

Elektromágneses sugárzások és biológiai rendszerek I(fény)-II.-III.

*röntgensugárzás (II.)
orvosi diagnosztikai alkalmazások*

*γ -sugárzás (III.),
orvosi diagnosztikai alkalmazások*

Sugárterápiai szempontok - áttekintés

Dr. Fidy Judit
Professzor emeritus
2021.03.31

Emlékeztető

$[eV]$ elektronvolt energiaegység

1eV energiára tesz szert egy elektron, ha 1 V feszültségkülönbség gyorsította fel

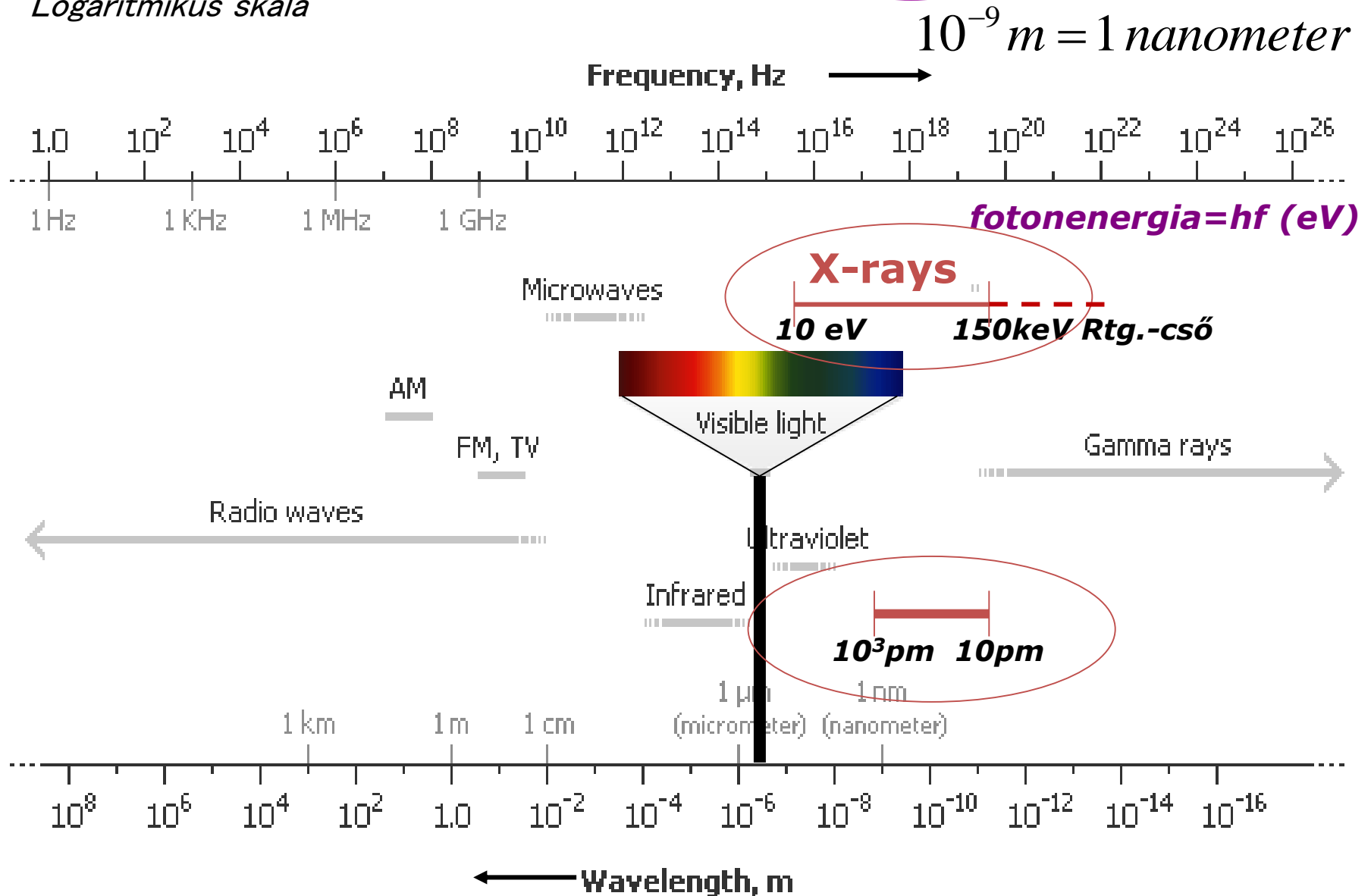
$$q_e U = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C} \cdot 1 \text{ V} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Joule}$$



