

Elektromágneses sugárzások; fény-röntgen-gamma-sugárzások
kölcönhatása a biológiai anyaggal.

**Röntgensugárzás, (gamma sugárzás), orvosbiológiai
alkalmazások alapjai.**

Prof. Emeritus Fidy Judit

2023, Április 29

Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet



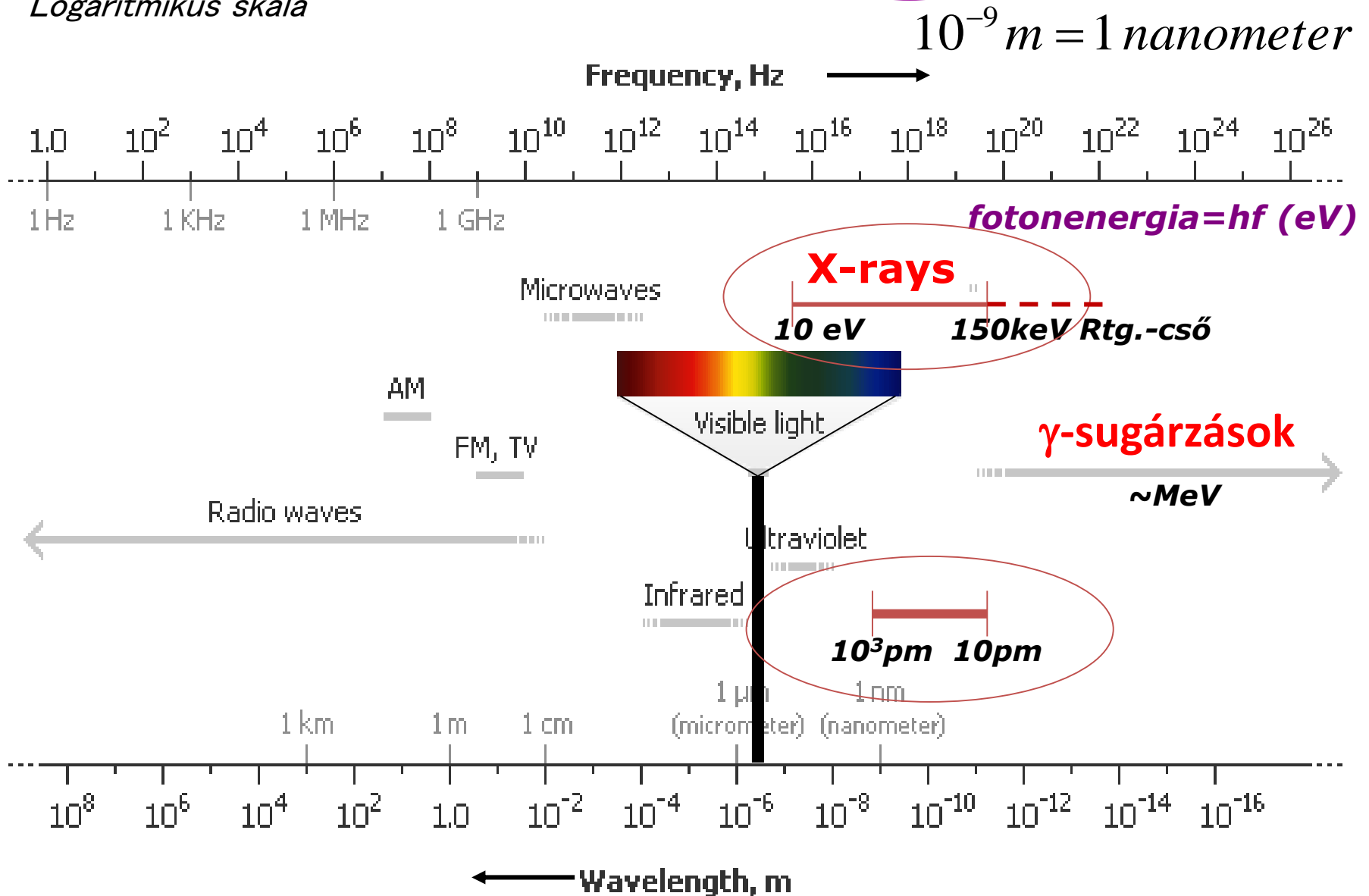
Az előadáson csak érintőlegesen megbeszélt anyag. A dia további vizsgálata után megérthető, vagy még gyakorlatként fog szerepelni. Konzultáció!

**Korábban: fény
„nem-ionizáló” sugárzás**

**Röntgen (X-rays)- és γ -sugárzás
„ionizáló” sugárzás**

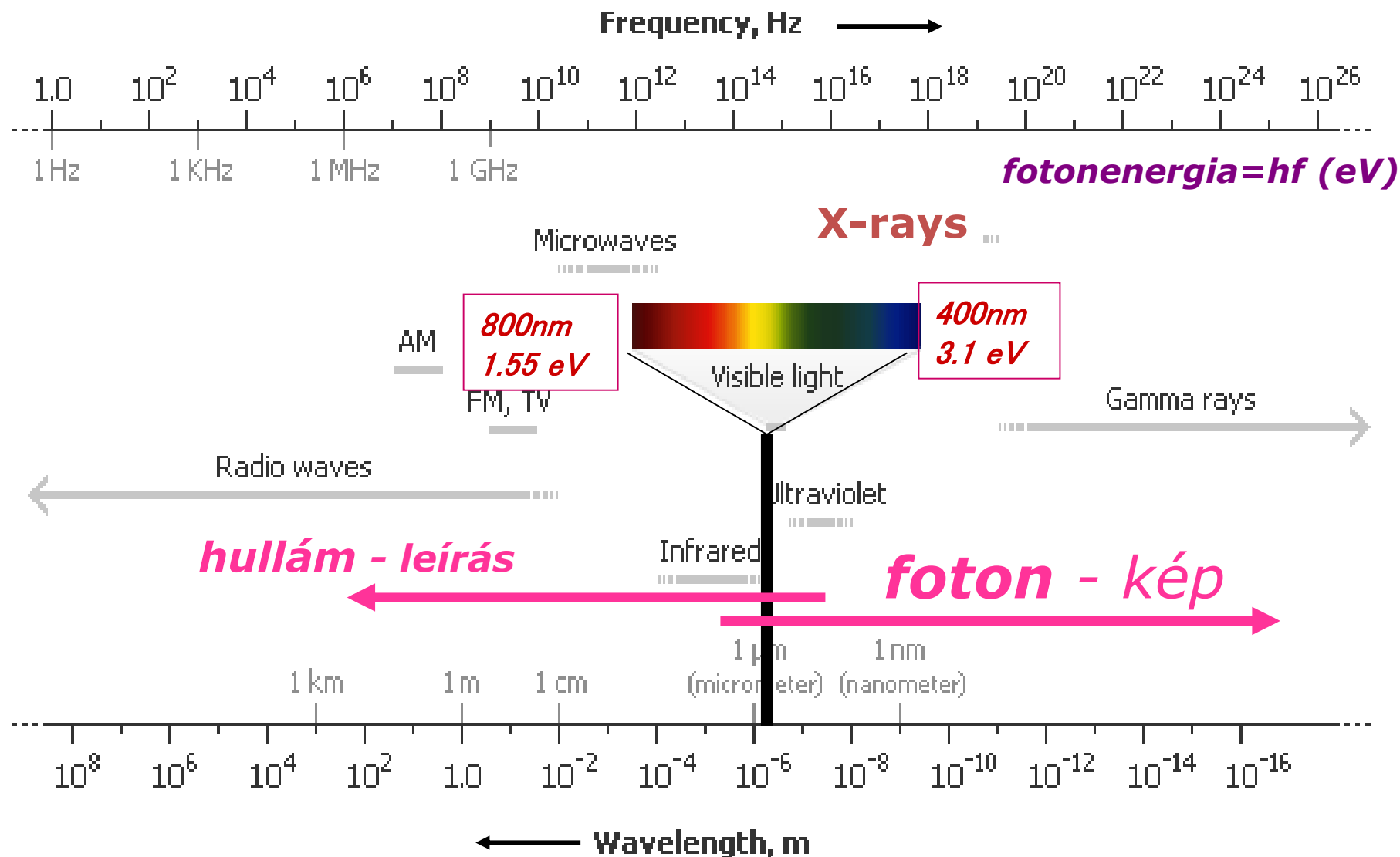
Elektromágneses hullámok - **X-rays** - γ rays

Logaritmikuskála



Elektromágneses sugárzások – kettős természet

Logaritmikuskála



emlékeztető

EM sugárzások foton képe:

„oszthatatlan” energia-adagok vonulata

A fotonenergia értéke:

$$E_{\text{foton}} = h * f = h * \frac{c}{\lambda}$$

$$h = 6.626 * 10^{-34} \text{ J} * \text{s}$$

Planck állandó

Planck, Einstein

Fotonenergia egysége: elektron-volt, eV

$$1 \text{ eV} = \underbrace{1.6 \times 10^{-19} \text{ C}}_{\text{Elektron töltése}} \times 1 \text{ V} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ Joule}$$

1 Volt feszültséggel gyorsított elektron energiája

A látható fény fotonenergiája néhány eV

1.55 eV (800 nm) – 3.1 eV (400 nm)

mélyvörös szín

$$pl.f = 4 * 10^{14} \text{ Hz} \rightarrow h * f = 2.65 * 10^{-19} \text{ J} = 1.66 \text{ eV}$$

Energiaátadás foton-képben – emberi testbe, detektorba

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

Orvosi alkalmazások



Általánosságban:

az EM foton „partnere” az elektron
a tárgyalt energiatartományokban

1 foton

oszthatatlan
energiaadag



1 elektron (felhő)

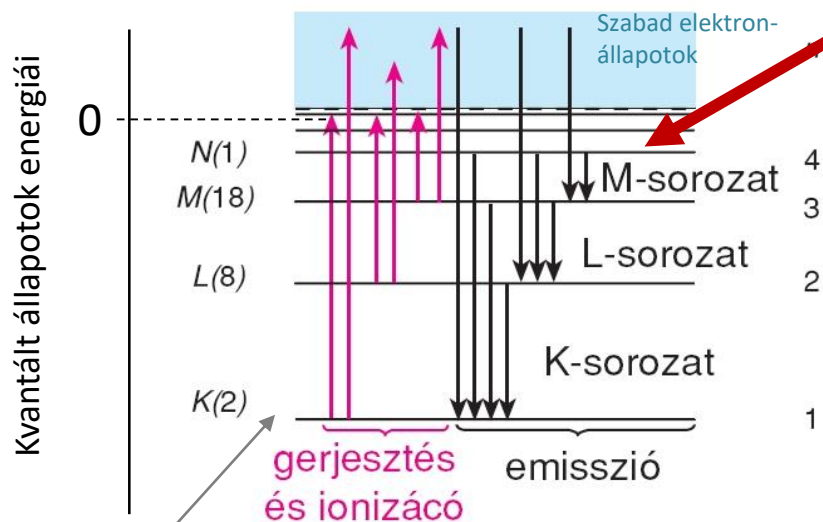
1 elektron
energia-állapot-változása

Milyen energiaállapotai lehetnek az anyag elektronjainak?

Izolált atomok: maghoz kötött elektronok kvantált energia-állapotai

pl. Cu(29 elektron)

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

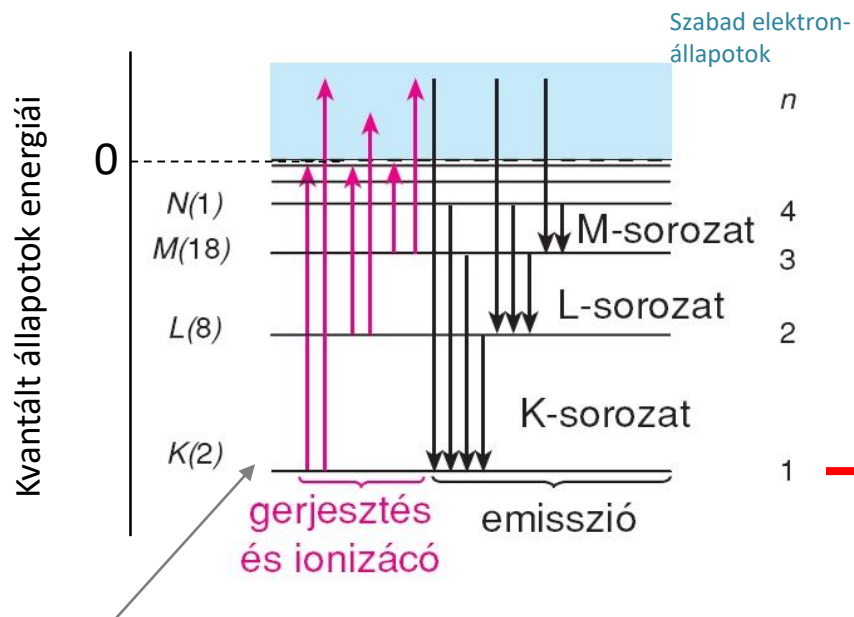


Maghoz legközelebbi állapot
 $n=1$, 2 elektron ellentétes spinnel

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

Milyen energiaállapotai lehetnek az anyag elektronjainak?

pl. Cu(29)



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

**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!

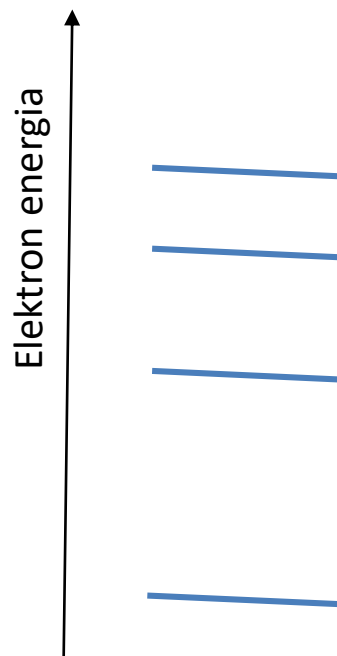
Sok elektronos
atomok belső
elektronpályái!

