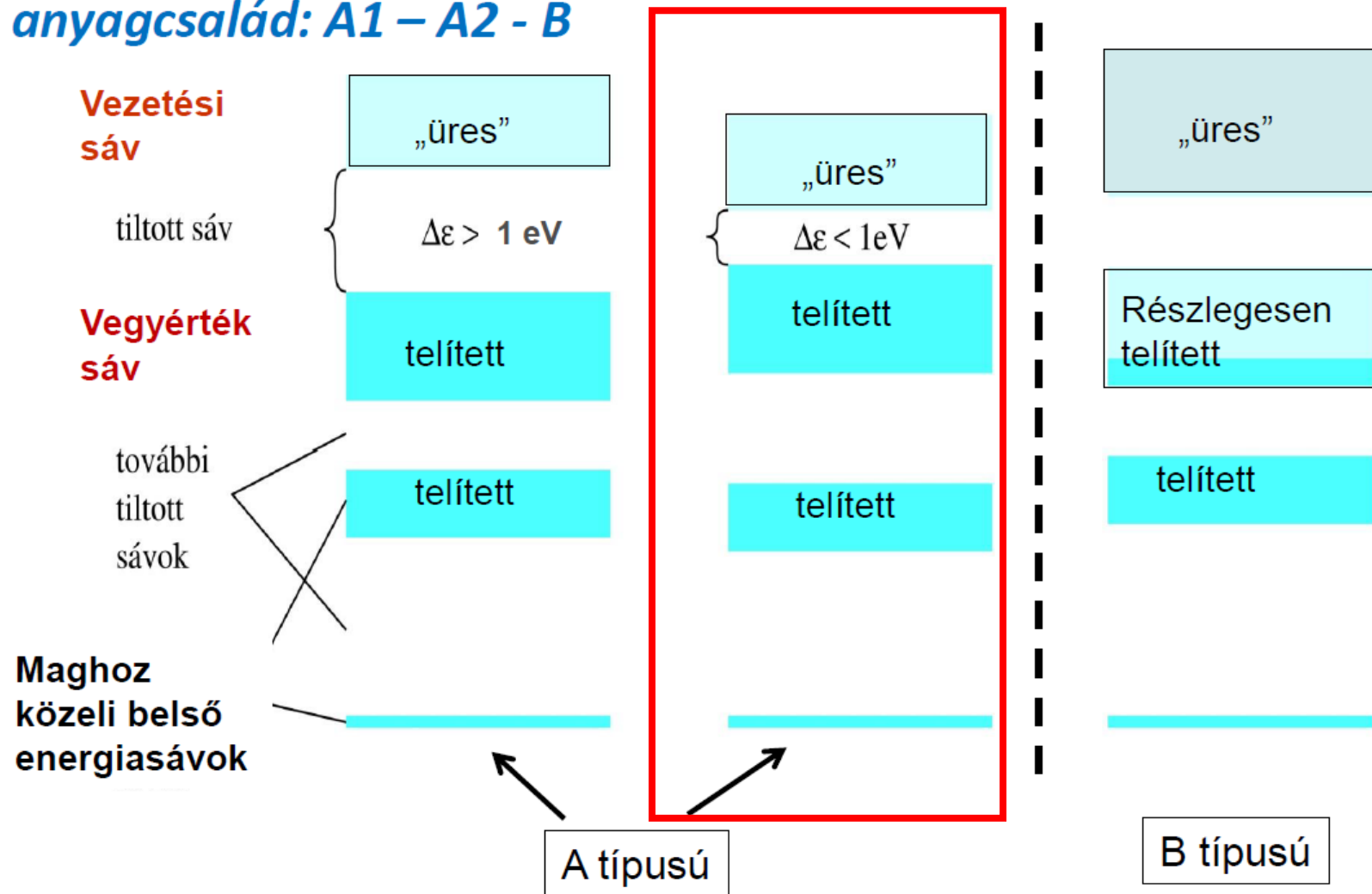


kölcsönható részecskék – szilárd testek

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



A fizikai/kémiai tulajdonságok a legfelső telített és a legalsó üres sáv energetikai tulajdonságaitól függnnek → ***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. főtételét 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

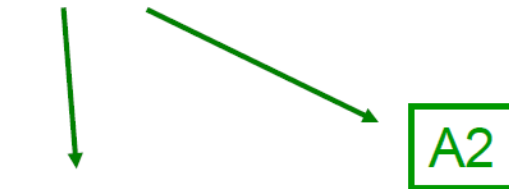
$$\frac{n_k}{n_j} = e^{-\frac{\varepsilon_k - \varepsilon_j}{kT}} = e^{-\frac{\Delta\varepsilon}{kT}}$$

Boltzmann
faktor

Az energia-szintek bármely (j,k) kombinációjára igaz

Tiltott sáv → „gap”

A - Telített vegyértéksáv – üres vezetési sáv



A1 A tiltott sáv energiájától függően!



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
(tiszt) félvezetők

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

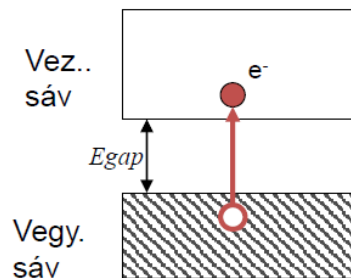
		$E_g \text{ (eV)}$
0 K	Si	1.1
	Ge	0.75

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

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

\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

$$\sigma = \underset{\substack{\uparrow \\ \text{Gyengén függ } T\text{-től}}}{\text{konst.}} * e^{-\frac{E_{\text{gap}}}{2kT}}$$

Kétféle töltéshordozó keletkezése és rekombinációja együtt
– keletkezési valószínűség arányos a B. faktoral.

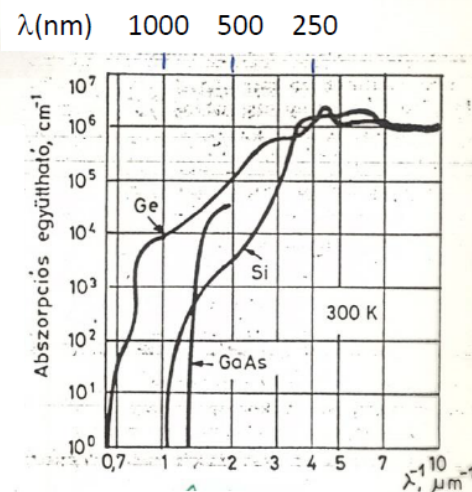
A fajlagos vezetőképesség (σ) a hőmérséklet emelkedésével nő →
→ **termorezisztorok** → **hőmérséklet-mérés**

Optikai tulajdonságok – Fény!

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

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

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



Különleges család A2-n belül

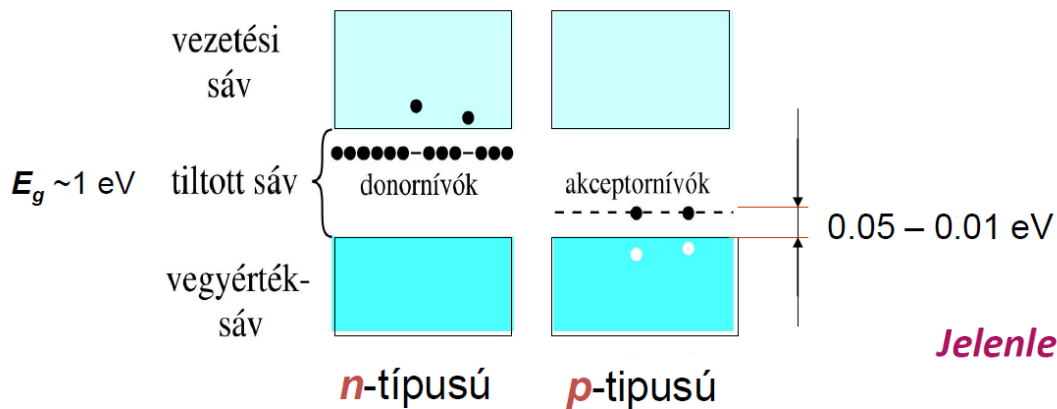
**Szennyezéses
félvezetők**

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

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

→ **Izolált szennyezők (dopants)**

Összefoglalás: n- és p-típusú szennyezéses félvezetők

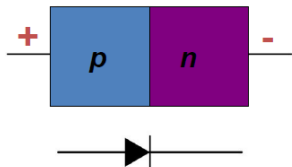


Jelenlegi legmodernebb fényforrás: LED

Az áramkörök alapelemei: dióda és tranzisztor

előállíthatók n- és p-típusú szennyezéses félvezetők

„nyitó” irányú kapcsolás: vezetés

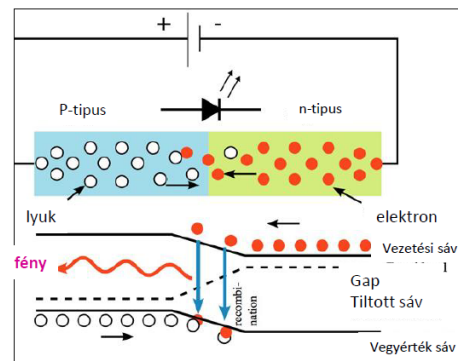
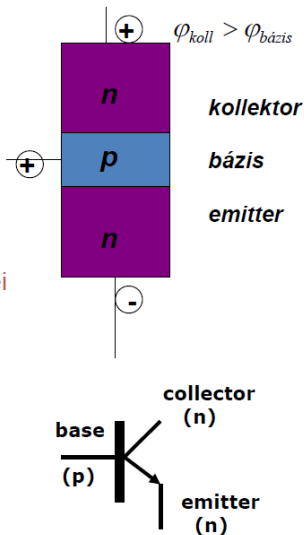