Elektron töltése

Elektromágneses hullámok - X-rays - γ rays

Logaritmikuskála



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.*)

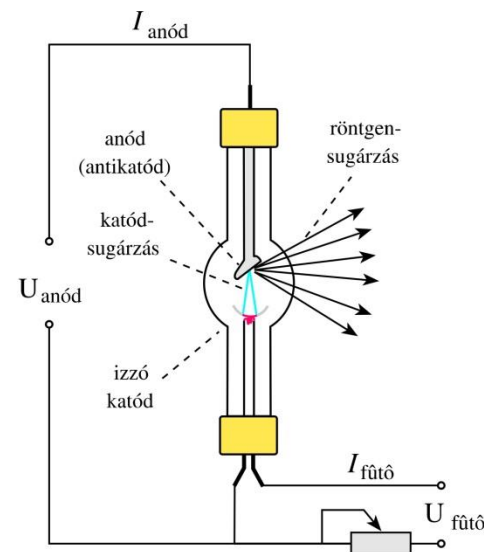
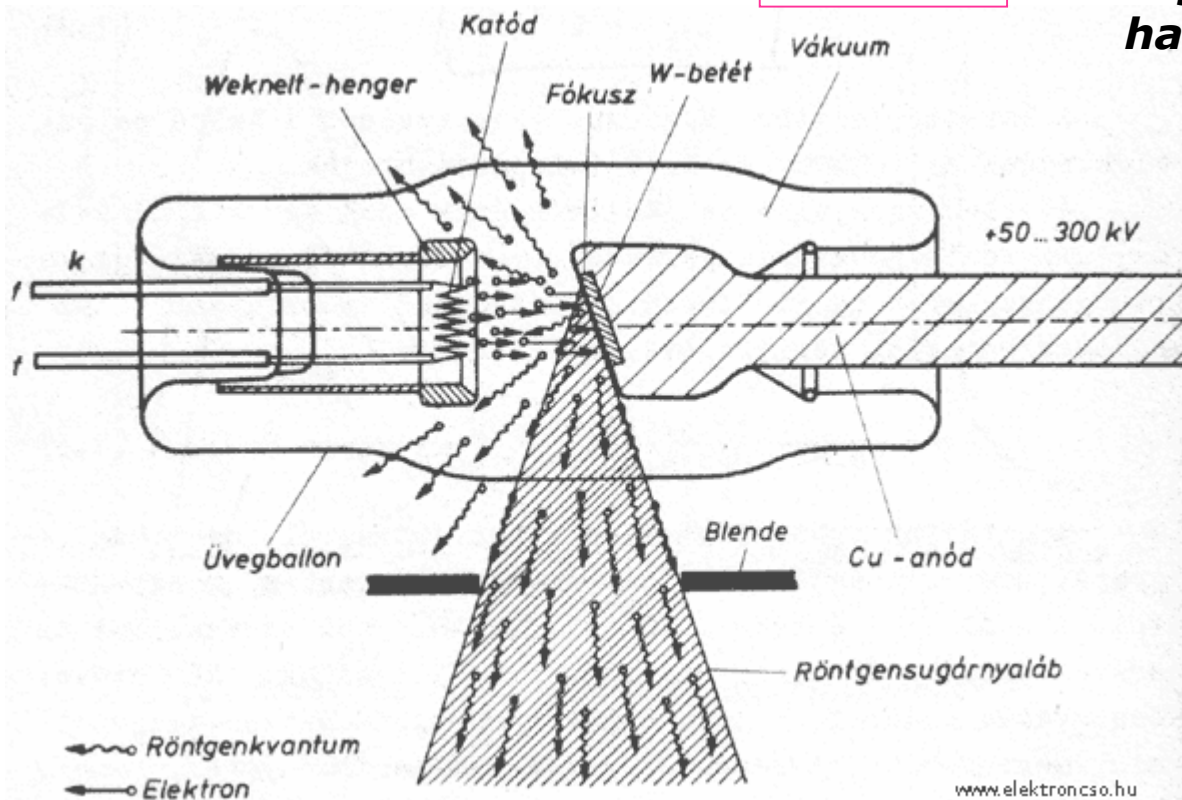