**Röntgen foton
energiája**

Elektron-energia lehetőségek típusai

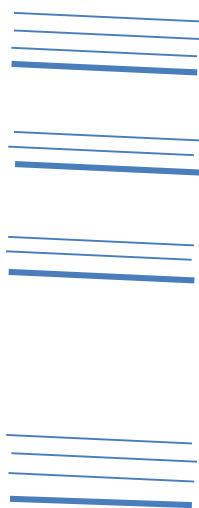
Izolált atomok

Csak meghatározott, kvantált energiák



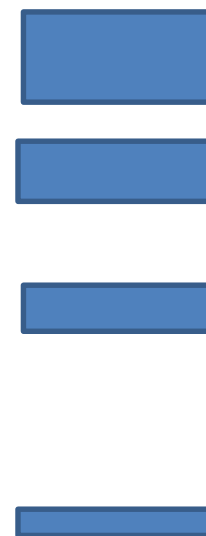
izolált molekulák

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



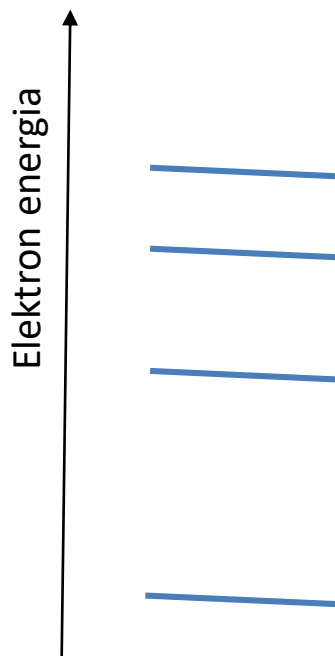
Az elektronok ilyen állapotokat vehetnek fel (Pauli elv, Hund szabály), ha azok nem betöltöttek

Elektron-energia lehetőségek típusai

Emberi test,
detektorok

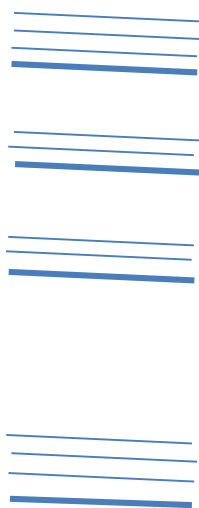
Izolált atomok

Csak meghatározott, kvantált energiák



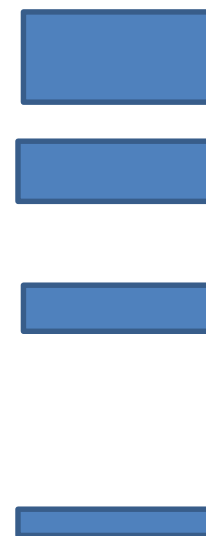
izolált molekulák

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

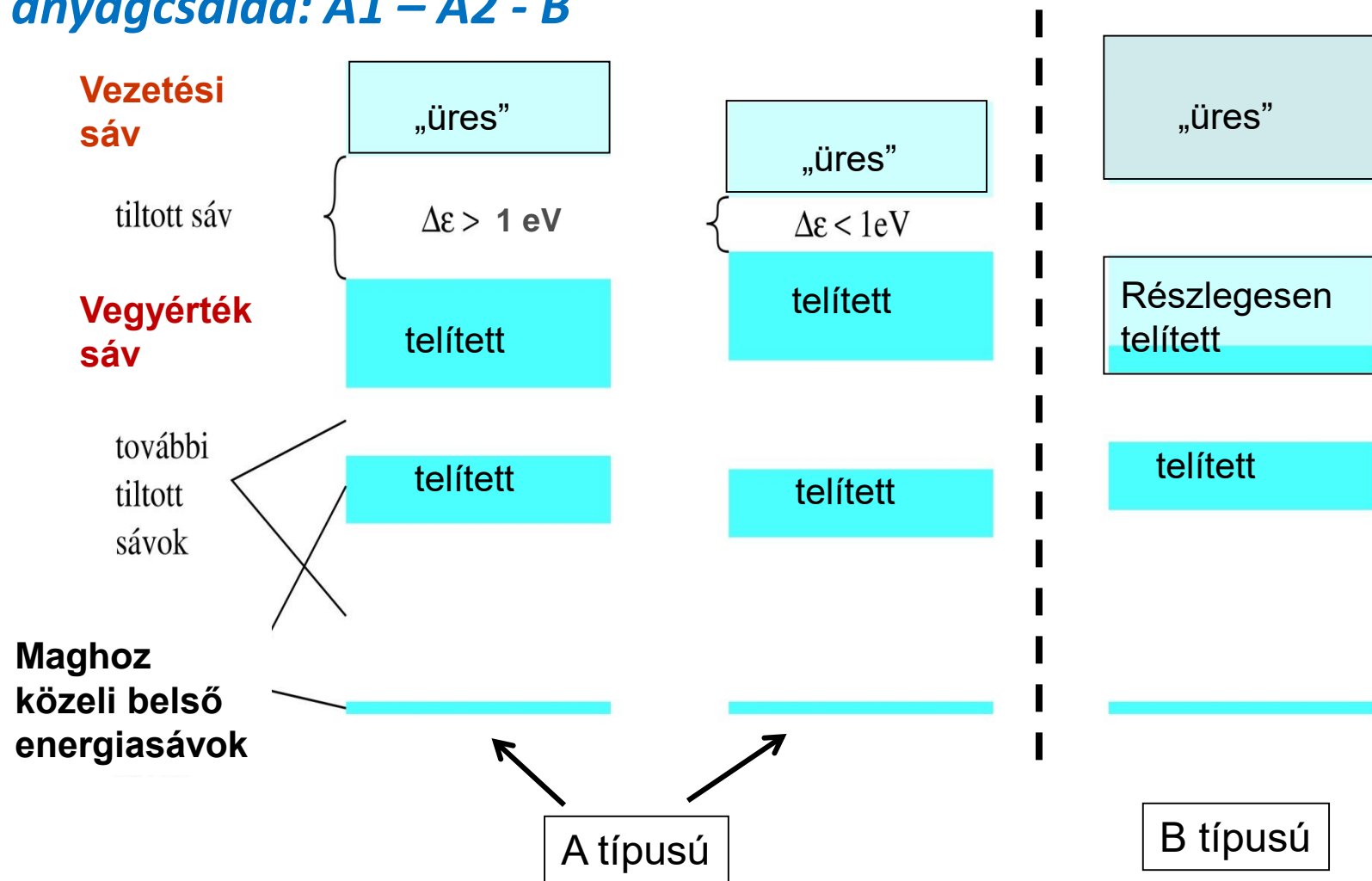


kölcsönható részecskék – szilárd testek

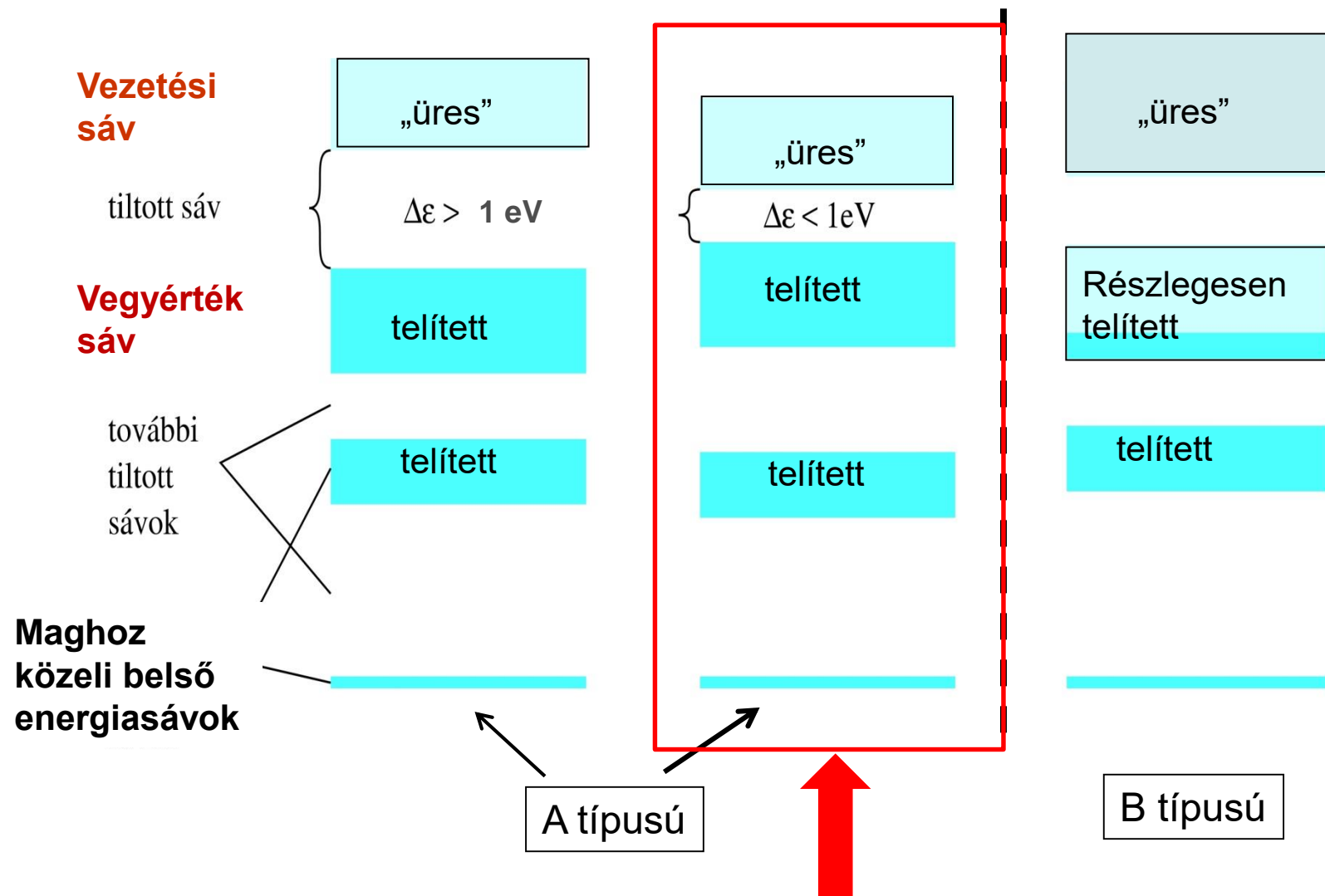
A meghatározott energiák felhasadnak
-> kiszélesednek -> energiasávok
Tiltott és megengedett energiasávok



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



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. 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.

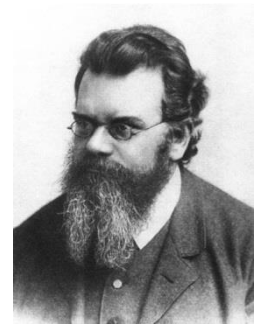
L.E. Boltzmann:

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**



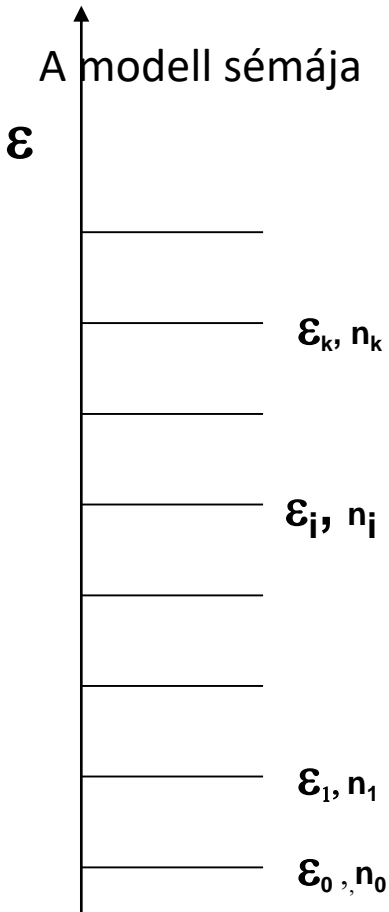
II. Főtétele

Olyan betöltési számok valósulnak meg, amelyeket a legtöbb féle mikroállapot valósít meg →

$$S = S_{\max}$$



$$S = S_{\max} \text{ (egyensúlyi állapot)} \longrightarrow \textbf{Boltzmann eloszlás}$$



N igen nagy számú megkülönböztethető, független részecske
 Termikus egyensúlyban (zárt rendszerben),
 $T > 0$ hőmérsékleten

ϵ_j egy részecske lehetséges energiája

n_j az ϵ_j energiával bíró részecskék száma

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

A Boltzmann eloszlás egyik függvényformája

$$\frac{n_k}{n_j} = e^{-\frac{\epsilon_k - \epsilon_j}{kT}} = e^{-\frac{\Delta\epsilon}{kT}}$$

**Boltzmann
faktor**

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

Boltzmann eloszlás - diszkusszió

$$E = \sum_j n_j \varepsilon_j \quad N = \sum_j n_j$$

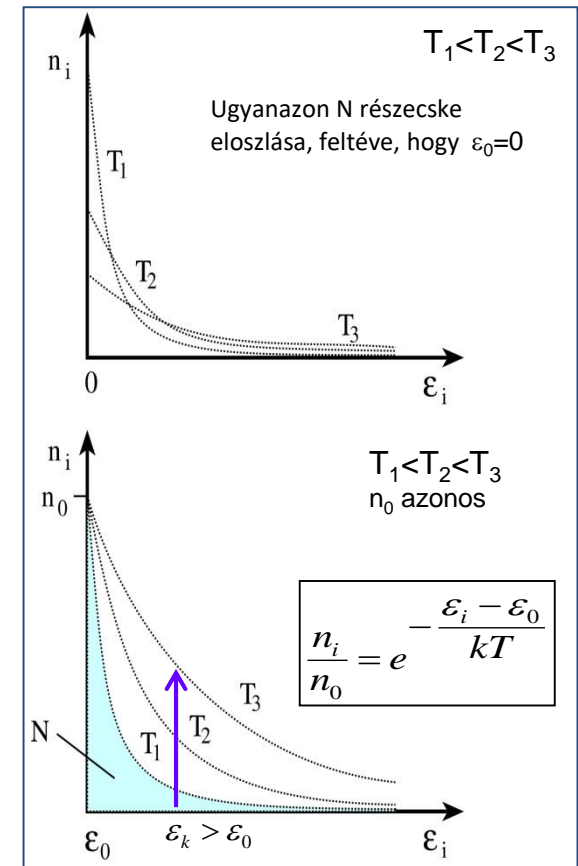
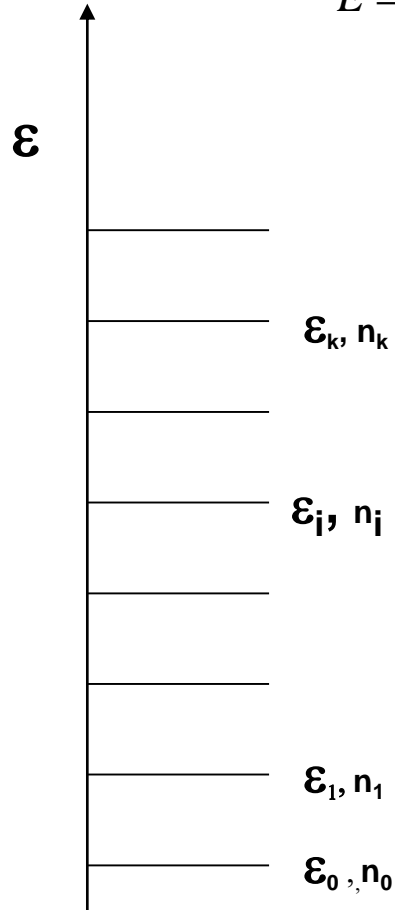
$$\frac{n_k}{n_j} = e^{-\frac{\varepsilon_k - \varepsilon_j}{kT}} = e^{-\frac{\Delta\varepsilon}{kT}}$$

Populációk: a részecskék „eloszlanak” az energia-szinteken

$$\frac{n_i}{n_0} = e^{-\frac{\varepsilon_i - \varepsilon_0}{kT}} = e^{-\frac{\varepsilon_i}{kT}}$$

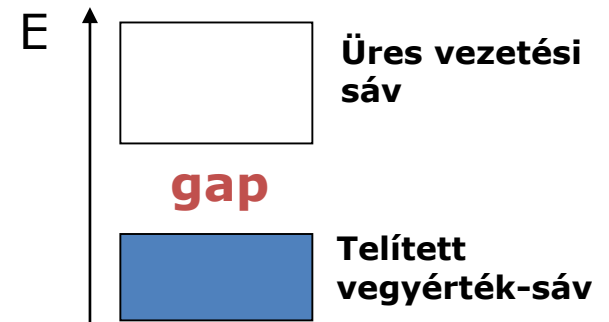
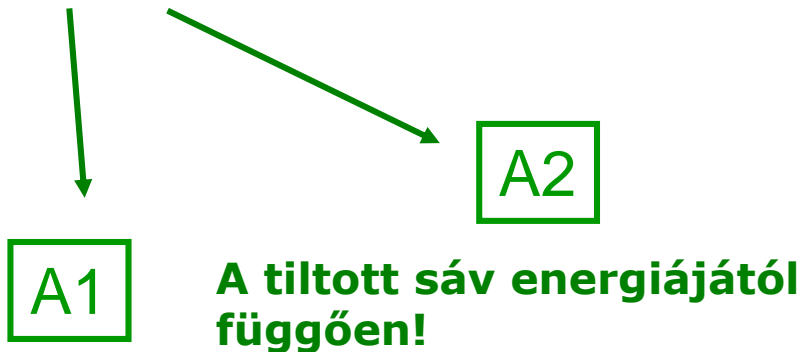
Minden hőmérsékleten igaz, hogy a betöltöttség a kis energiák felé nő.
Alacsonyabb hőmérsékleten az alsó nivók populációja megnövekszik

Egy kiválasztott $\varepsilon_k > \varepsilon_0$ nagyobb energiájú nivó populációja az energiaminimum populációjához képest nő a hőmérséklettel.