Dióda:

- egyenirányító
- elektromos feszültség → fényforrás LED
- megvilágítás → feszültség → pixel CCD kamerában

Tranzisztor:

- áramerősítő
- digitális memória elemei
- számlálók
- multivibrátorok



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

Feltétel a megfelelő szennyezés → **igen kis méretben** előállítható áramkörök → **mikroelektronika** lehetősége



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

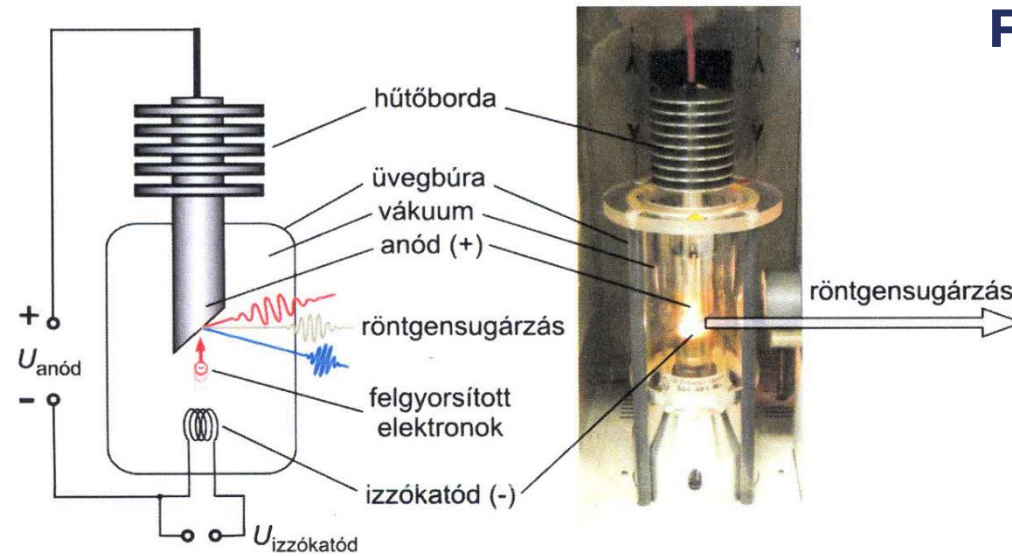
1901 fizikai Nobel-díj



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

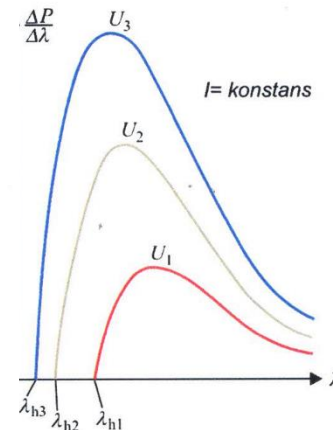
Az áthatoló, szétszóródó sugarak a test mögé helyezett filmre érkeznek. A filmekben tulajdonképpen a szervek röntgen árnyéka jelenik meg.

Röntgen cső felépítése és működése



Anód anyaga: W , Mo – magas olvadáspont

Fékezési RTG sugárzás



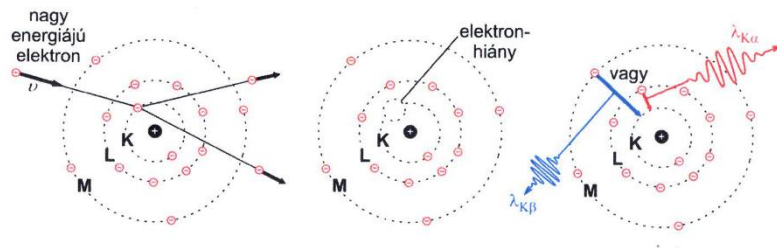
- Folytonos spektrum
- Határhullám hosszal rendelkezik

$$\lambda_h = \frac{h}{m_e v} = \frac{h}{m_e \sqrt{2eU}}$$

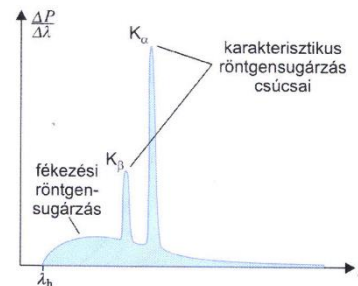
Duane-Hunt törvény

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

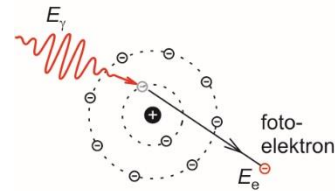
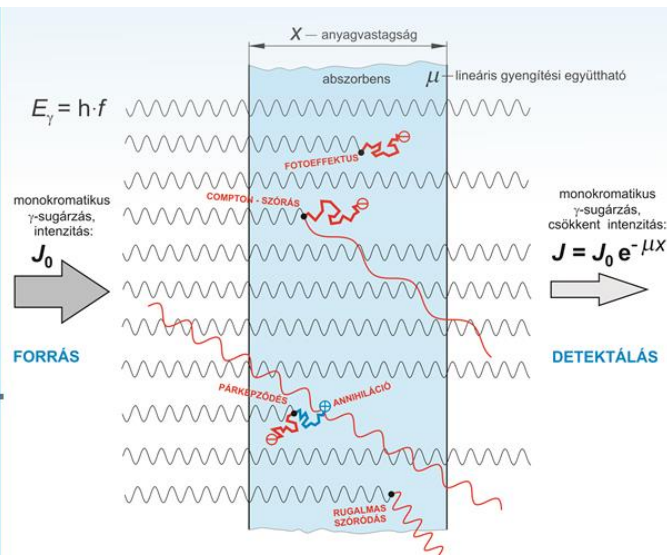
Karakterisztikus röntgensugárzás



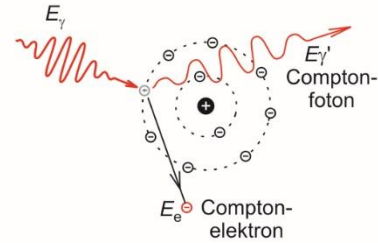
- ezen alapul a röntgendiagnosztika



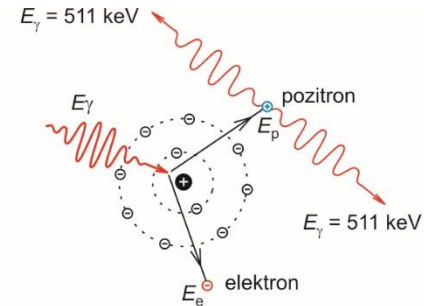
Röntgen sugárzás kölcsönhatása az anyaggal



a.) **fotóeffektus**
 $E_\gamma = A + E_e$
 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 $E_\gamma > 1022 \text{ keV}$)

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

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

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



(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, München.)



(b)

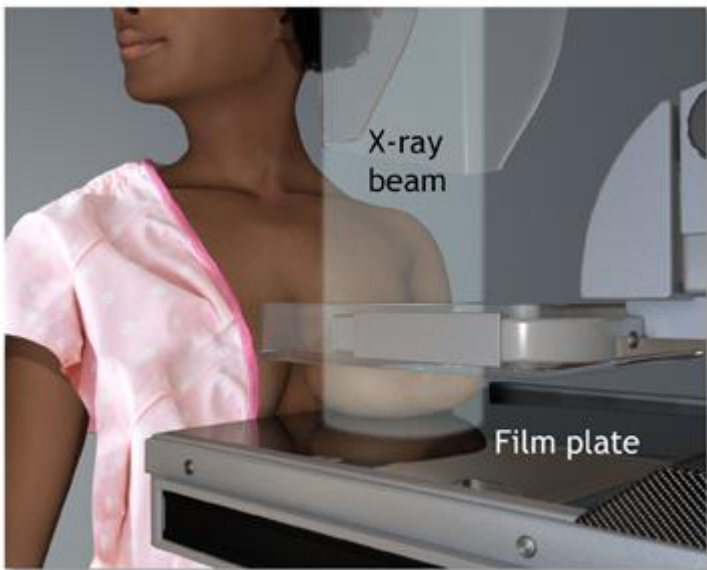
Karakterisztikus Rtg sugárzás alkalmazása