(b)

Röntgensugárzás keltése röntgencsővel

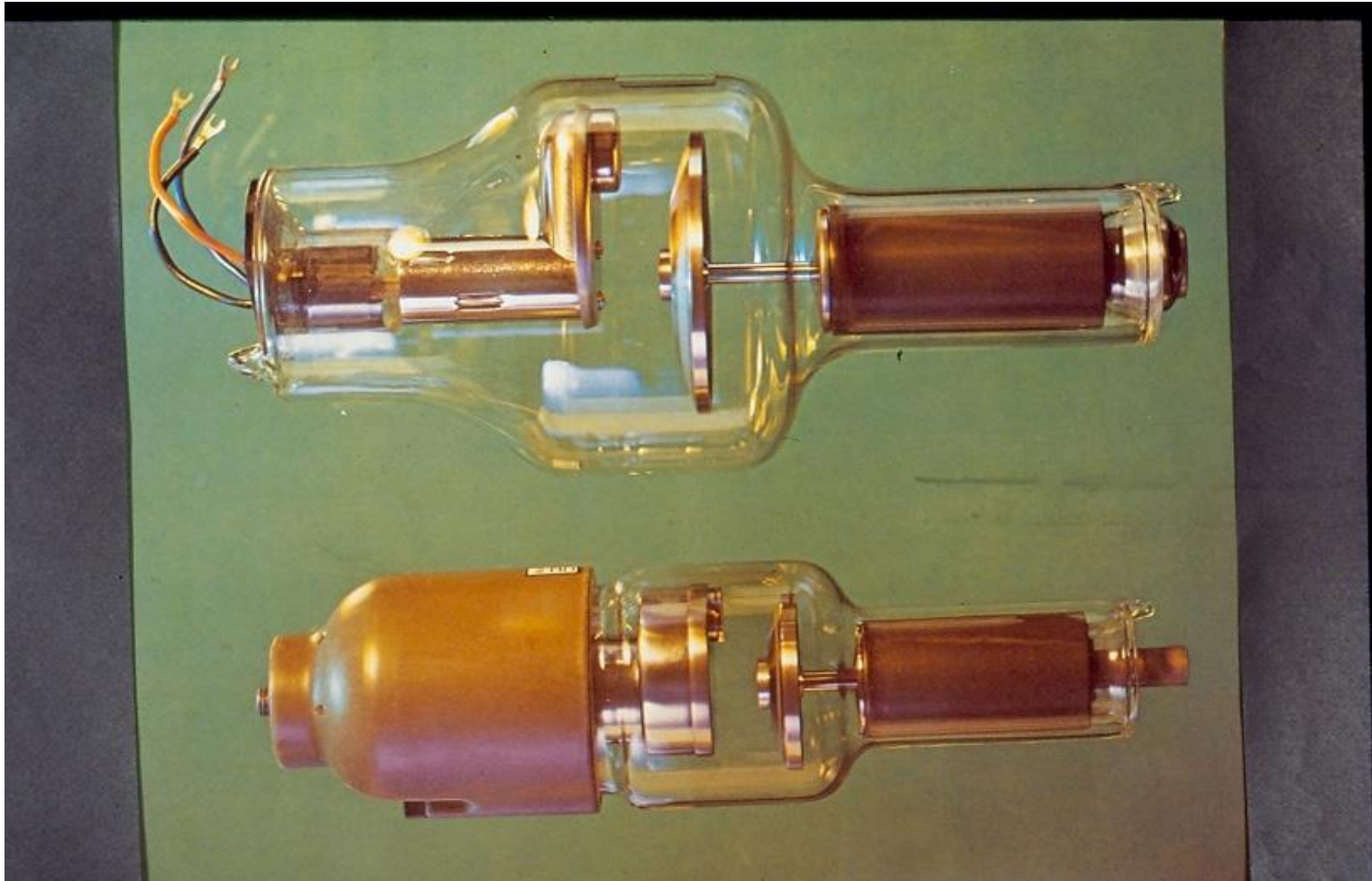
$$\eta = \frac{P_{\text{sug}}}{P_{\text{el}}} < 1\%$$