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 \rightarrow
szigetelők

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

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

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

- Nincs elektromos vezetés (elektromos letörés: $\sim V/\text{kötés} \rightarrow 10^{10} V/m$)
- Nincs fényelnyelés a VIS tartományban: $E_{\text{VISfoton}} < E_{\text{gap}} \rightarrow$
VIS-ben átlátszóak
- lehetséges, hogy $E_{\text{UVfoton}} \cong E_{\text{gap}} \rightarrow$ **UV-ben lehet, hogy nem átlátszóak**
- **IR elnyelés**: egyensúlyi kötéstávolság körüli rezgések gerjesztése

A2

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

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

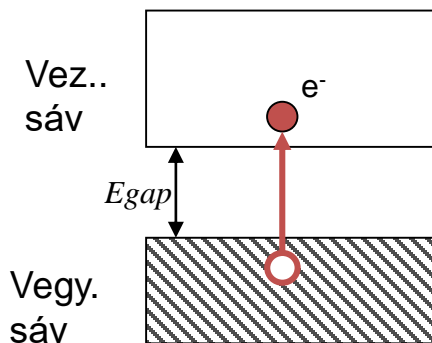
	$E_g (eV)$	
0 K		
Si	1.1	
Ge	0.75	

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

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

\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)

(tiszt) félvezetők - folytatás

Elektromos tulajdonságok

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

Gyengén függ T-től

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

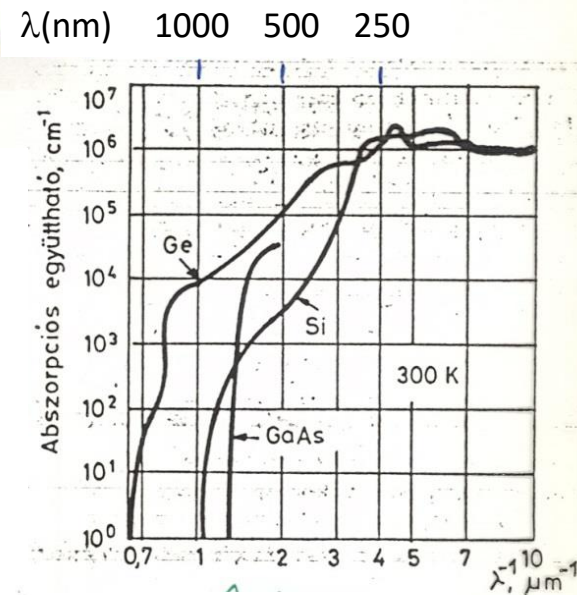
A fajlagos vezetőképesség (σ) a hőmérséklet emelkedésével nő →
→ **termorezisztorok** → **hőmérséklet-mérés**

Optikai tulajdonságok – Fény!

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

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

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



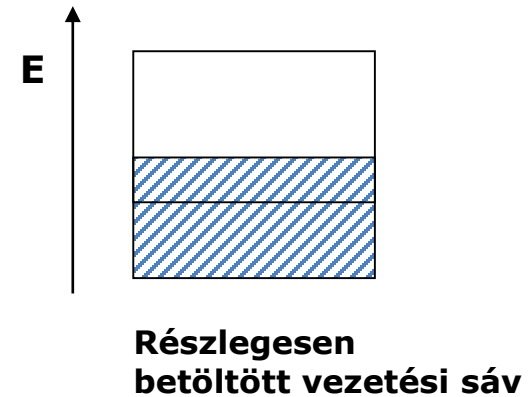
**B**

nincs tiltott sáv a vegyérték és a vezetési sáv között → jó vezetők : fémek

Pl. 1- és 2-vegyértékű fémek: Na, Mg, Cu..

	Cu	Si	T=293 K
n(töltés)/m ³	9x10 ²⁸	1x10 ¹⁶	
fajlagos ellenállás (1/σ) (Ohmxm)	2x10 ⁻⁸	3x10 ³	

↑
Igen kis ellenállás → nagy vezetőképesség



Az elektronok energia-felvétele széles tartományban lehetséges a részlegesen betöltött vezetési sávon belül

Tulajdonságok

- Elektron-vezetés, nagy vezetőképesség
- Széles energiatartományú foton-abszorpció → átlátszatlanság

$$\sigma \approx \frac{1}{T}$$

A fajlagos vezetőképesség **csökken** a hőmérséklettel
↘ **félvezetők!**



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)**

Ötlet: megfelelően kiválasztott **dopant csökkenti az E_{gap}** -t, így a termikusan létrehozott töltések száma megnövekszik

Kétféle kombinációt realizáltak

4-vegyértékű gazda-rácsban **5**-vegyértékű dopant

4-vegyértékű gazda-rácsban **3**-vegyértékű dopant

↗ **n-típusú félvezető**

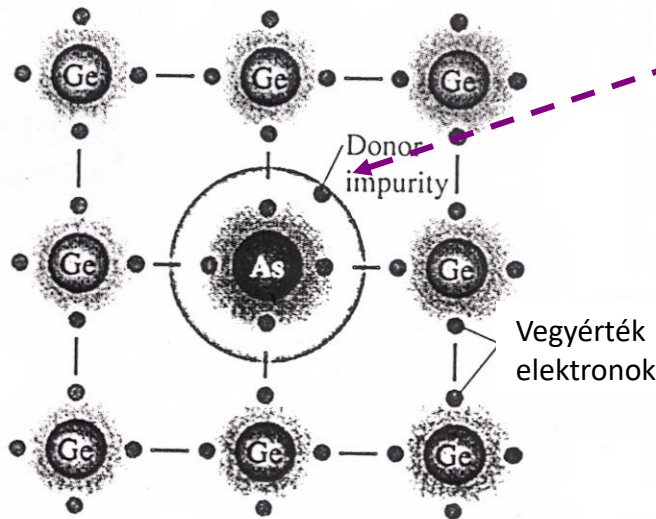
↘ **p-típusú félvezető**

Host (gazdarács): Ge, Si

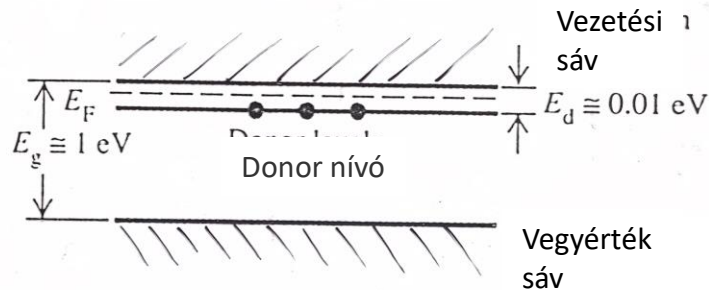
Dopant: 5-vegyértékű : P, As, Bi
3-vegyértékű : B, Al, Ga, In



Pl. 4-vegyértékű Ge kristálysírács szennyezve 5-vegyértékű As atomokkal



(a)

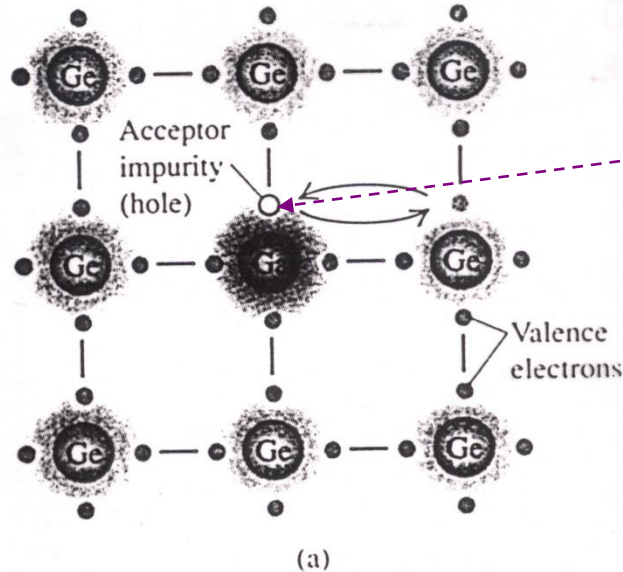


Az ötödik As-elektron nem tud részt venni kovalens kötésben → gyengén kötött a szennyezés helyén → kis energiával kiszabadulhat és részt vehet a vezetésben: „donor” állapot → ***n-típusú vezetés***

A donor nívók csak a szennyezőkön léteznek, nem tudnak delokalizálódni. Ha gerjesztődnek ezek az elektronok, akkor a hátramaradt „lyukak” szintén lokalizáltak, nem vesznek részt a vezetésben.

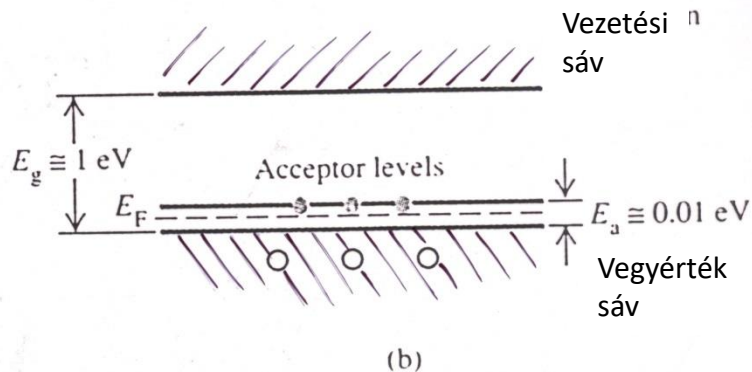


Pl. 4-vegyértékű Ge kristálysírács szennyezve 3-vegyértékű B atomokkal



A B atomnál egy kötő elektron „hiányzik” → könnyen tud kötni egy szomszédos elektront a Ge atomokról: „akceptor”-hely

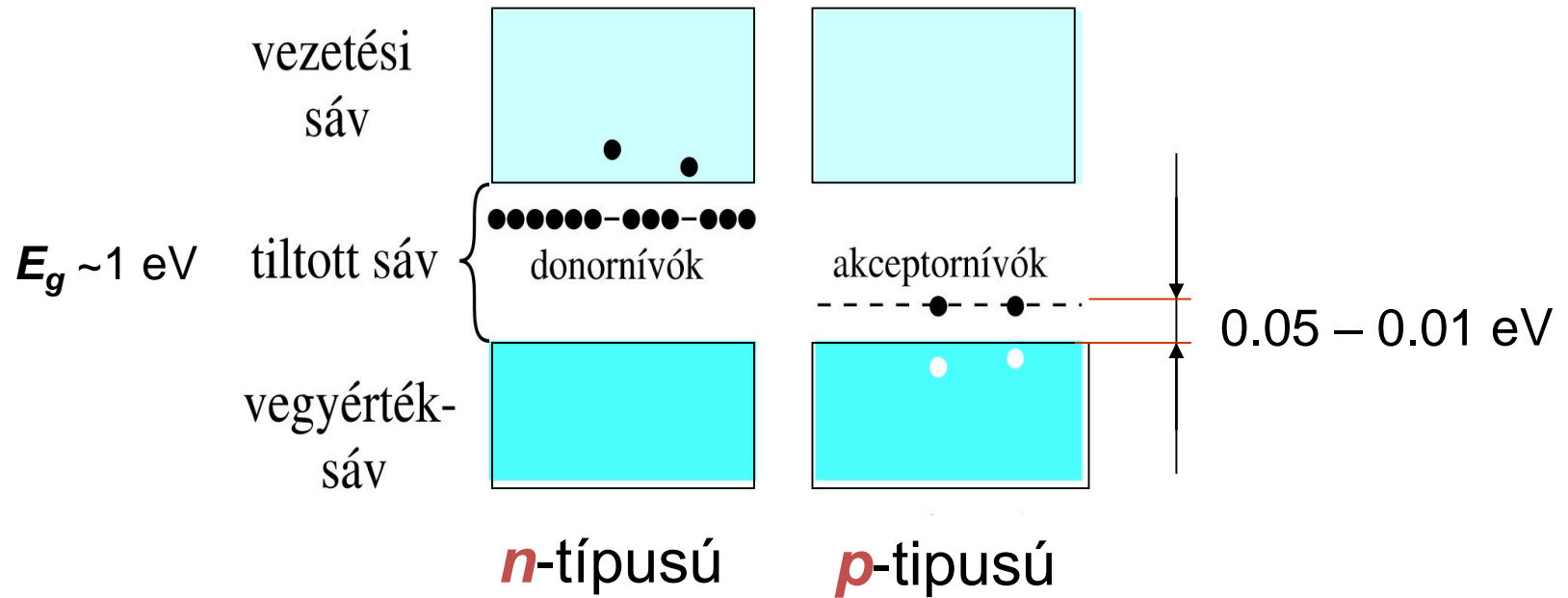
→ *p-típusú vezetés*



Az „akceptor” energia-szint csak az izolált szennyező atomoknál létezik, de az elektron-hiány (lyuk) diffundálhat a Ge-atomok között



Összefoglalás: *n*- és *p*-típusú szennyezéses félvezetők



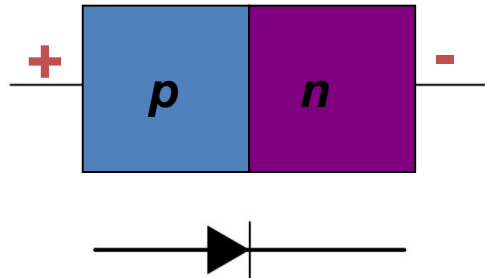
A szennyezőn létező donor nívó termikusan gerjesztett **elektronjai** vezetnek