1. Kémiai analízis

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

2. Mo anód karakterisztikus röntgensugárzása

Mammográfia ~17.5 keV monokromatikus sugárzás

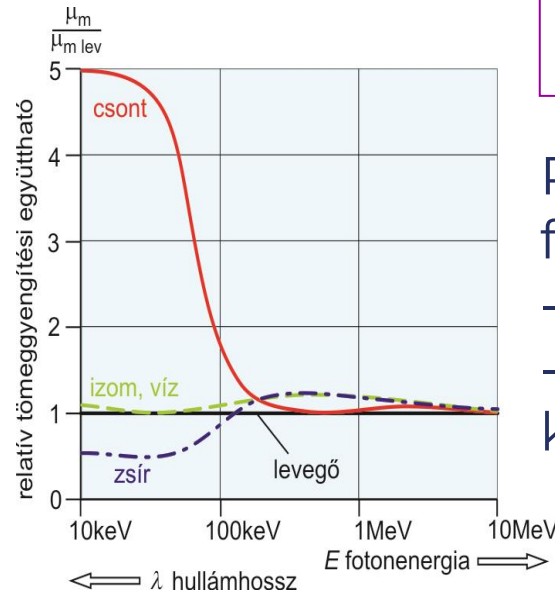
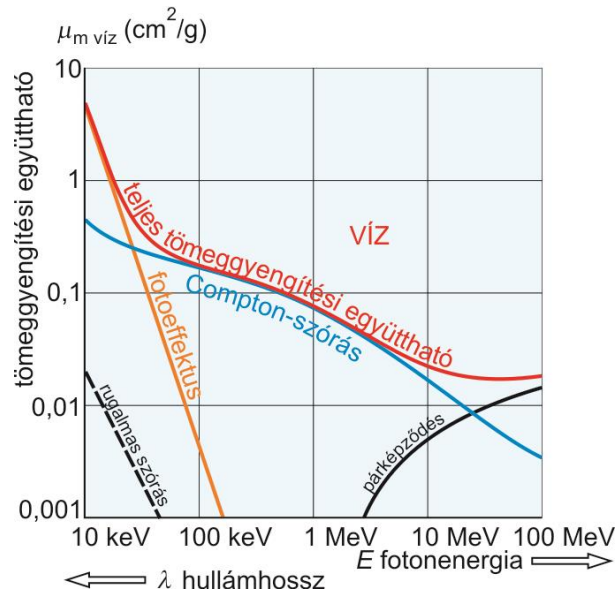


ADAM.



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 \longleftrightarrow terápia

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

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

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

Rtg-kép kontrasztja függ a

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

Példa kontrasztanyag használatára



Vastagbél
felvétel negatív
és pozitív
kontrasztanyag
használatával
Ablakozás

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

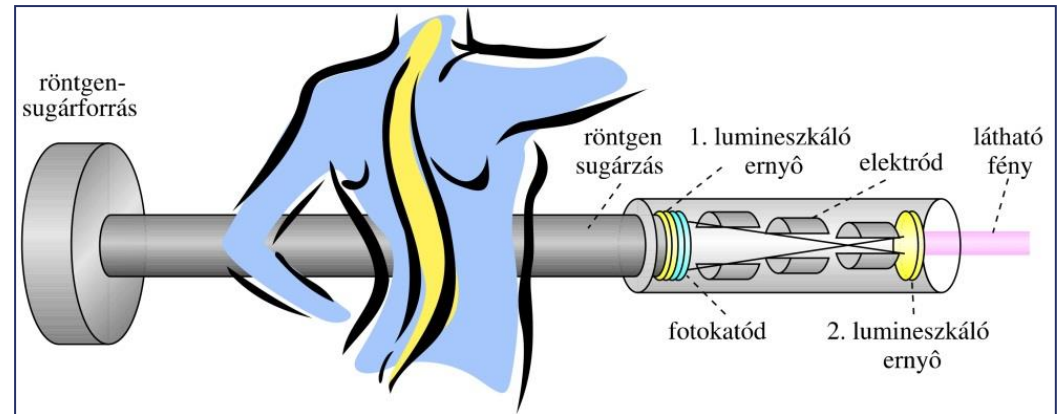
*Rtg-diagnosztikai
szempontok → lágy
sugárzási komponensek
kiszűrése*

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

Rtg-kép erősítő:

- optikai kép, de kicsinyített
- sugárterhelés csökken

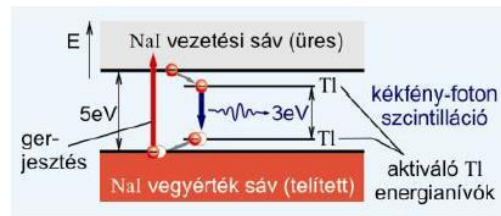
Új lumineszkáló
anyagok fejlesztése



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

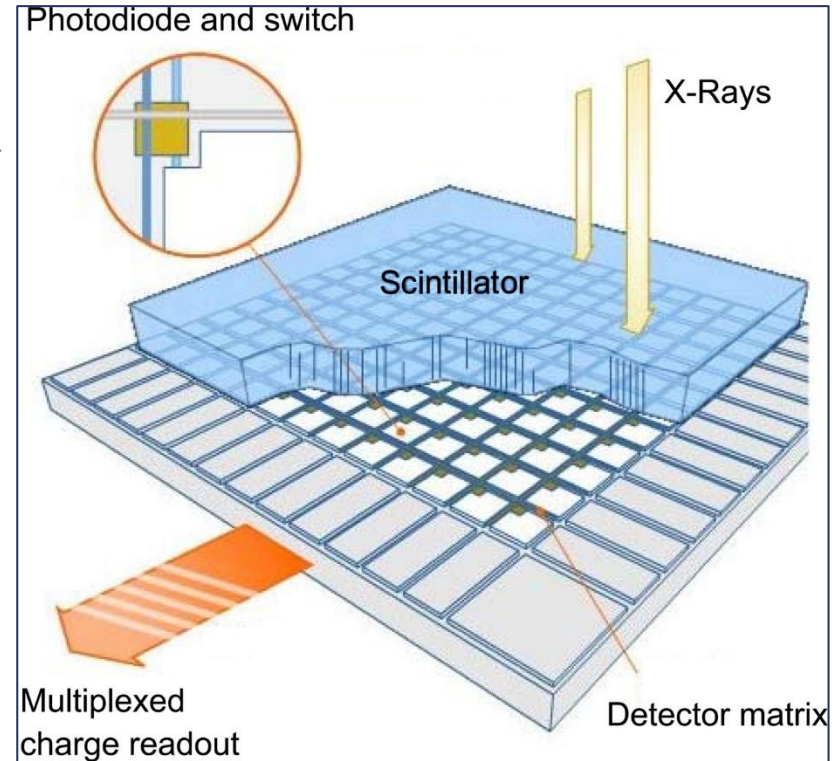
Indirekt konverziós megoldás:

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



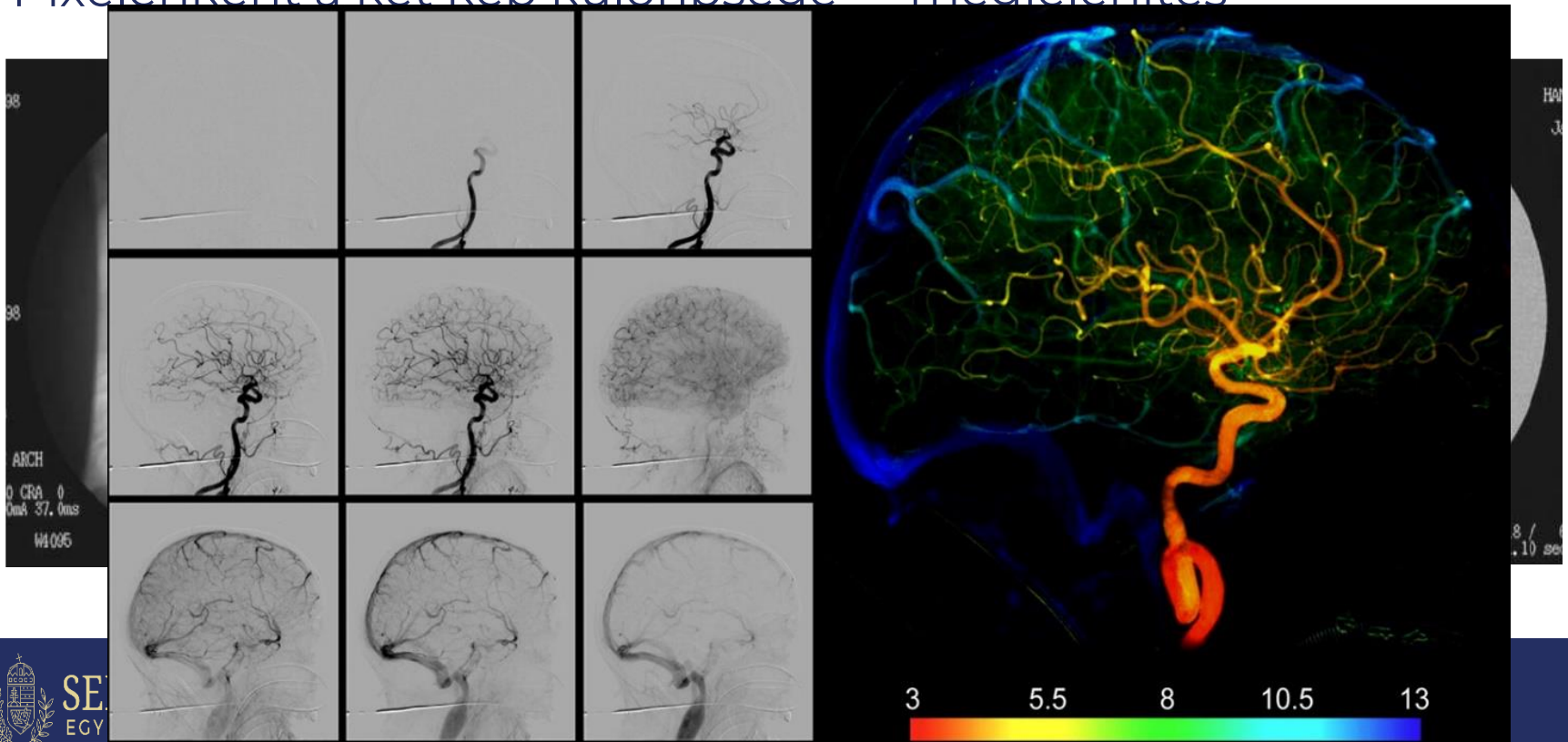
M. Spahn / Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 731 (2013) 57–63