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



Az anódban nagy a hőfejlődés

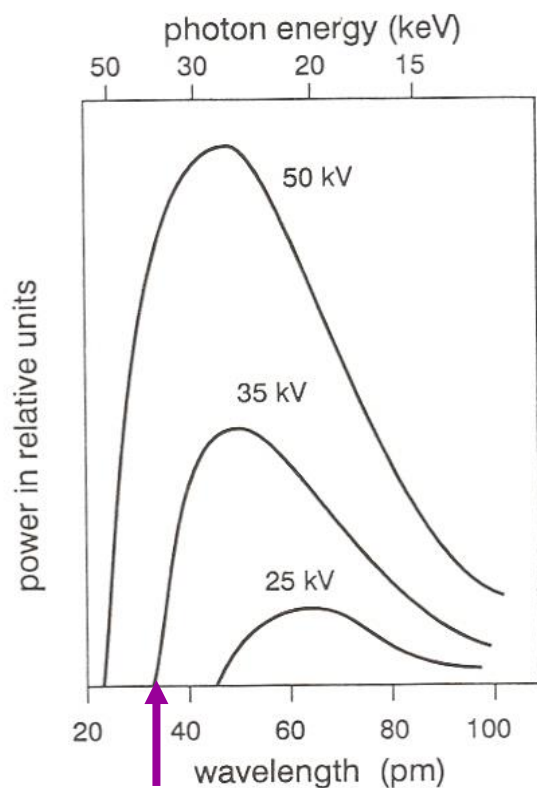
Röntgensövek - *forgó anód*
- *hűtés*



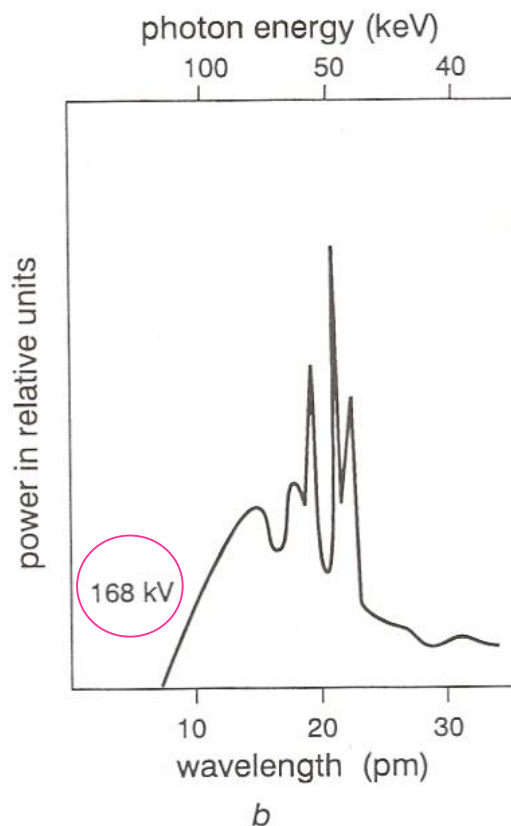
A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai

Emissziós spektrumok növekvő gyorsító feszültség mellett

Wolfram anód



Határoló hullámhossz λ_{hat}



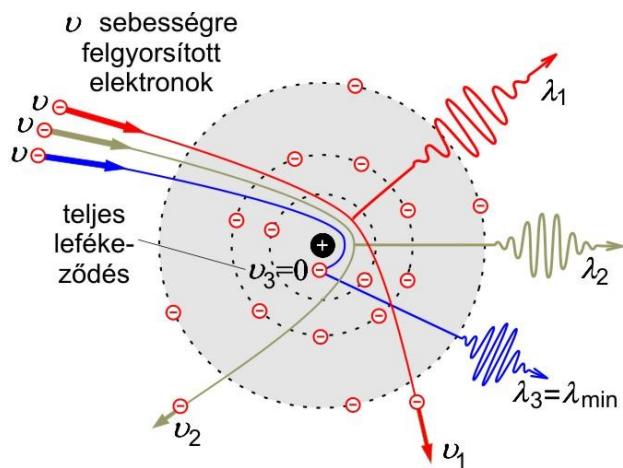
- Nagy feszültség (U) mellett a spektrum vonalassá válik
- Az össz-teljesítmény erősen nő a feszültséggel
- A spektrum a rövid hullámhosszú oldalon élesen végződik, λ_{hat} csökken, ha U nő

Kétféle mechanizmus!

A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

1. Fékezési röntgensugárzás - (*Brehmstrahlung*)

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

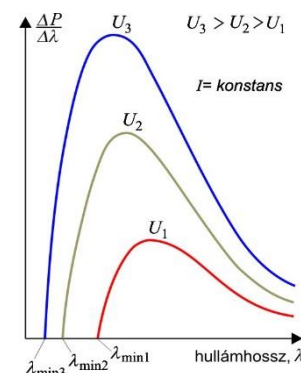


Teljes lassulás egy lépésben:

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

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

Maximális fotonenergia
ami keletkezhethet



Maxwell-egyenletek: gyorsuló/lassuló
töltés elektromágneses sugárzás forrása

A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

1. Fékezési röntgensugárzás (*Brehmstrahlung*)

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

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

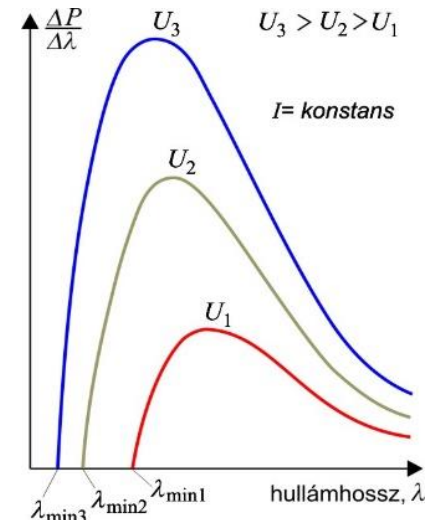
Duane-Hunt törvény

- teljes kisugárzott teljesítmény:

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

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

Anód anyaga: rendszám



P = spektrum görbe alatti területe

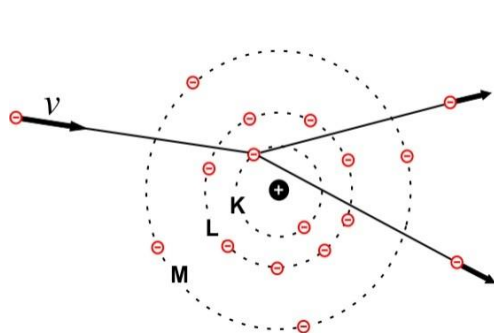
- ezen alapul a röntgendiagnosztika

A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

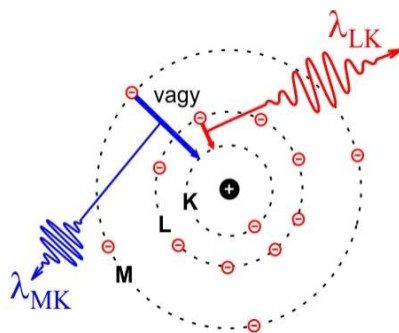
Kétféle mechanizmus

2. Karakterisztikus röntgensugárzás

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

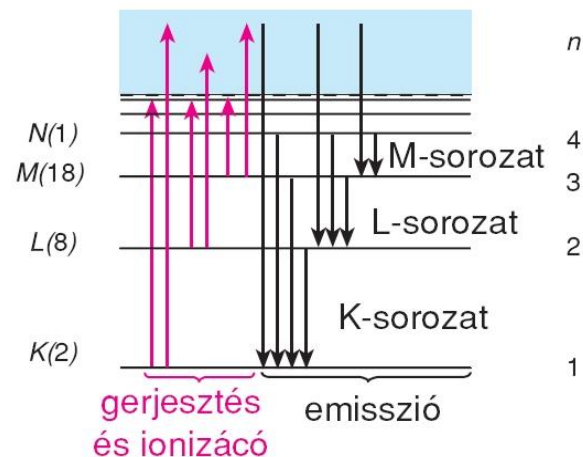
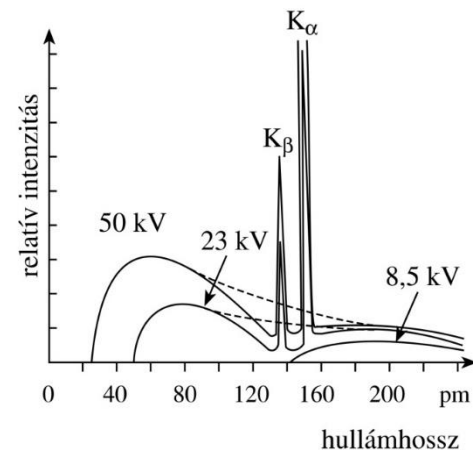