A szennyező atomnál lekötetlen gazda-atom elektron „fogad” gerjesztett gazda-rács elektronokat : lokalizált akceptor-nívó populálása. A gazda-rácsban hátramaradó **lyukak** vezetnek

Az áramkörök alapelemei: dióda és tranzisztor

előállíthatók n- és p- típusú szennyezéses félvezetők

„nyitó” irányú kapcsolás: vezetés

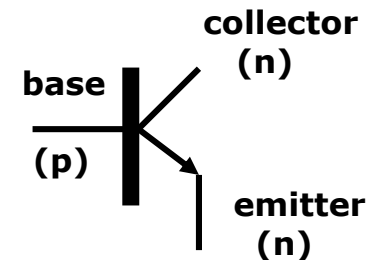
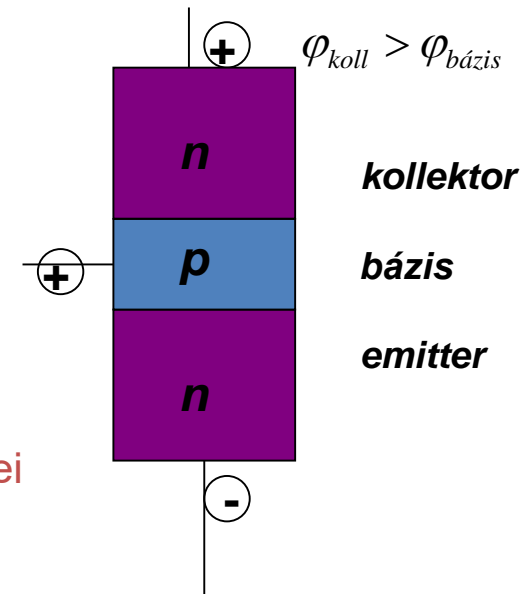


Dióda:

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

Tranzisztor:

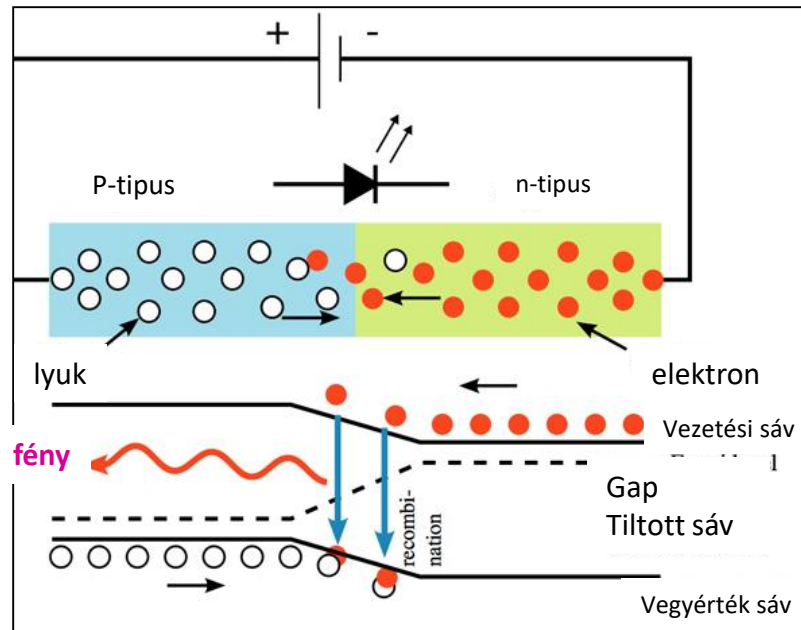
- áramerősítő
- digitális memória elemei
- számlálók
- multivibrátorok



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

Köznapi példa:

Jelenlegi legmodernebb fényforrás: LED



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

A röntgensugárzás felfedezése



**Wilhelm Konrad Röntgen
(1845-1923)**

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



(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.*)

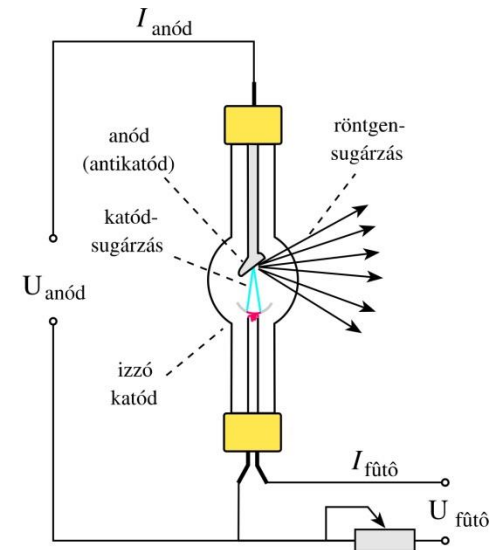
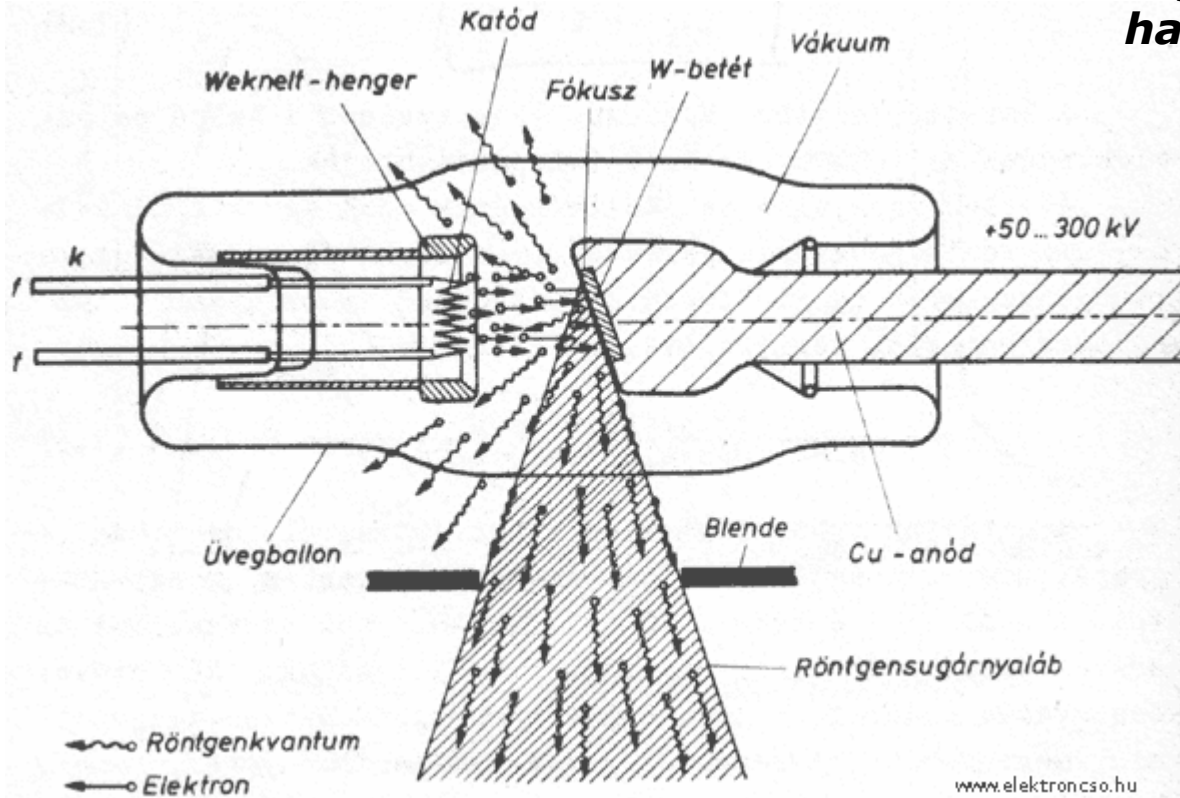


(b)

Az orvosi diagnosztikában használt röntgenforrás: **a röntgencső** (katódsugárcső)

$$\eta = \frac{P_{\text{sug}}}{P_{\text{el}}} < 1\%$$

Rtg. sug. keletkezik, ha nagy sebességű elektronok nagy rendszámú anyagban lefékeződnek.



Az anódban nagy a hőfejlődés

Röntgensövek - *forgó anód*
- *hűtés*



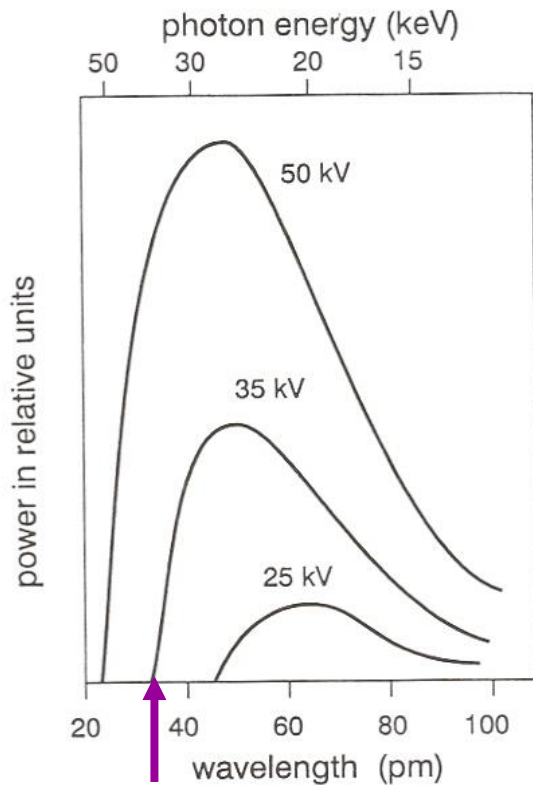
A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai

A röntgensugárzás megfigyelése: *emissziós spektrumok*

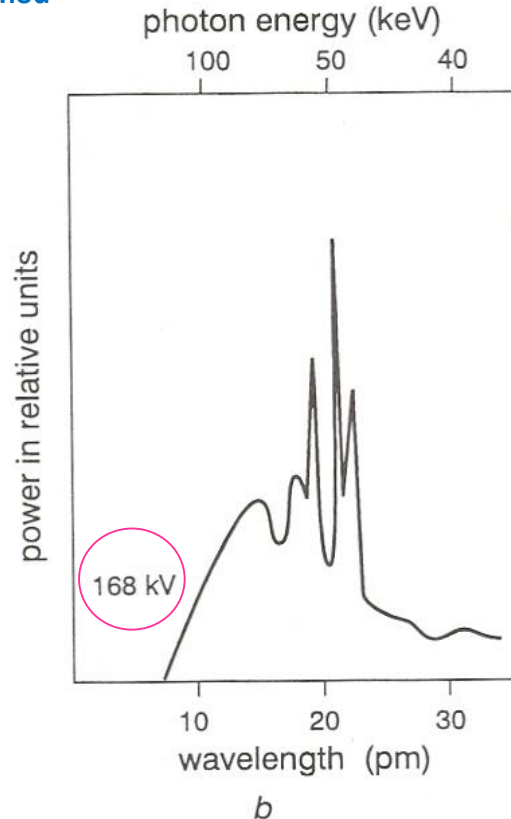
$$\frac{\Delta J}{\Delta \lambda} \text{ mérése } \lambda \text{ vagy } hf \text{ függvényében}$$

Emissziós spektrumok növekvő gyorsító feszültség mellett

Wolfram anód



Határoló hullámhossz λ_{hat}



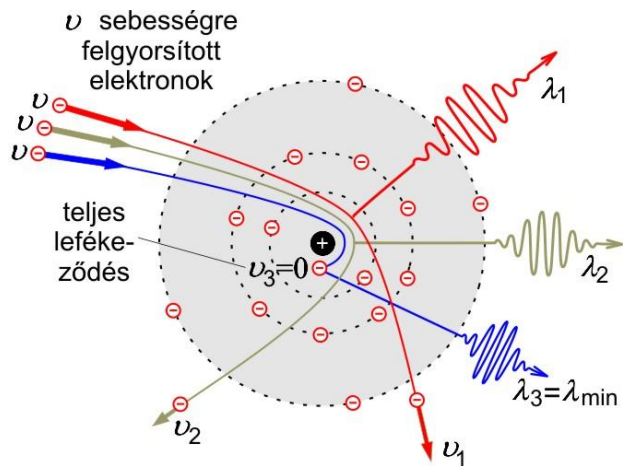
- Nagy feszültség (U) mellett a spektrum vonalassá válik
- Az össz-teljesítmény erősen nő a feszültséggel
- A spektrum a rövid hullámhosszú oldalon élesen végződik, λ_{hat} csökken, ha U nő

Kétféle mechanizmus!

A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

1. Fékezési röntgensugárzás - (Brehmstrahlung)

Mechanizmus: a becsapódó elektronok az atommagok közelében irányukat megváltoztatják és lefékeződnek

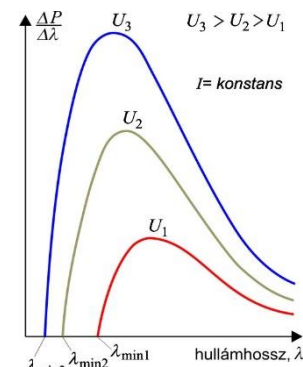


Teljes lassulás egy lépésben:

$$q_e * U \left(= \frac{1}{2} m_e * v^2 \right) = h * f_{határ} = h * \frac{c}{\lambda_{határ}}$$

$$\lambda_{min} = \frac{h * c}{q_e * U}$$

Maximális fotonenergia
ami keletkezhethet



Maxwell-egyenletek: gyorsuló/lassuló
töltés elektromágneses sugárzás forrása

A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

1. Fékezési röntgensugárzás folytatás.

- minden (nagy) U -nál
- spektruma folytonos,

$$\lambda_{\min} = \frac{h * c}{q_e} \frac{1}{U}$$

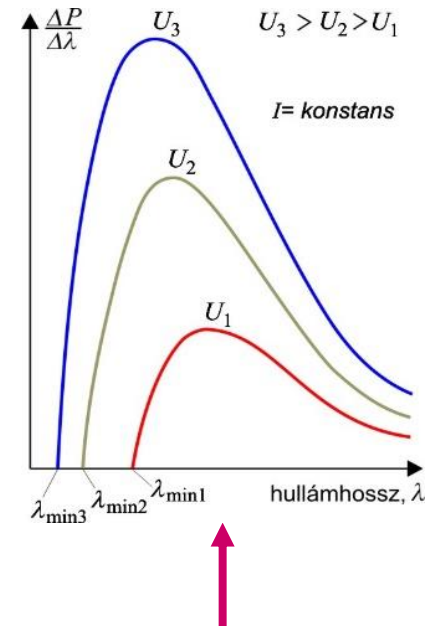
Duane-Hunt törvény

- teljes kisugárzott teljesítmény:

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

$$1.1 * 10^{-9} \text{V}^{-1}$$

Anód anyaga: rendszám



P =spektrum görbe alatti területe

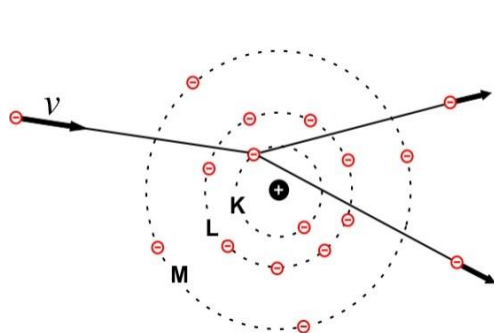
- ezen alapul a röntgendiagnosztika

A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

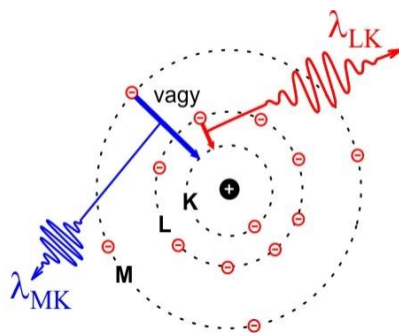
Kétféle mechanizmus

2. Karakterisztikus röntgensugárzás

- 1 foton – 1 elektron kölcsönhatás
- csak elég nagy U felett
- spektruma vonalas, az anód anyagára jellemző
- ionizálhat egy belső kötött elektront: **Auger elektron**

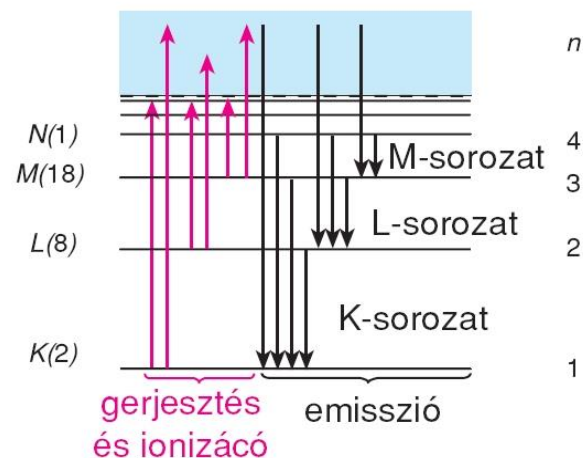
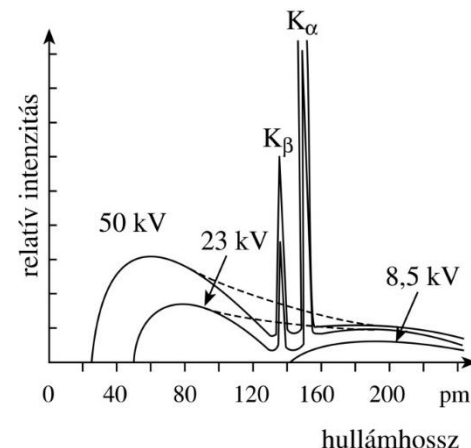


1. Ionizáció



2. üres állapot betöltése

Cu-atom
Ionizációs energia a
K-hélyről: 9 keV

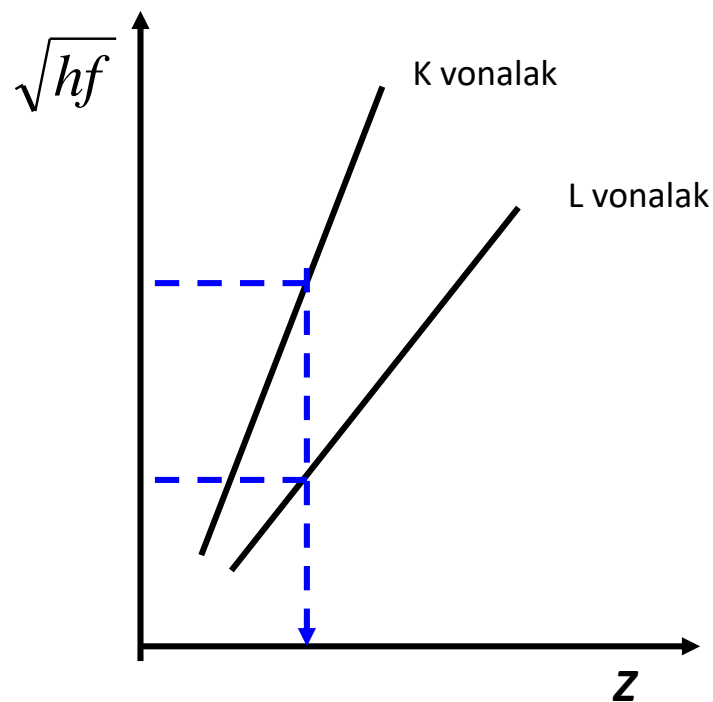


Karakterisztikus röntgensugárzás alkalmazásai

Alkalmazások – monokromatikus sugárzás

- vonalak fotonenergiája alapján kémiai elemzés
- orvosi diagnosztika: Molibdén anód vonalai mammográfiában

1. Kémiai analízis



- igen kis mennyiségből elemzés
- a minta az anód szerepében

Kvalitatív analízis:

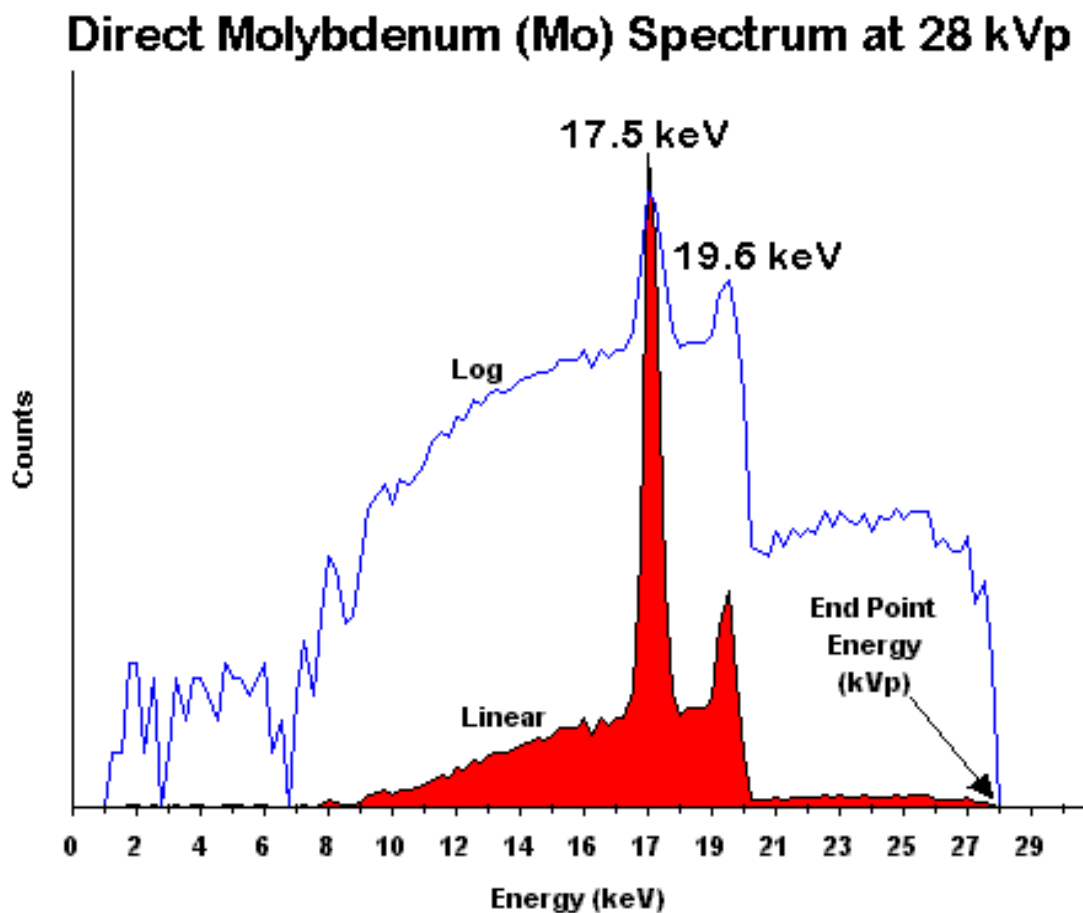
Spektrum vonalak energiái → target rendszáma

Kriminológia



2. Mo anód karakterisztikus röntgensugárzása → mammográfia

*~17.5 keV monokromatikus sugárzás → jó elnyelődés lágy szövetekben →
különbségek kimutatása*





3. A röntgensugárzás alkalmazása (nem karakterisztikus rtg. sugárzás!) *a molekuláris szerkezetkutatásban*

Röntgenkrisztallográfia

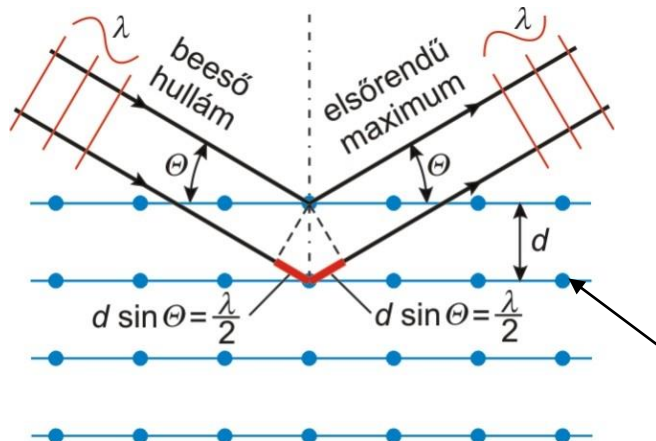
alapja: diffrakciós kép létrehozása: makromolekula-kristályokon → kiértékelés → elektronsűrűség-eloszlások → atomi részletességű molekulaszerkezet

Reflexióban mérjük az interferencia erősítés irányait (θ)

$$d \sin \theta = \frac{\lambda}{2}$$

Diffrakcióval előállított monokromatikus rtg. sugárzás hullámhossza

Bragg-egyenletek



Makromolekulák pl. fehérjék periodikus elrendezésben – „d” : pl. kötéstávolság 150 pm

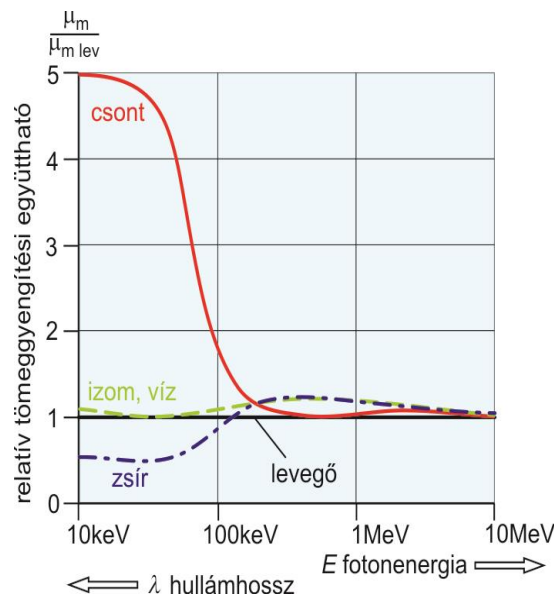
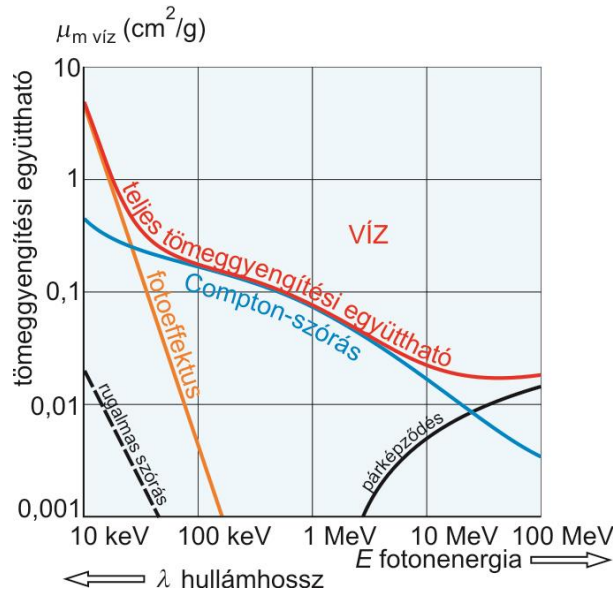
Nagyobb részletek kis szögeknél → kis-szögű röntgen-szórás

Diagnosztikai alkalmazások: a rtg sugárzás elnyelődése a szövetekben → specifikus kontrasztképzés → képalkotó technikák

1. A μ_m tömegabszorpciós állandó

Érvényes az exponenciális abszorpció-törvény $J = J_0 e^{-\mu x} = J_0 e^{-\mu_m \rho x}$

J : Elnyelődés miatt csökkent intenzitás
 J_0 : Abszorbens vastagsága
 μ : Abszorpciós együttható
 μ_m : Tömeggyengítési együttható
 ρ : sűrűség
 $\mu = \mu_m \times \rho$



Tömeggyengítési együttható
MINŐSÉGI JELLEMZŐ

Abszorbens anyaga

Sugárzás fotonenergiája

$$\mu_m \left[\frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \right]$$

Klasszikus szórás jelentősége kicsi

2. Az elnyelődés mechanizmusai

„Ionizáló” sugárzás: az elnyelt foton ionizál

Kétféle mechanizmus a fotonenergiától és a rendszámtól függő súllyal.