Rtg-diagnosztikai szempontok → a digitalizálás jelentősége: DSA

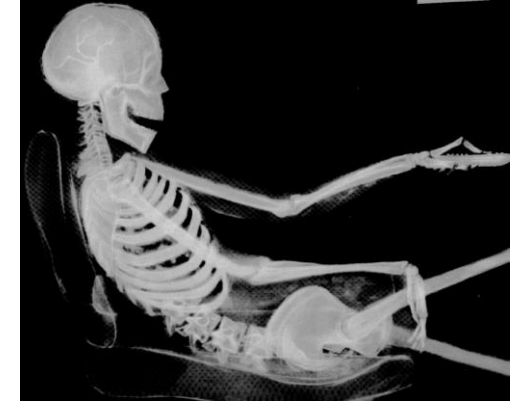
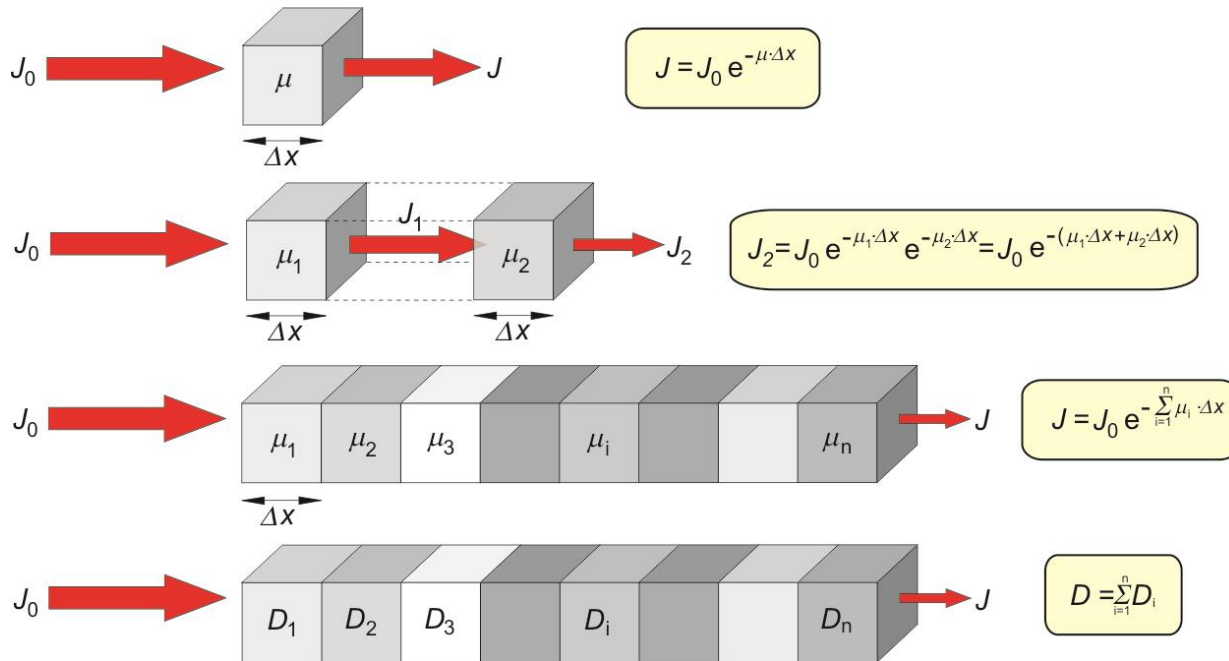
DSA: Digital Subtraction Angiography

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

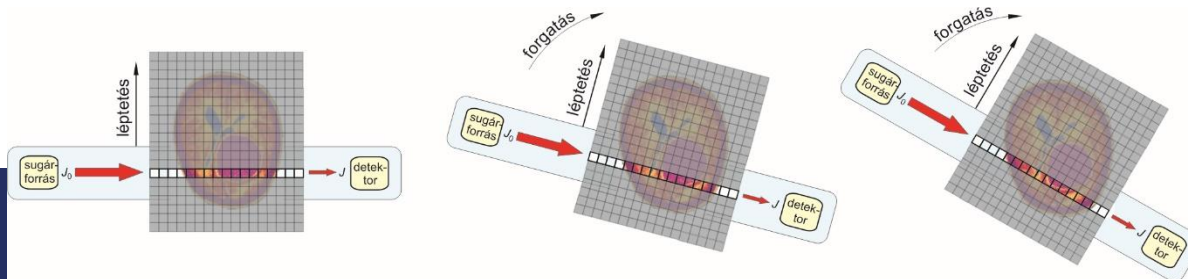


Rtg-diagnosztikai szempontok – az átvilágításban „szummációs” kép keletkezik



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

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

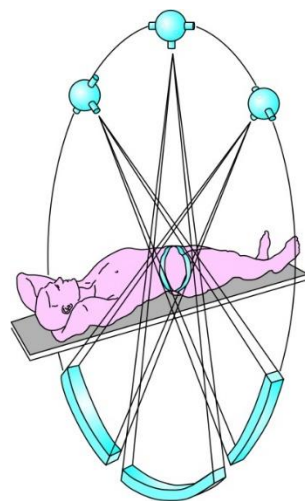
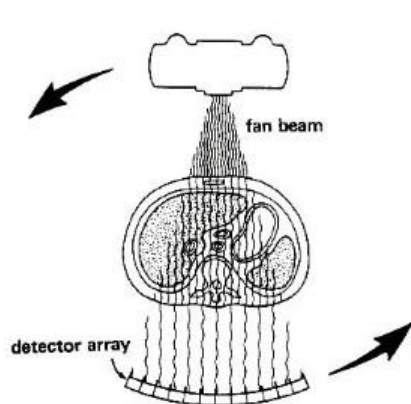


Gyakorlat!!!!

Röntgen-CT

Mérési adatgyűjtés:

-jól definiált sok irány mentén, egy síkban



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

Nagy sugárterhelés

~ 500x hagyományos

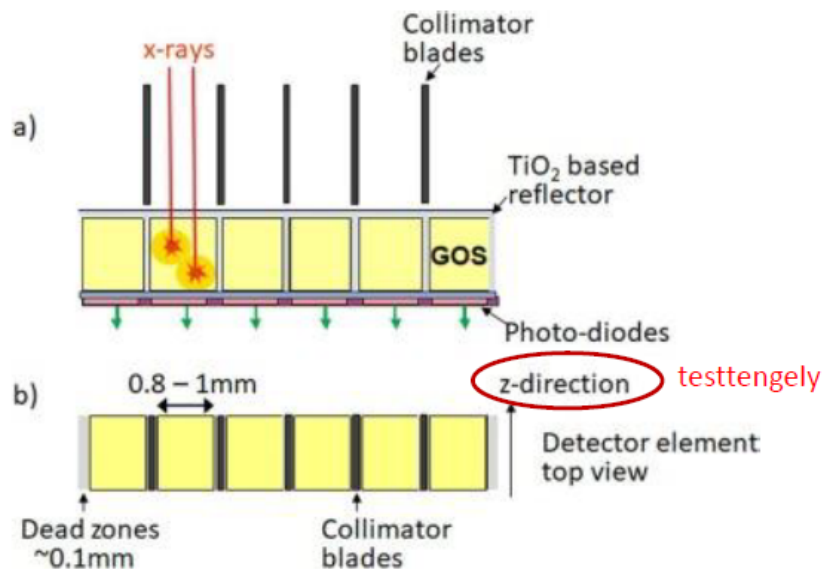
-minden képelem járuléka legalább két
független irány mentén megmérődik

-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: $1 \times 1 \text{ mm}$

Hátrányok:

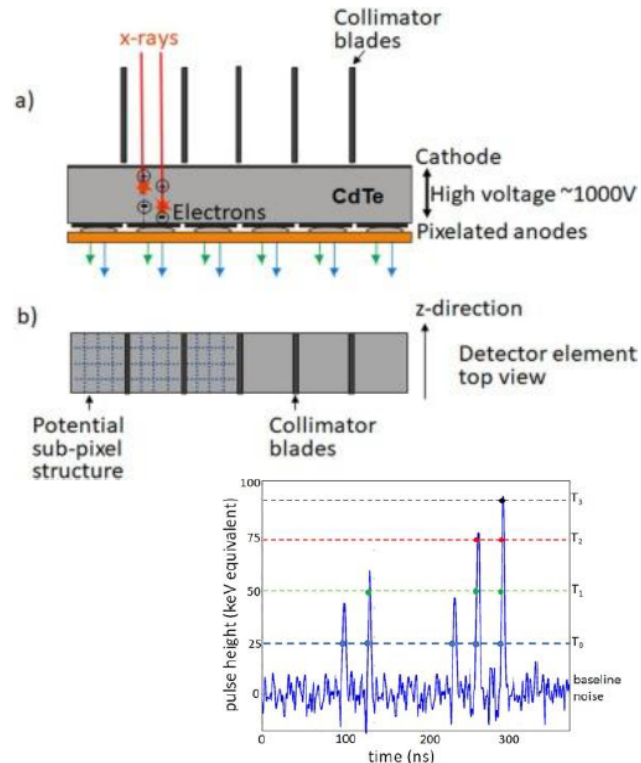
- Nagy az elektronikus zaj – nem lehet eléggé csökkenteni a Rtg dózist
- energia-súlyozás: a jel nagysága arányos a fotonenergiával
- A jel az összes fotonenergia jelének összege – nem energiaszelektív
- A fotonok 20%-a elvész a pixeleket szeparáló falakban \rightarrow nem lehet eléggé növelni a felbontást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



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)

Thomas Flohr et al., *Physica Medica* 79 (2020) 126-136

Hounsfield-skála - ablakozás

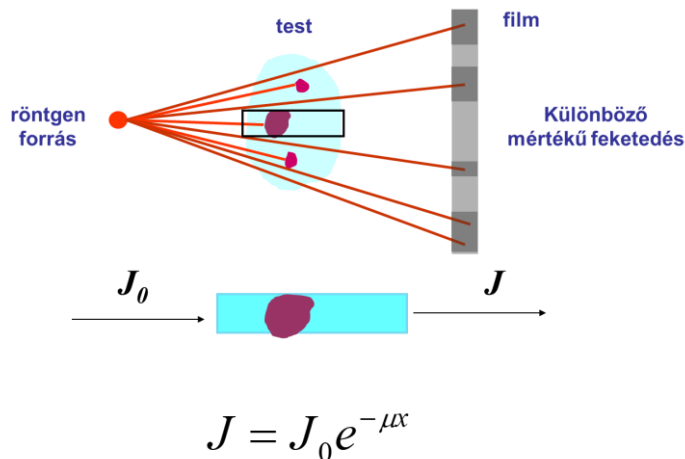
$$HU = \frac{\mu - \mu_{\text{víz}}}{\mu_{\text{víz}}} * 1000$$

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

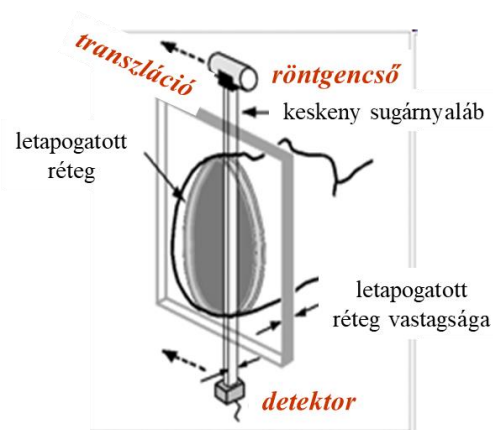
Ablakozás: egy adott tartomány
széthúzása a teljes
szürke-skálán



Szummációs kép



Első generációs CT



Egymást követő detektálási pozíciók

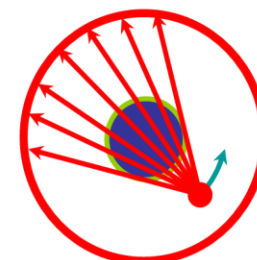
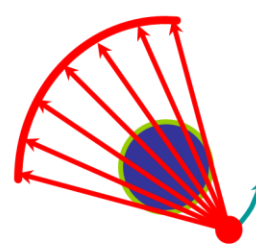
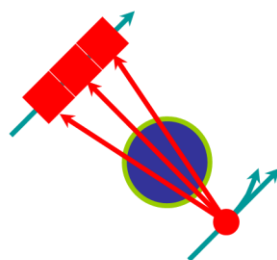
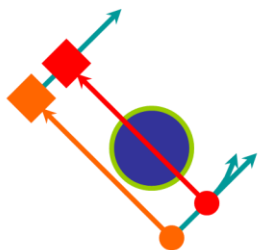
CT generációinak fejlődése

első generáció

második generáció

harmadik generáció

negyedik generáció



Egy detektor
"Haladás és elfordulás"
Párhuzamos sugarak

Több detektor
"Haladás és elfordulás"
Enyhe legyezőnyaláb

Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb

Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugarforrás elfordulása
Széles legyezőnyaláb

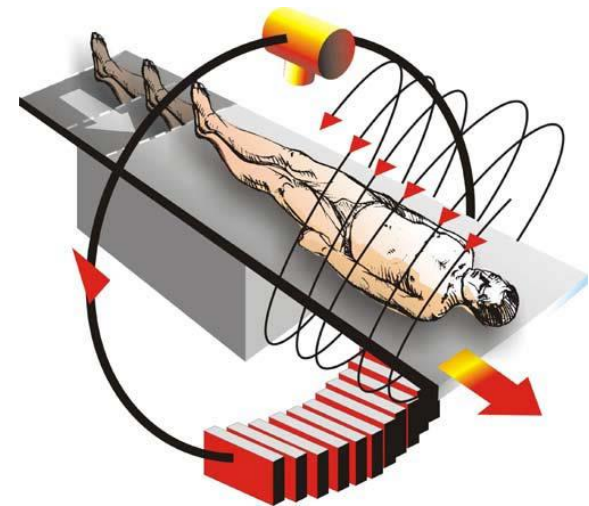
második generáció 5 perc



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



Röntgen sugárzás terápiás alkalmazások

NCI (National Cancer Institute) → A type of radiation therapy that uses high-energy radiation from x-rays to kill cancer cells and shrink tumors.

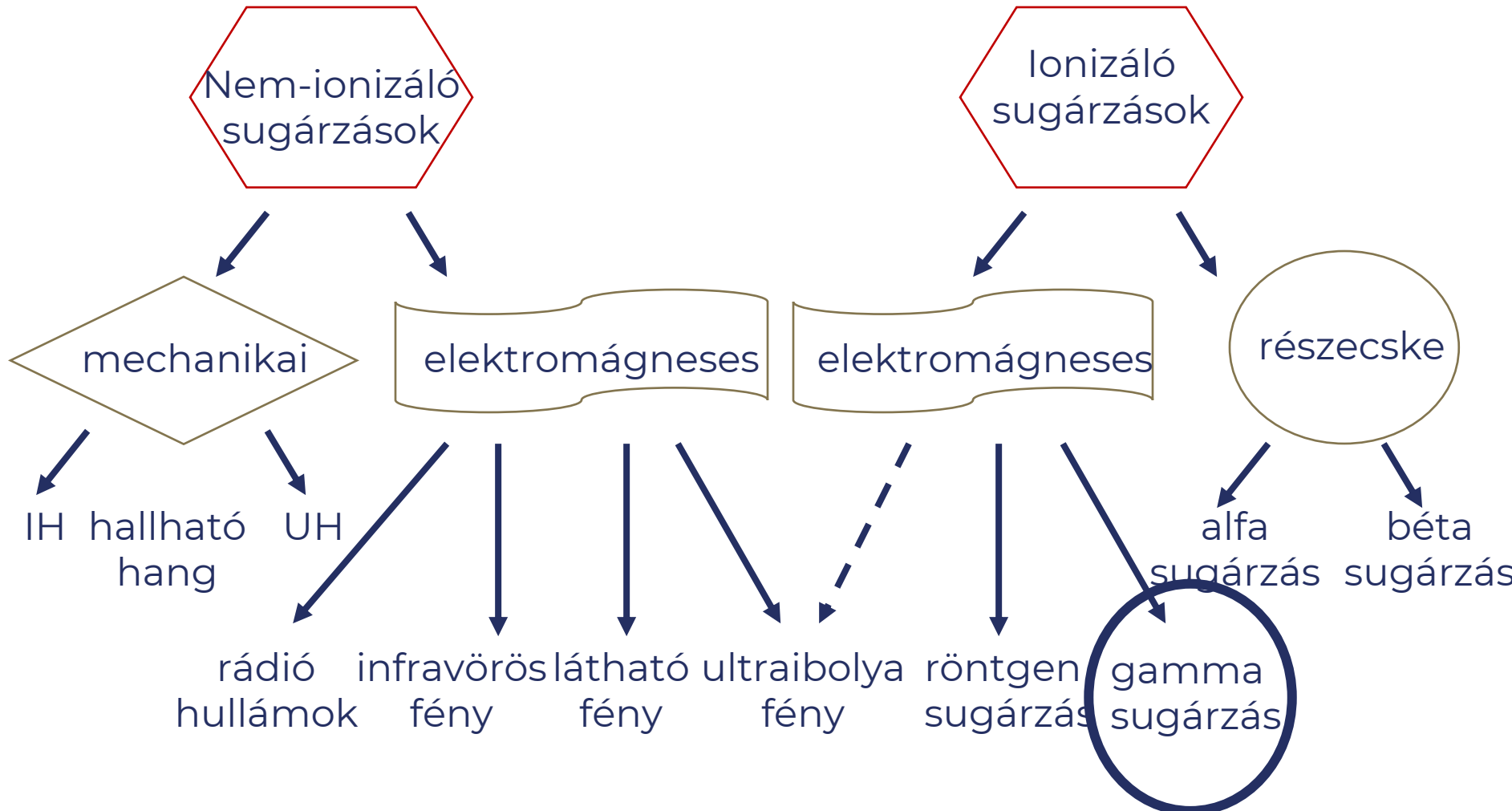
Hogyan? → DNS károsításával

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)

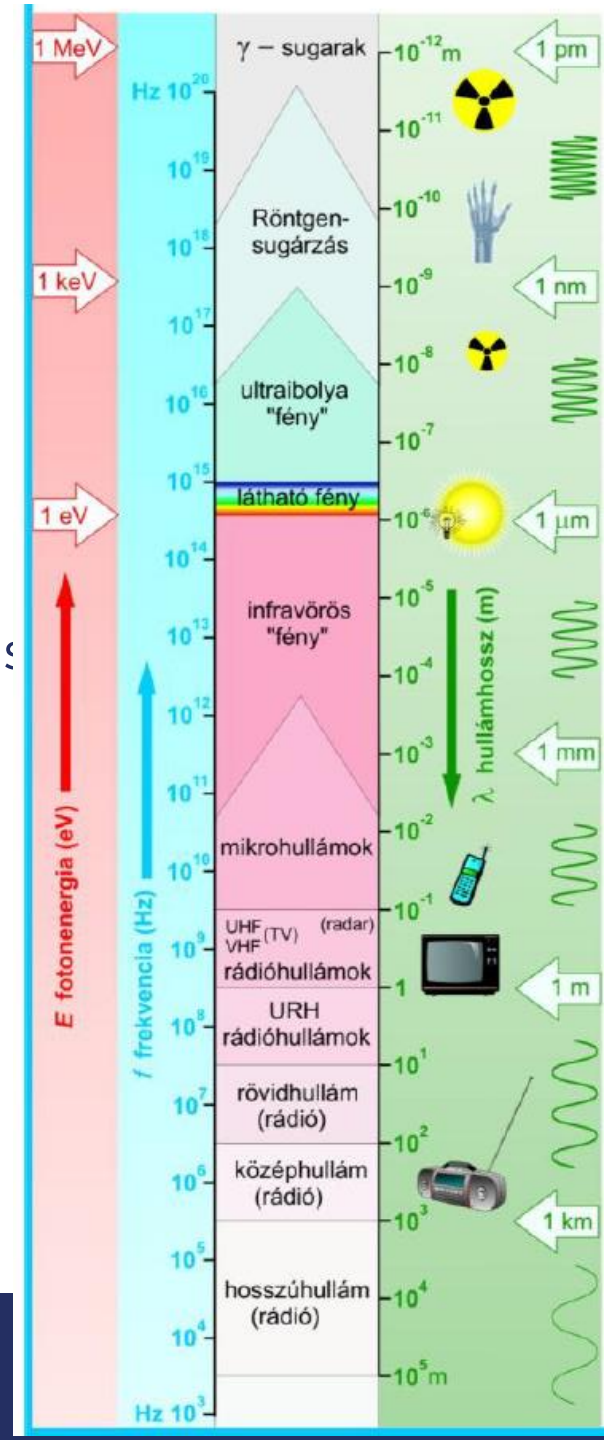
Sugárzások



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

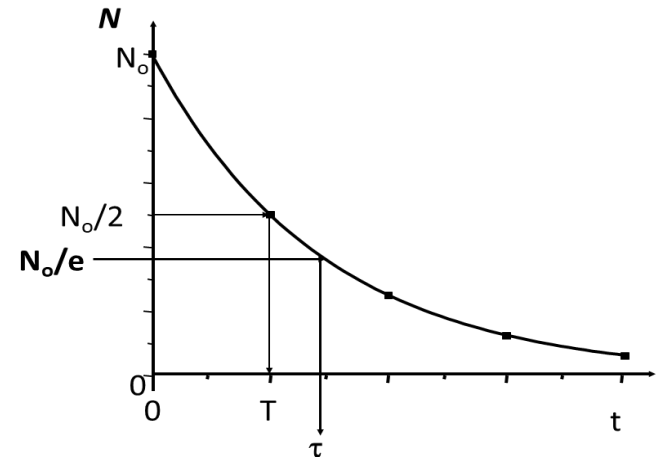
differentiálegyenlet

megoldása:

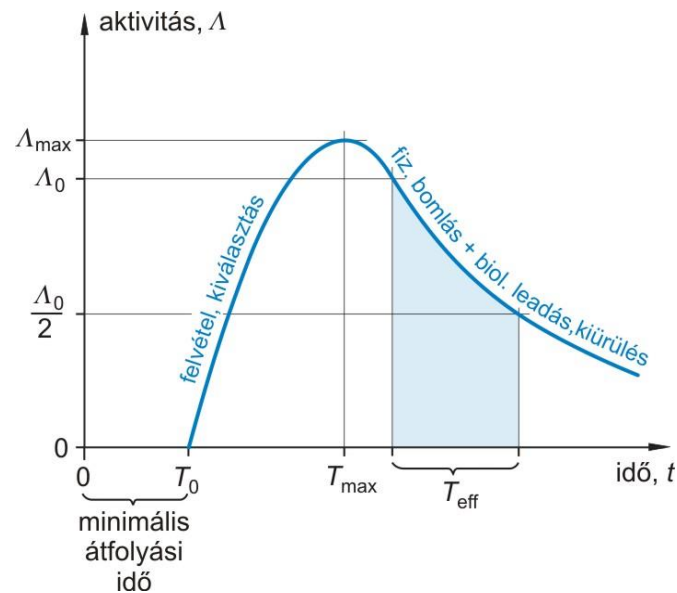
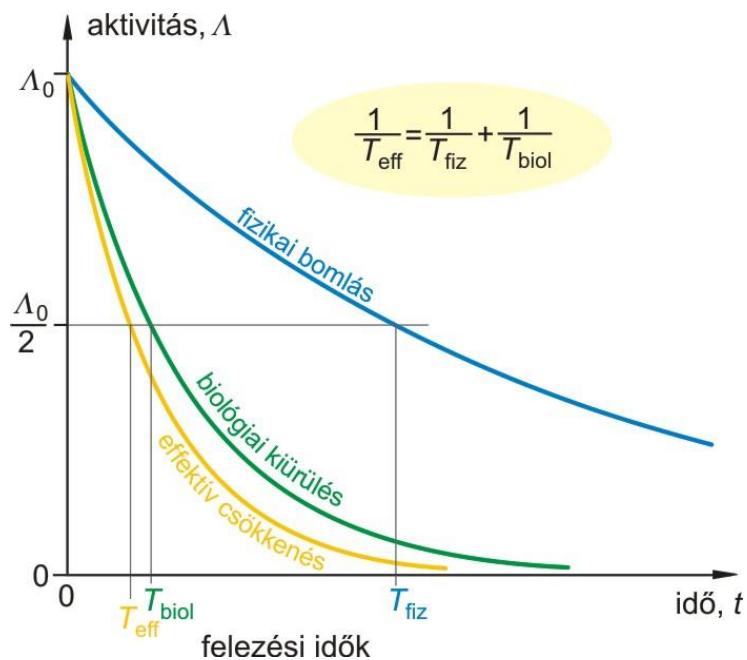
$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

exponenciális lecsengés!

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



Izotóp tárolási görbe



az izotóp felezési ideje

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

Csökkentésének határt szabnak a vizsgálat körülményei.