Abszorpciós együttható

Tömeggyengítési együttható

fotoeffektus

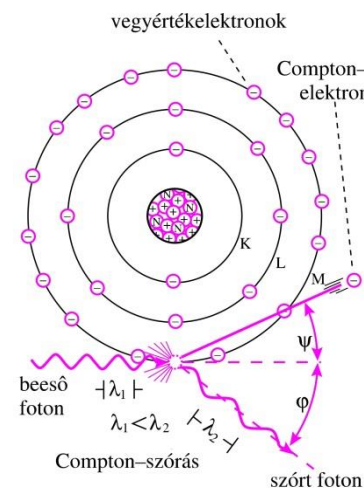
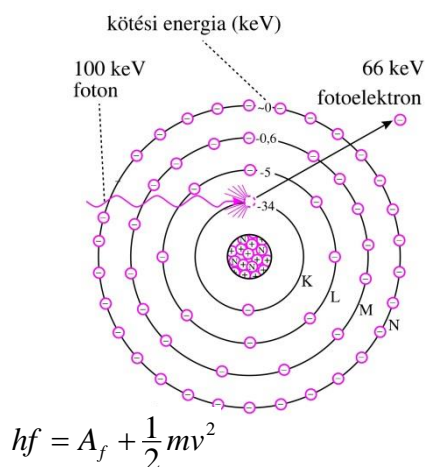
Compton szórás

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

$$\mu = \mu_m \rho$$

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

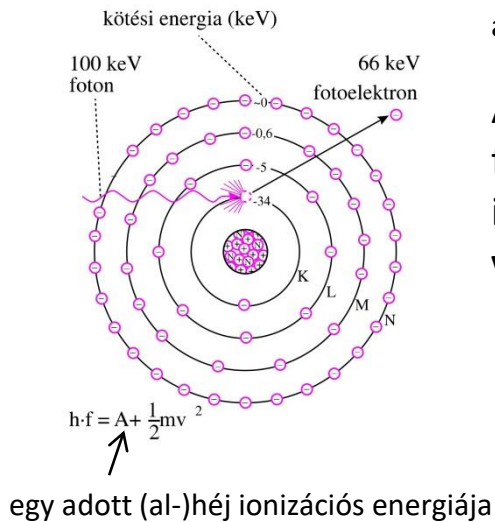
τ_m erősen függ Z-től és a fotonenergiától



ABSZORPCIÓS FOLYAMAT	μ_m függése a Z rendszámtól	μ_m függése az E fotonenergiától
rugalmas szórás	$\mu_m \sim Z^2$	$\mu_m \sim 1/E^2 \sim \lambda^2$
fotoeffektus	$\mu_m \sim Z^3$	$\mu_m \sim 1/E^3 \sim \lambda^3$
Compton-szórás	közel független	enyhén csökkenő

3. Az elnyelődés függése a rtg sugárzás fotonenergiájától

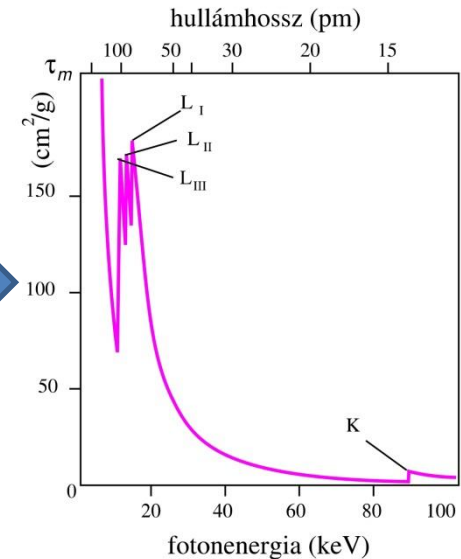
A fotoeffektussal való abszorpcióban karakterisztikus vonalak lehetnek



Ólom abszorbens fotoeffektusra jellemző abszorpciós spektruma:

Az elnyelés valószínűsége megnő, ha a fotonenergia egyenlő egy alhéj ionizációs energiájával → **K-él, L-héj vonalai**

Pb abszorpciós spektruma



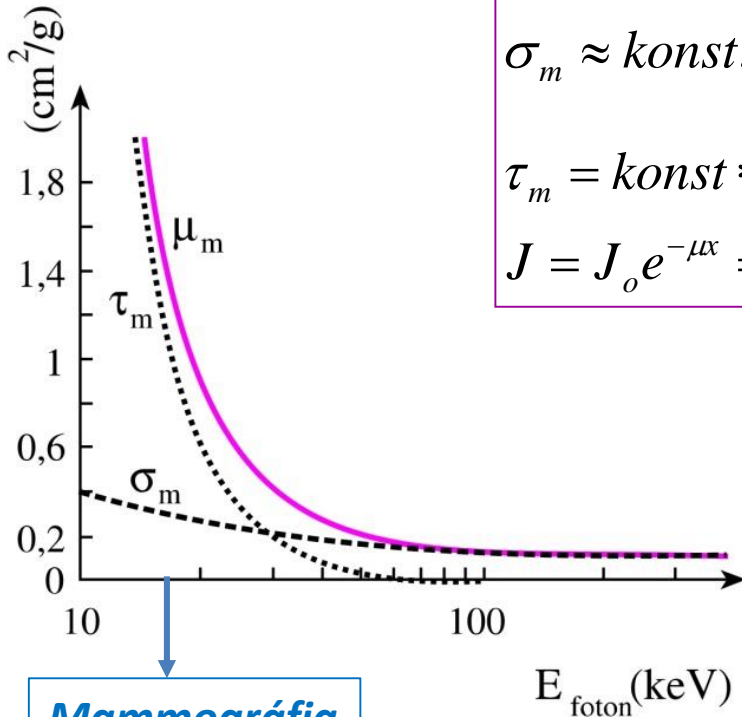
A karakterisztikus ionizációs energiák a rendszámmal jelentősen nőnek

Testszövetben (Z kicsi) a K-él energiája < röntgenső energiatartománya
=> **Abszorpciós spektrum csúcsok nélküli sima függvény**

$$\tau_m \sim (hf)^{-3}$$

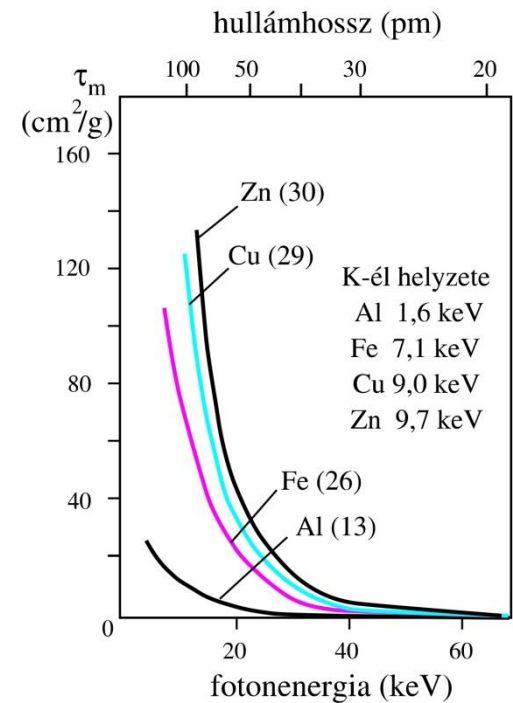
Lágy szövetek

abszorpciók spektrum: **kis fotonenergiáknál a fotoeffektus** tulajdonságai dominálnak



Mammográfia
 $hf=17.5 \text{ keV}$

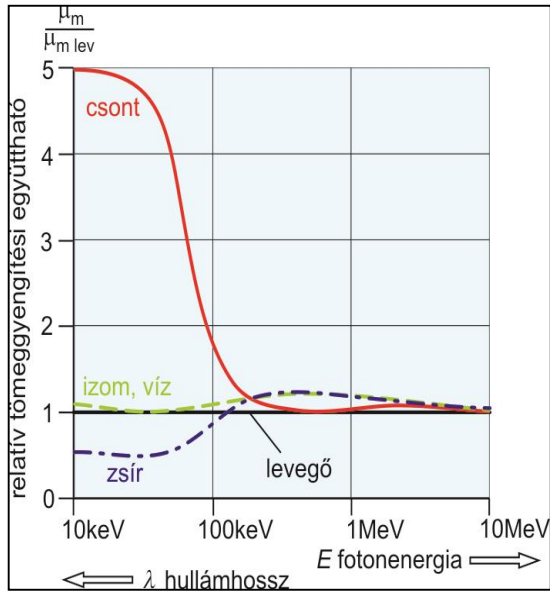
$$\sigma_m \approx \text{konst.} \cong 0.2 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$$
$$\tau_m = \text{konst} * \lambda^3 Z^3$$
$$J = J_o e^{-\mu x} = J_o e^{-(\tau_m + \sigma_m) * \rho * x}$$



Röntgen-kép kontrasztját a

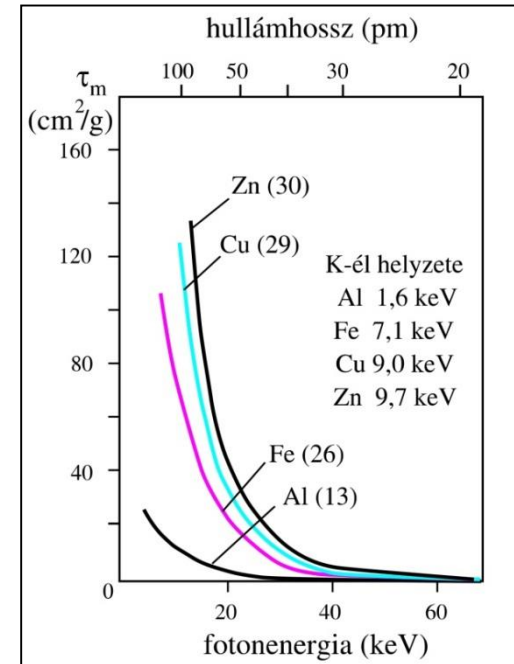
- **sűrűségkülönbségek** és
- **rendszám-különbségek** (τ_m dominál)
határozzák meg

4. Kontrasztanyagok



$$\tau_m = konst * \lambda^3 Z^3$$

$$J = J_o e^{-\mu x} = J_o e^{-(\tau_m + \sigma_m) * \rho * x}$$



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

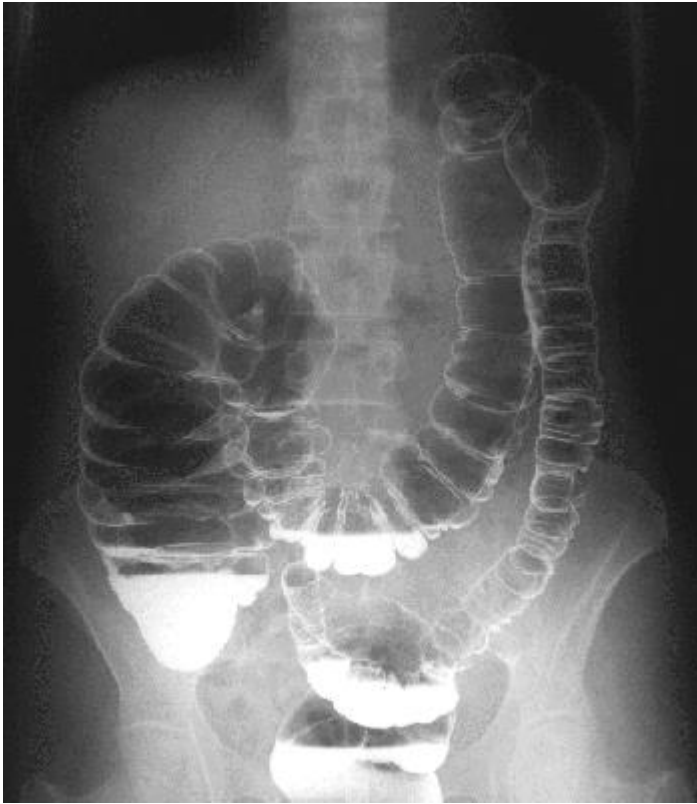
móltört

közeg	Z_{eff}	ρ (g/cm ³)
levegő	7,3	$1,3 \cdot 10^{-3}$
víz	7,7	1
lágyszövet	7,4	1
csontszövet	13,8	1,7-2

Rtg-kép kontrasztja függ a

- **Sűrűségkülönbségektől**
- > **negatív kontrasztanyagok (gázok)**
- **rendszám-különbségektől**
- > **pozitív kontrasztanyagok (nagy Z)**

Példa kontrasztanyag használatára



Vastagbél felvétel negatív
és pozitív kontrasztanyag
használatával

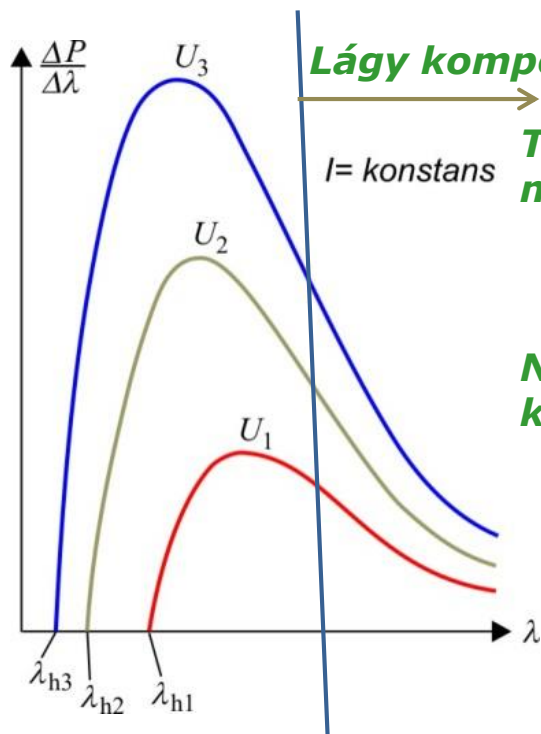
Ablakozás

Technikai szempontok a Rtg-diagnosztikában



1.lágy sugárzási komponensek kiszűrése

$$\tau_m \approx \lambda^3$$



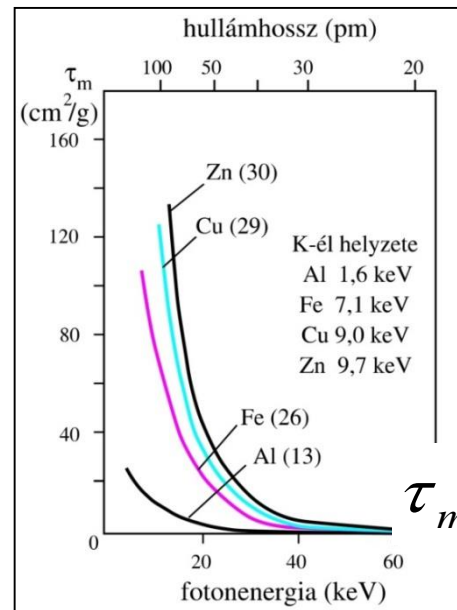
Lágy komponensek

$I = \text{konstans}$

**Túl jól elnyelődnek,
már a bőrfelületen!**



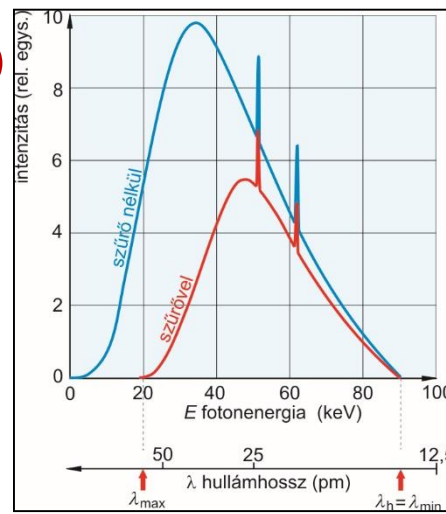
**Nem járulnak hozzá a
kontrasztképzéshez!**



$$\tau_m \approx Z^3$$

Al(13)

A rtg-csőből széles hullámhossztartományú
(fotonenergia-tartományú) sugárzás lép ki



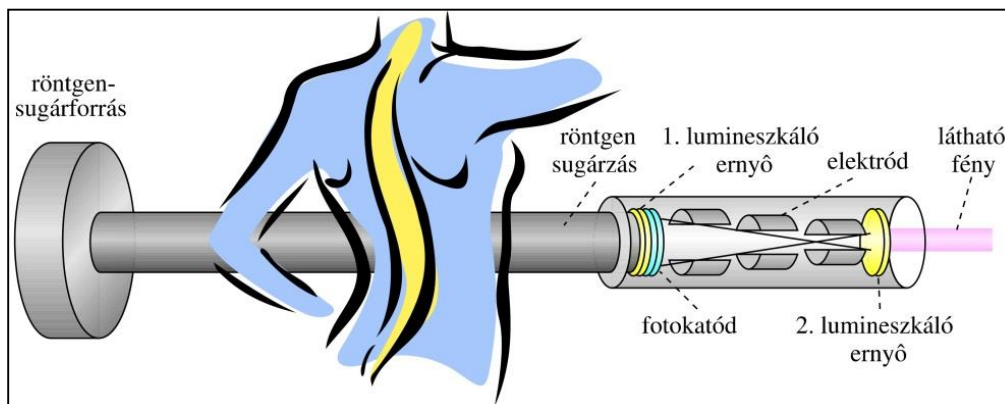
**Szűrők: rtg cső
sugárzásából
a hosszú λ
komponensek
kiszűrése $\rightarrow Z!$**

2. A jel-detektálás problémái és megoldásai a képalkotásban.

- Cél:
- sugárterhelés mérséklése - érzékenység
 - gyors adatgyűjtés (időbeli folyamatok követése)
 - szöveti specificitás
 - térbeli felbontás
 - 3D megoldások: CT

Röntgenátvilágítási kép rögzítése – 2D vetítés

- **kezdeti megoldások: filmlemez feketedése** - elavult
- **Rtg-kép erősítő:** -kicsinyített, de intenzív optikai kép
-sugárterhelés csökken, $J \sim 0.1 \times$ -



Menete: rtg kép →
fényfoton →
fotoelektromos hatás:
elektron → gyorsítás,
leképezés → optikai kép →
digitalizálás

***C-karos készülék
rtg.-kép erősítővel***

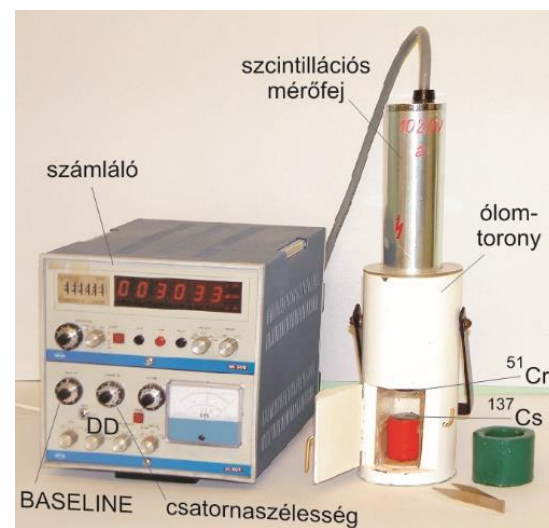
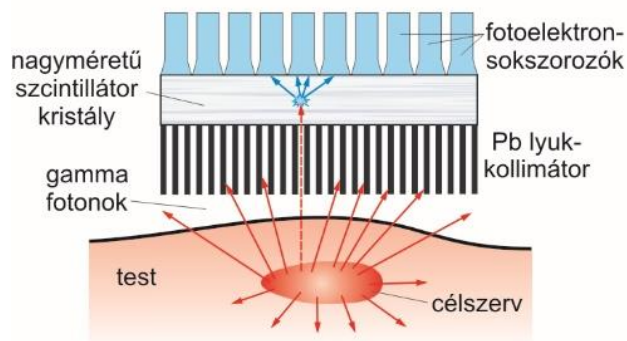


Scintillációs kristály detektor + fotoelektron sokszorozó (gyakorlat)

röntgen foton \rightarrow ionizáció fotoeffektussal \rightarrow kötött elektronok gerjesztése \rightarrow fényemisszió \rightarrow fotokatód: konverzió elektronokká \rightarrow vákuumban gyorsítás, sokszorozás \rightarrow áramimpulzus

A legnagyobb amplitudójú impulzusok amplitudója arányos a rtg. foton energiájával!

2D alkalmazás gamma sugárzás detektálására: Gamma-kamera



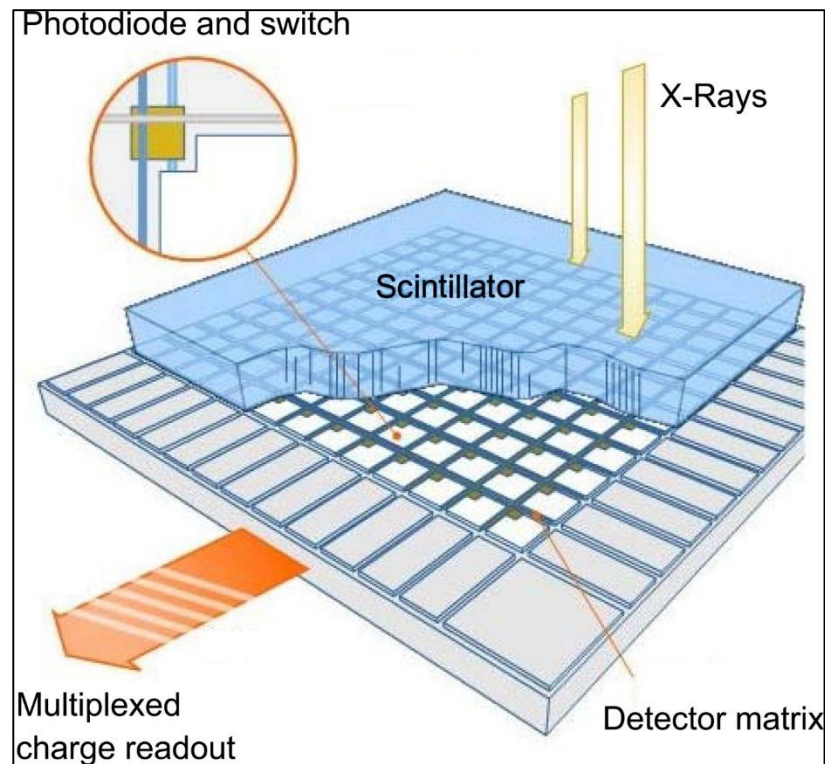
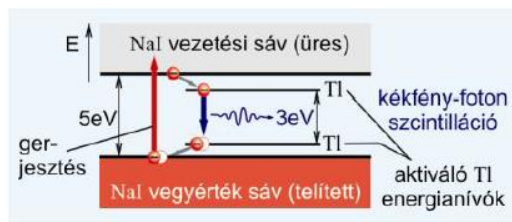
- **Félvezető lemezek – lapos detektorok – korszerű megoldás** (Új lumineszkáló anyagok fejlesztése)

Indirekt konverziós megoldás:

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



40x40 cm méret!



A labor-gyakorlaton használt szcintillációs kristály: NaI:Tl

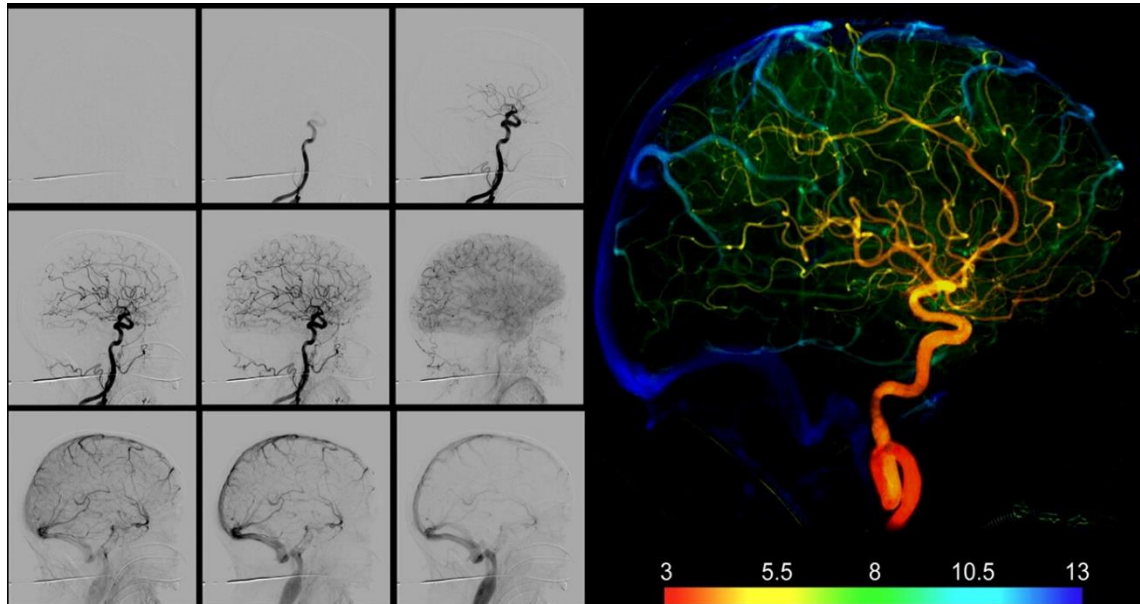
Direkt konverziós megoldás: Foto-vezetés

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

3. A digitalizálás rutinszerű alkalmazása: pl. DSA

DSA: Digital Subtraction Angiography

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



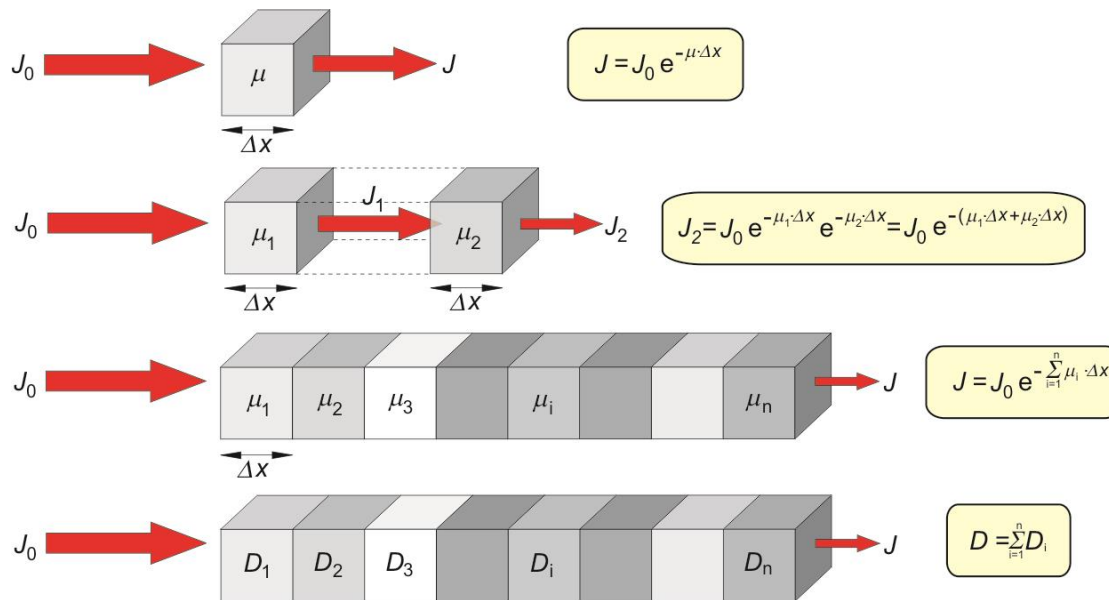
Menete:

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



A Rtg-diagnosztikai kép értelmezése

1. A hagyományos átvilágításban „szummációs” kép keletkezik



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

m szummációs egyenlet, $m \times n$ ismeretlen
az egyenlet-rendszer **nem megoldható**

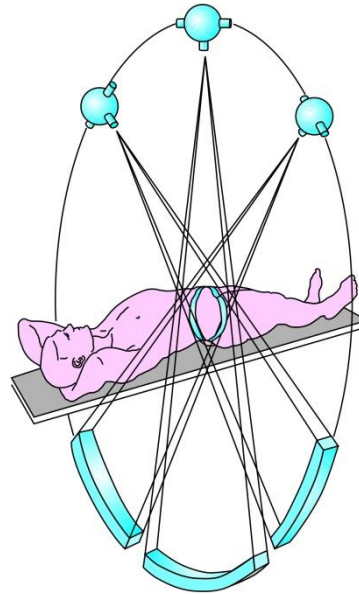
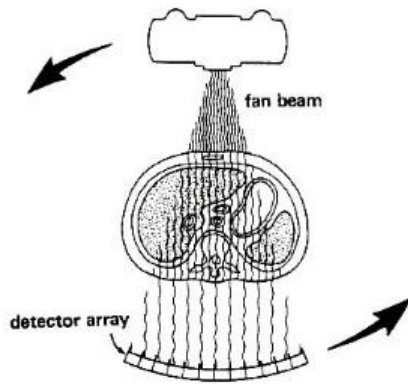
$$\begin{array}{ccccccc} \longrightarrow & \mu_{11} & \mu_{12} & \mu_{13} & \dots & \mu_{1n} \\ \longrightarrow & \mu_{21} & \mu_{22} & \mu_{23} & & \\ \longrightarrow & \mu_{31} & \mu_{32} & \mu_{33} & & \\ & \vdots & & & & \\ & \mu_{m1} & & & & \end{array}$$

2. X-ray (absorption) Computed Tomography : Rtg. CT

*egy testszelet többirányú átvilágítása →
minden képelem járuléka legalább két
független irány mentén megmérődik*

Mérési adatgyűjtés:

*-jól definiált sok irány mentén,
egy síkban*



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



Nagy sugárterhelés

~ 500x hagyományos

*-kiértékelés: először számítással → μ_i
képelemenként → pixel-intenzitás →
metszeti eloszlások vizualizálása*

Röntgen-CT



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

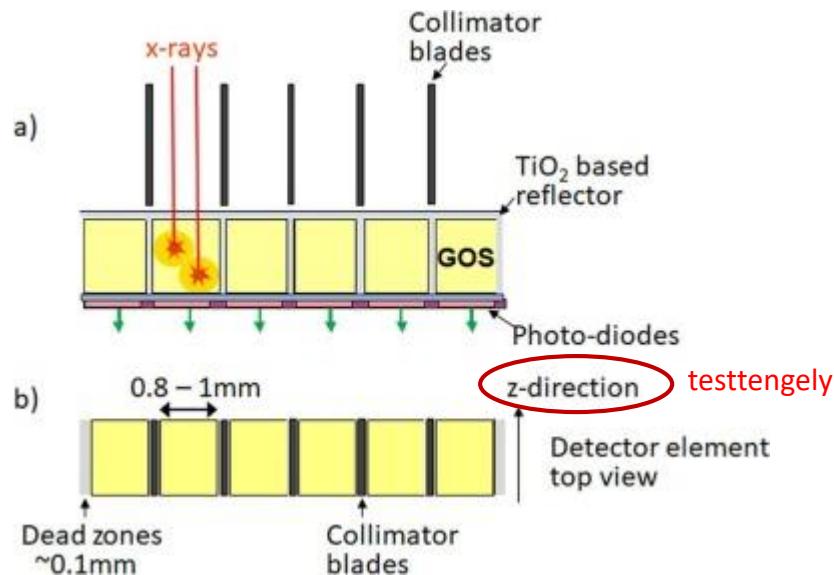
Ablakozás: egy adott tartomány
széthúzása a teljes
szürke-skálán



CT detektorok

Szilárd szcintillátor -fotodióda CT detektorok: jelenleg általában ez elterjedt

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



(Szcintillátor: pl. Gadolinium-oxysulfide **GOS**)

Felbontás: 1x1 mm

Hátrányok:

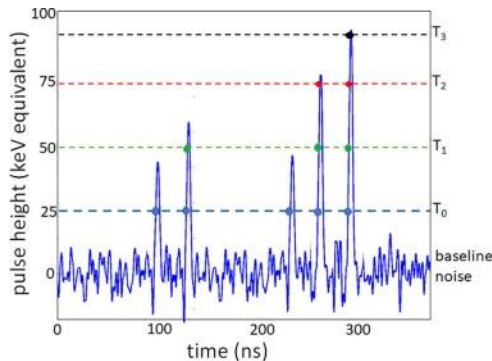
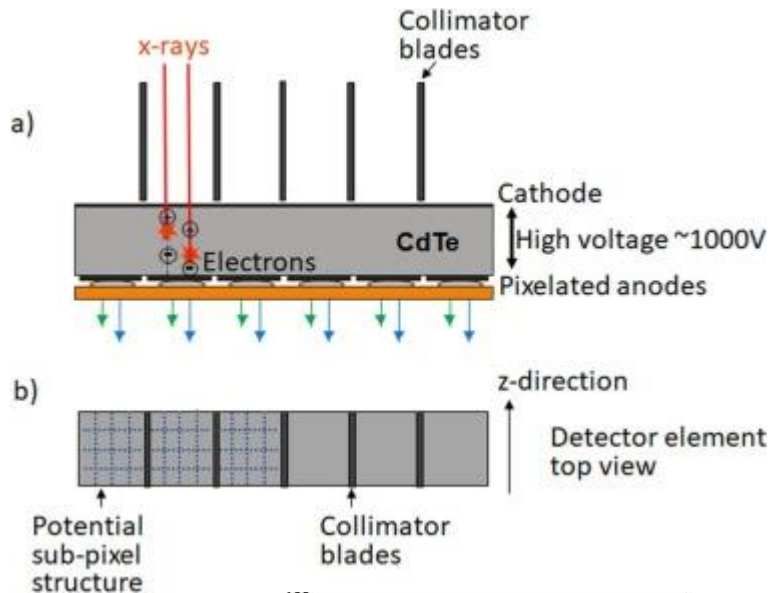
- Nagy az elektronikus zaj – nem lehet eléggé csökkenteni a Rtg dózist
- energia-súlyozás: a jel nagysága arányos a fotonenergiával
- A jel az összes fotonenergia jelének összege – nem energiaszelektív
- A fotonok 20%-a elvész a pixeleket szeparáló falakban -> nem lehet eléggé növelni a felbontást –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



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)

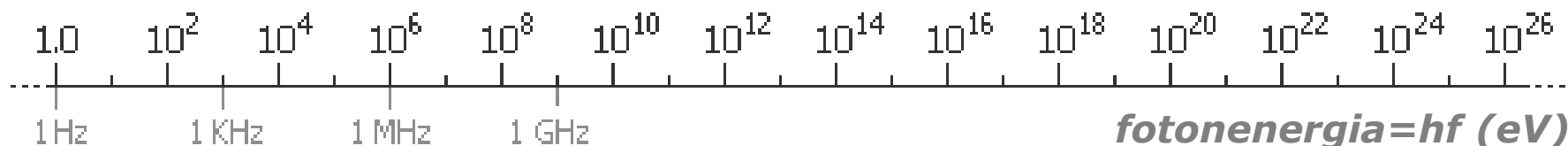
γ -*sugárzás*

(gyakorlaton tárgyalt)

Logaritmicus skála

$$10^{-9} \text{ m} = 1 \text{ nanometer}$$

Frequency, Hz →



fotonenergia = hf (eV)

Rtg. sugárzás

Microwaves

10 eV

150keV Rtg.-cső

AM

FM, TV

Visible light

Gamma rays

10 MeV

Radio waves

Ultraviolet

Infrared

Foton-energia átfed a rtg. sugárzással, de eredete más

1 μ m

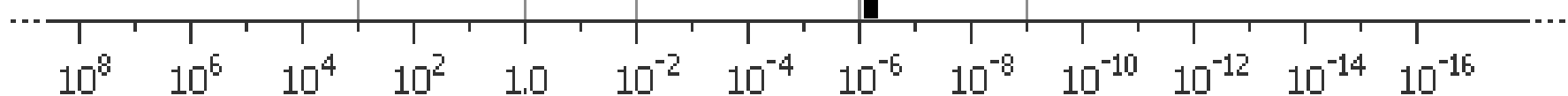
1 nm

(micrometer) (nanometer)

1 km

1 m

1 cm



← Wavelength, m

γ -sugárzás orvosi alkalmazásai

1. Keletkezése : atommag átalakulása során

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, monokromatikus elektromágneses sugárzás

Fotonenergia \sim MeV tartományban

2. A sugárzás elnyelődésének mechanizmusai

„ionizáló” sugárzás – az ionizáció mechanizmusai

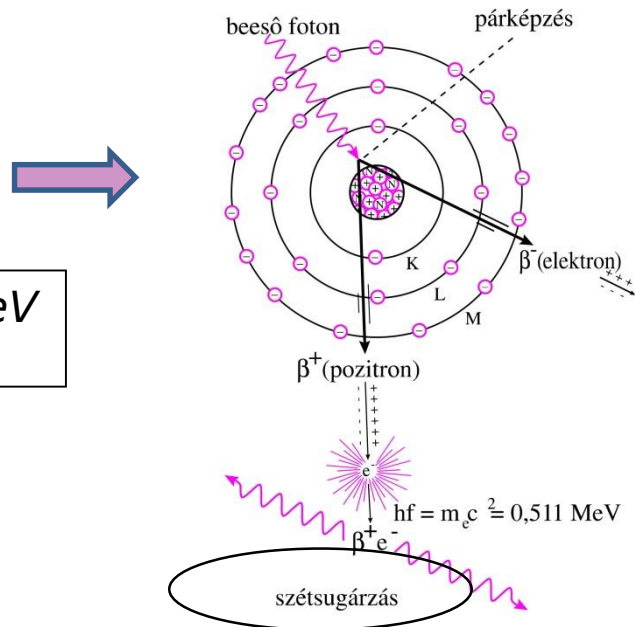
Érvényes az exponenciális abszorpció-törvény

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

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

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

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

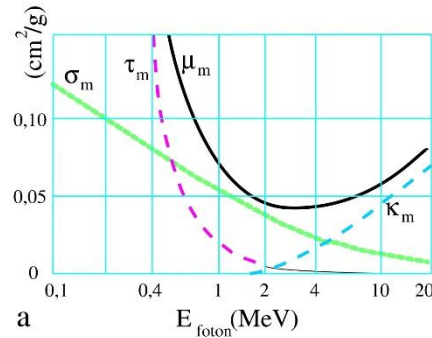


Pozitron-elektron annihiláció

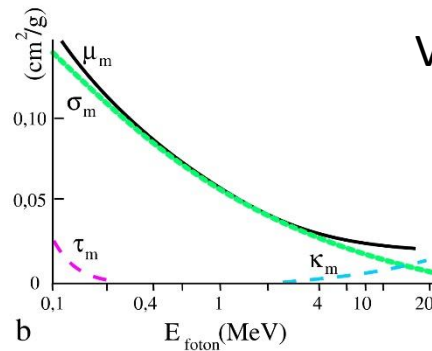
→ 2 gamma foton ellentétes irányban
0,511 MeV energiával

γ – energiákon az elnyelési valószínűség: \ll rtg. sug.

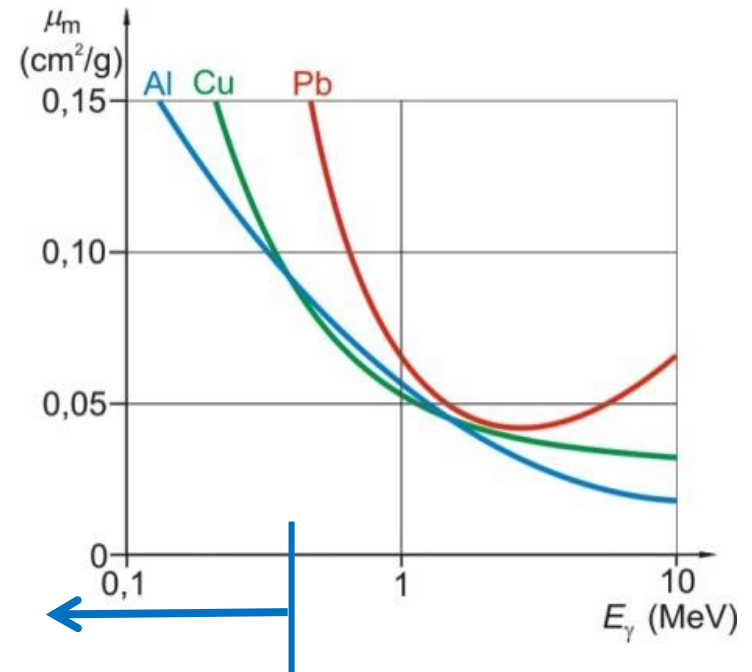
- 1 Mev körül minimuma lehet



Pb



Víz – lágú szövet



Röntgen diagnosztika :

kiseb energiák: **nagyobb** elnyelődés

γ - Diagnosztikai alkalmazás alapja:

Kis elnyelési valószínűség \rightarrow a sugárzás a testen kívül detektálható

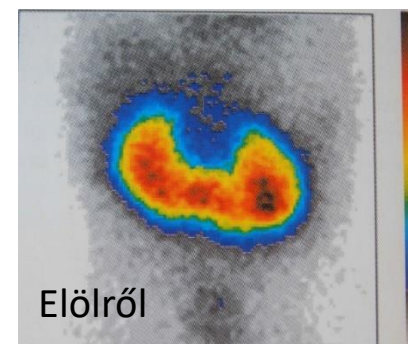
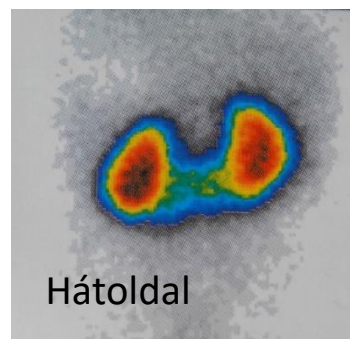
Rádoaktív izotópos nyomjelzés

3. Diagnosztikai alkalmazások

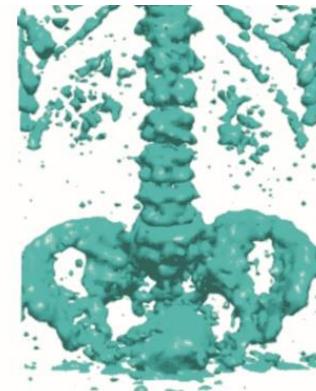
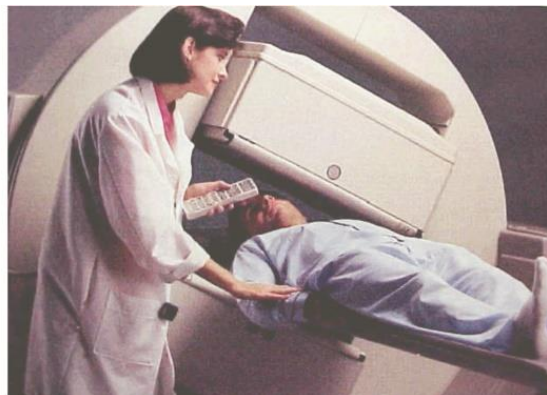
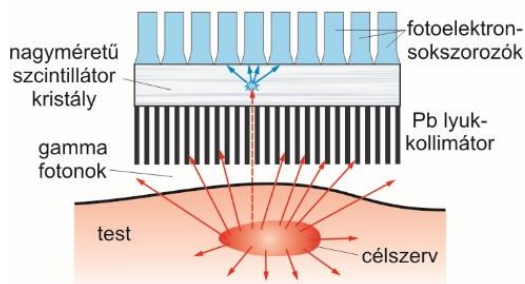
3.1. Izotópos nyomjelzés

^{99m}Tc -gamma sugárzó izotóppal jelölt dimer captosuccinic acid (DMSA) -al végzett vese-vizsgálat eredménye.

Mérés menete: γ -sugárzó izotóp \rightarrow kémiai reakció: beültetés egy hordozó – molekulába (radiofarmakon) \rightarrow anyagcsere eljuttatja a szervbe \rightarrow detektálás időben és térben



Detektor: gamma kamera



Tomográfiai adatgyűjtés - SPECT – gamma kamera több pozícióban

3.2. Pozitron emissziós tomográfia *PET*

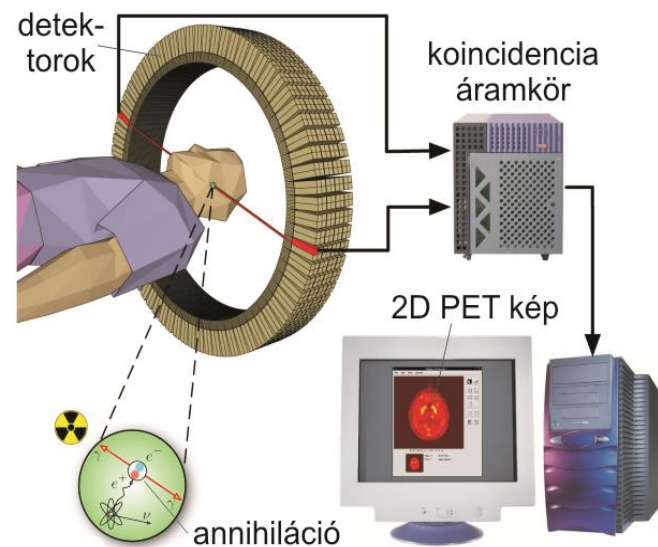
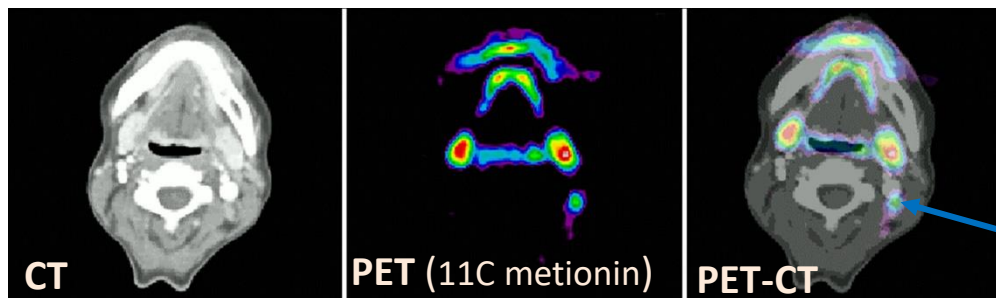
γ -fotonok detektálásán alapuló diagnosztikai módszer – alapja: az anyagcserében részt vevő, kiválasztott molekulához kötött pozitron-sugárzó izotópból kilépő pozitron elektronnal ütközve annihilálódik. A keletkező ellentétes irányú, egyidejűleg keletkező γ -fotonok kerülnek detektálásra. *A kép az anyagcserefolyamatokat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

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

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

PET-CT

a PET-képek szervezet-beli lokalizációja



Nyirokcsomó metasztázis a nyaknál

Autó vezető szummációs röntgenképe



Köszönöm a figyelmet