A paciens 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 $hf > 2 \times 0,511 \text{ MeV}$
párképzés

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

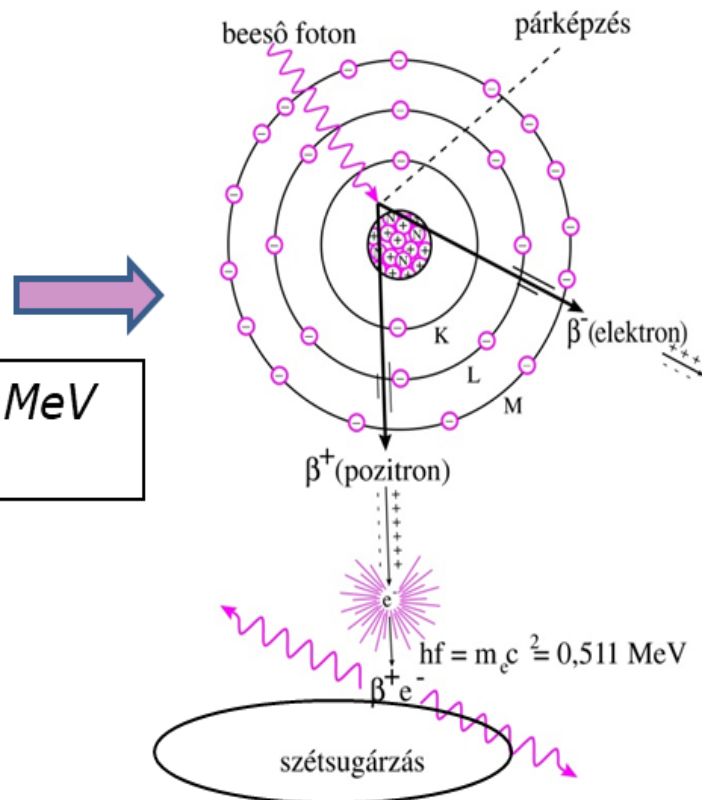
γ – energiákon az elnyelési valószínűség: \ll rtg. sug.
 - 1 MeV körül minimuma lehet

γ - Diagnosztikai alkalmazás alapja:

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

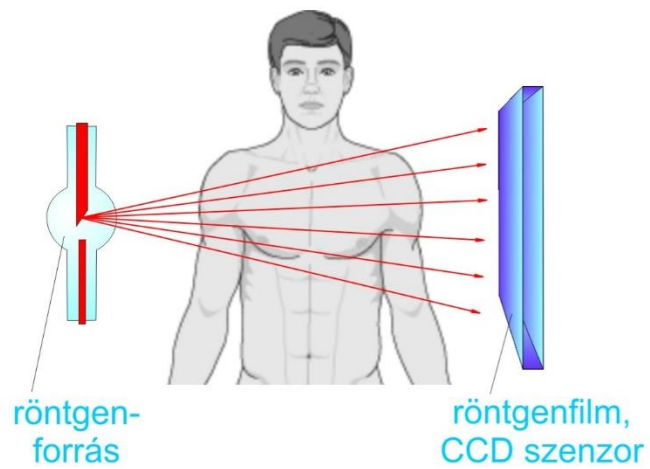
Diagnosztika – gamma kamera, SPECT (single photon emission computed tomography, PET (pozitron emission tomography)

Terápia – gamma kés

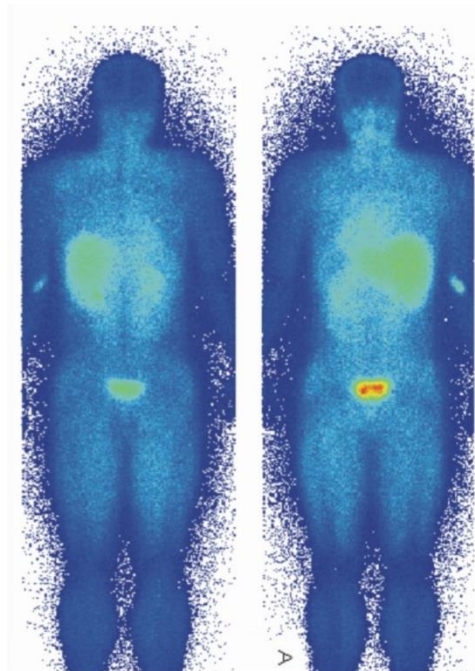
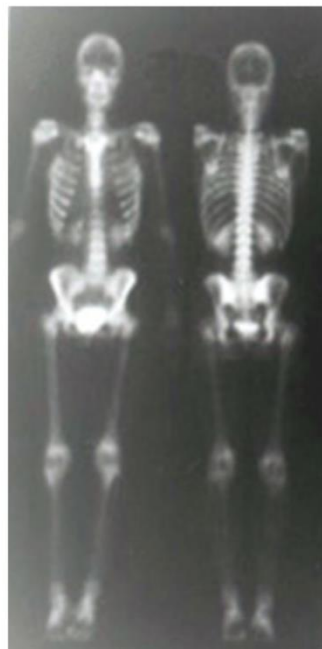
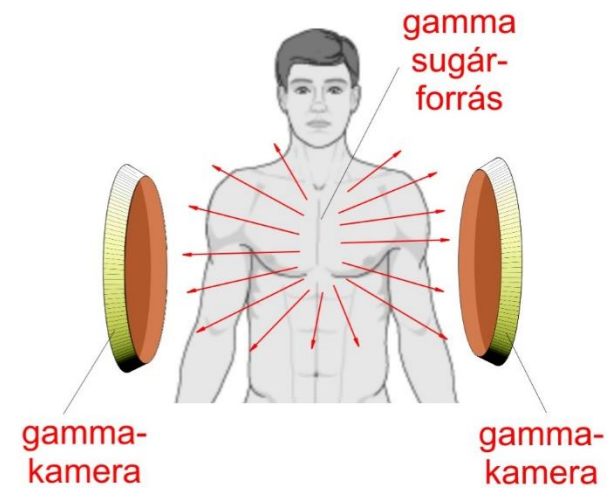


Pozitron-elektron annihiláció
 \rightarrow 2 gamma foton ellentétes irányban
 0,511 MeV energiával

RÖNTGEN ÁTVILÁGÍTÁS

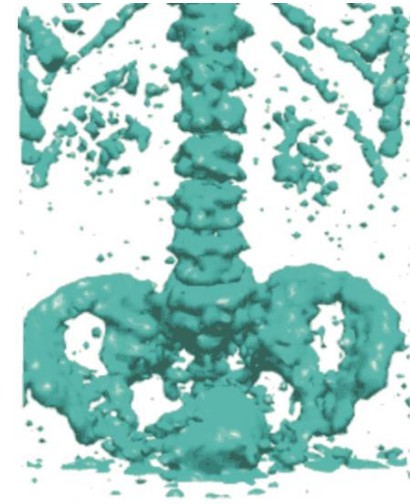
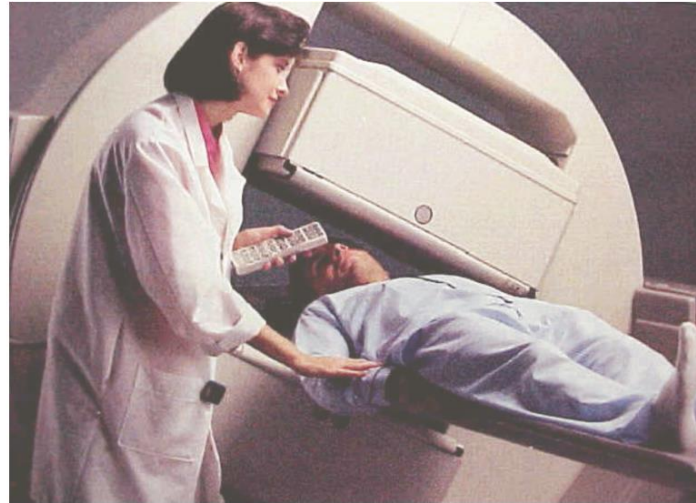
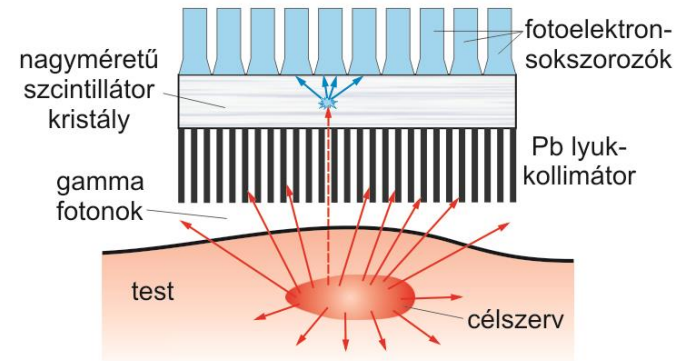


IZOTÓPDIAGNOSZTIKA



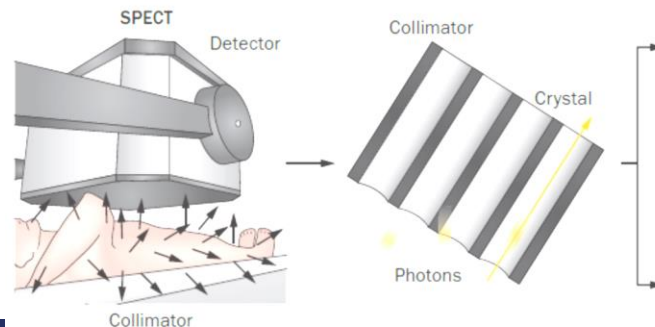
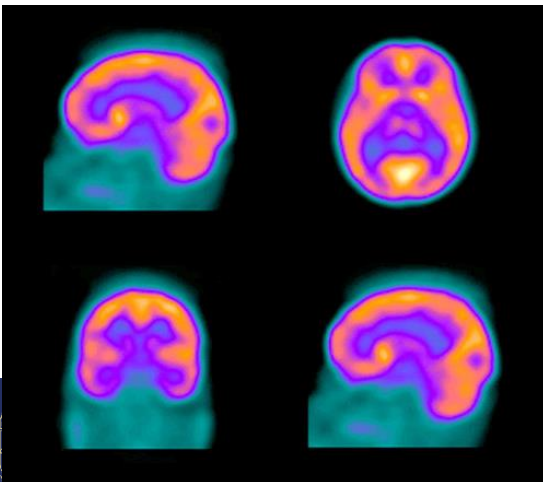
Gamma kamera

SPECT



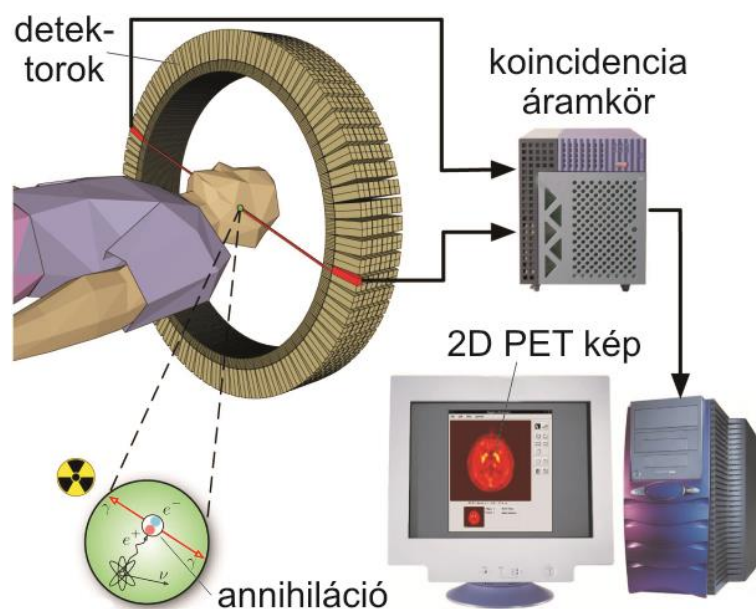
SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography): A gamma kamerával végzett planáris szcintigráfia továbbfejlesztett változata, amely egy, vagy több gamma kamera mérőfej többirányú felvételeit felhasználva az izotópeloszlás háromdimenziós képét (3D) állítja elő.

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



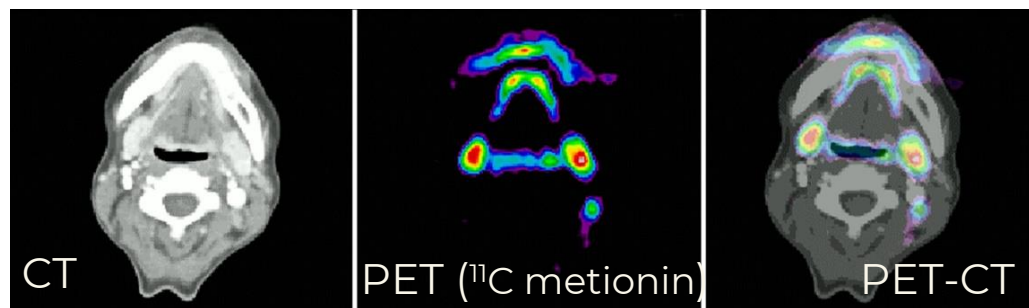
PET (Positron Emission Tomography): Rövid felezési idejű pozitronsugárzó izotóp által kibocsátott pozitron annihilációja két egymással ellenkező irányban távozó γ -fotont kelt, melyeket gyűrűben elrendezett, kollimátor nélküli szcintillációs detektorok fognak fel. A számítógép elemzi a detektált fotonok 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.**



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

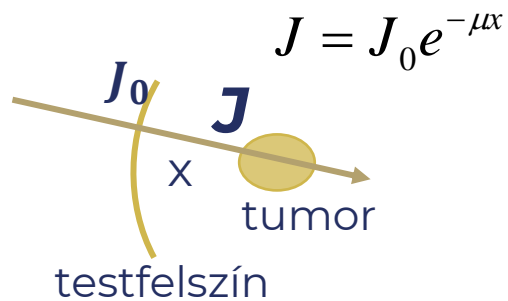


A sugárterápia szempontjai

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

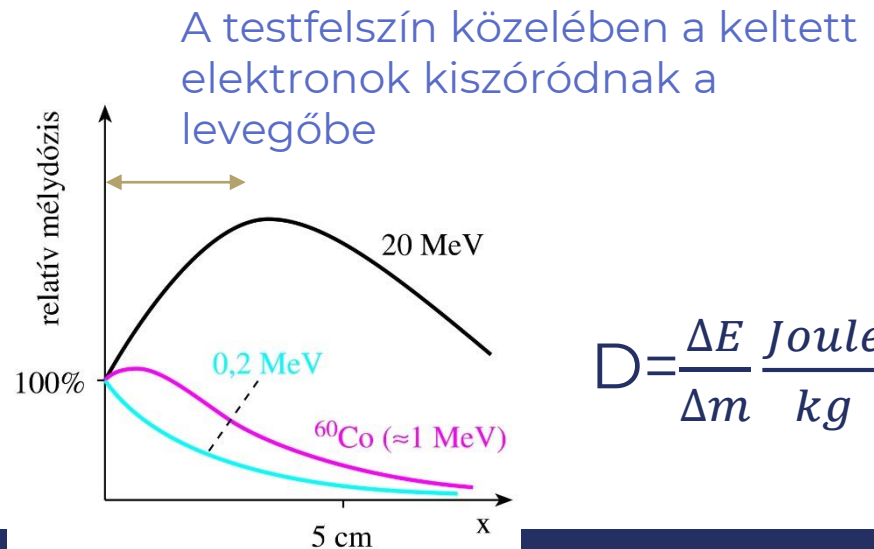
Feladat: energiát juttatni a tumoros tartományba úgy, hogy egészséges szövet ne sérüljön jelentősen

Foton-sugárzás (rtg. és γ) alkalmazása



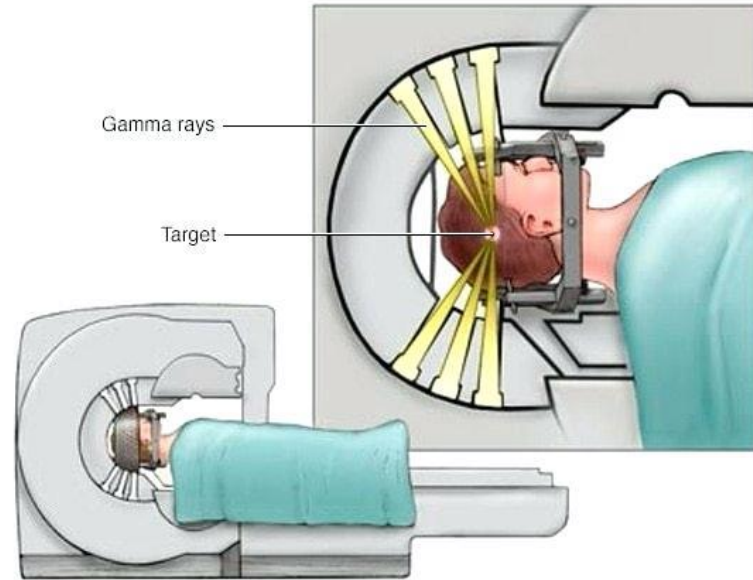
J a tumorig az egészséges szövet elnyelése folytán gyengül. **Sugárterhelés!**

Fotonsugárzásból felvett energia a testfelszíntől távolodva



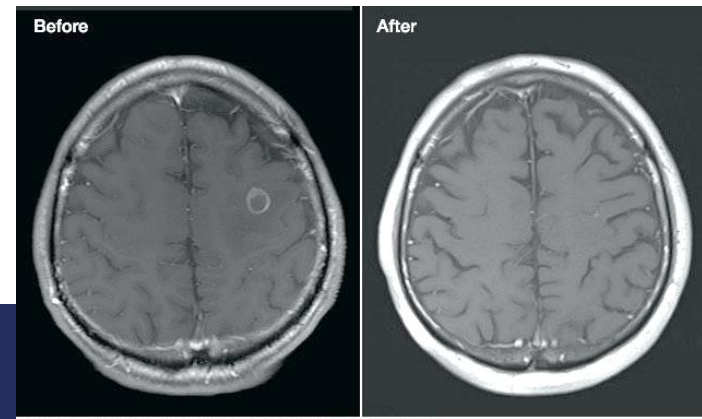
$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \frac{\text{Joule}}{\text{kg}}$$

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!