1. Ionizáció



2. üres állapot betöltése

Cu-atom

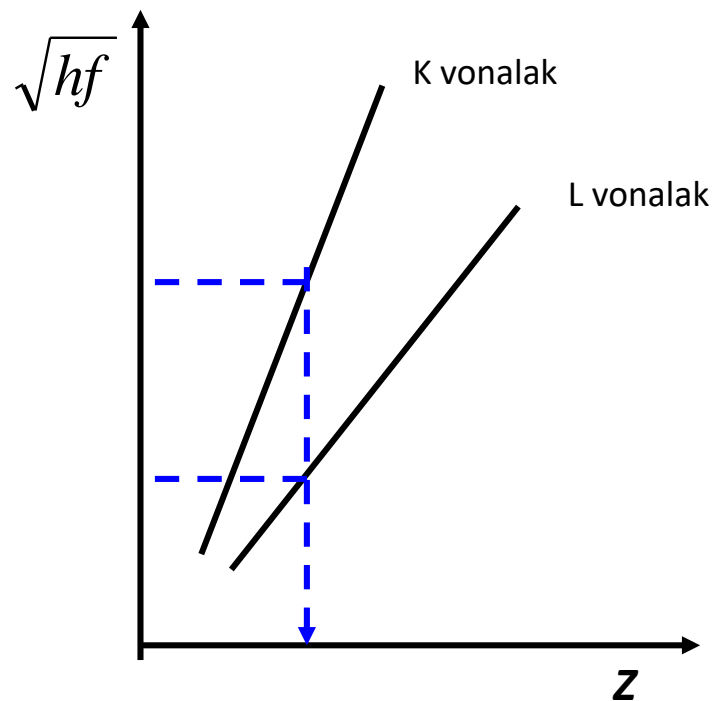


Karakterisztikus röntgensugárzás alkalmazásai

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

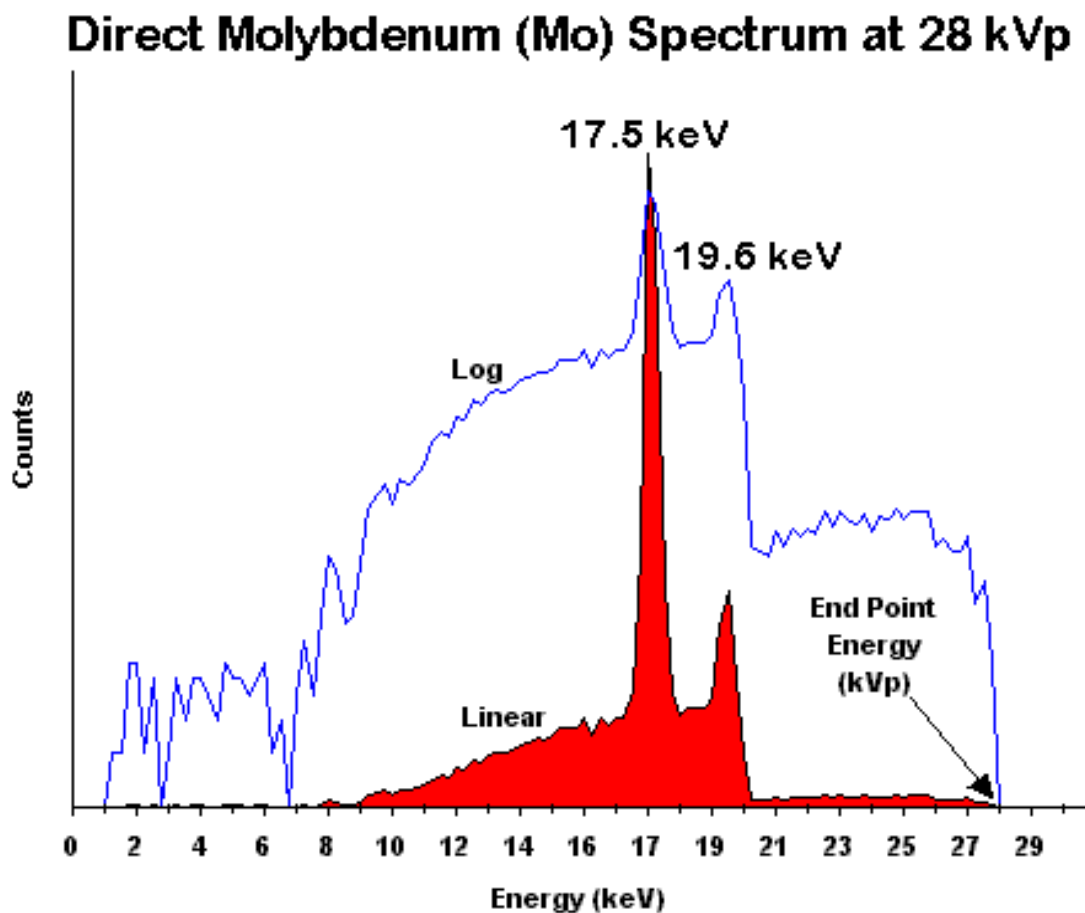
Kvalitatív analízis:

Spektrum vonalak energiái \rightarrow target rendszáma

Kriminológia

2. Mo anód karakterisztikus röntgensugárzása → mammográfia

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

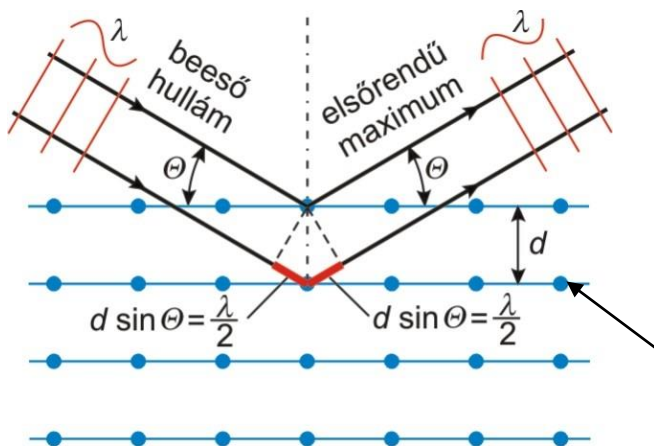


3. A röntgensugárzás alkalmazása *a molekuláris szerkezetkutatásban*

Röntgenkristallográfia

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

Reflexióban mérjük az interferencia erősítés irányait (θ)



$$d \sin \theta = \frac{\lambda}{2} \quad \text{Monokromatikus rtg sugárzás hullámhossza}$$

Bragg-egyenletek

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

Nagyobb részletek kis szögeknél → *kis-szögű röntgen-szórás*

A rtg. cső fékezési sugárzásának orvosi diagnosztikai alkalmazásai - szempontok

1. A diagnosztikai alkalmazások a rtg sugárzás szöveti elnyelődésén alapulnak – a μ_m tömegabszorpciós állandó

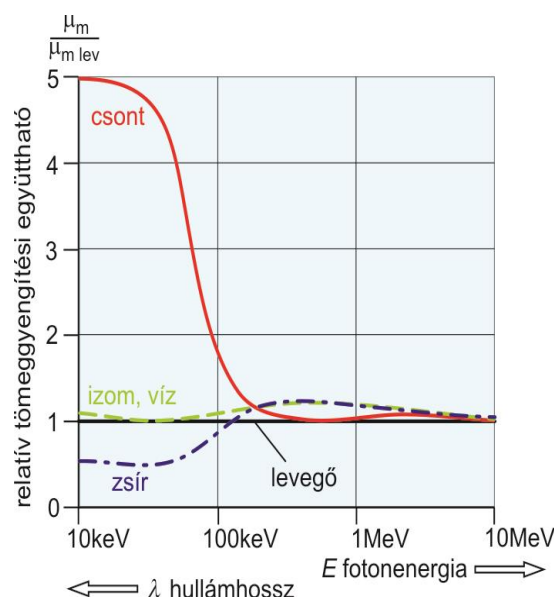
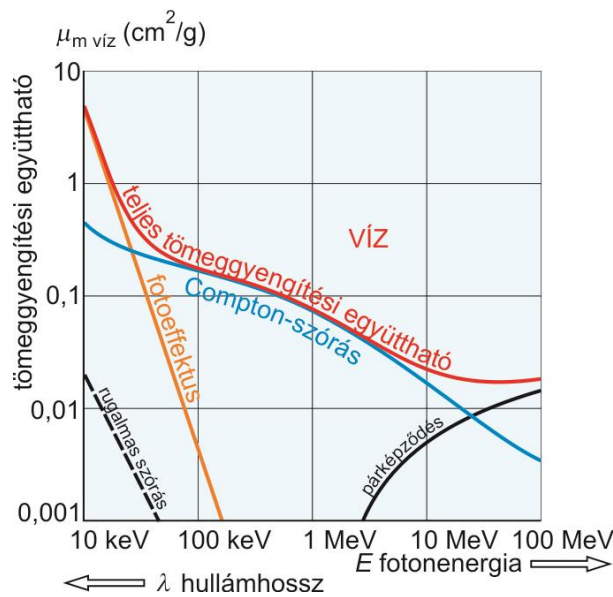
Érvényes az exponenciális abszorpció-törvény $J = J_0 e^{-\mu x} = J_0 e^{-\mu_m \rho x}$

Elnyelődés miatt csökkent intenzitás \rightarrow Abszorbens vastagsága \rightarrow sűrűség

$\mu = \mu_m \times \rho$

Abszorpciós együttható

Tömeggyengítési együttható



MINŐSÉGI JELLEMZŐ

Abszorbens anyaga

Sugárzás fotonenergiája

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

diagnosztika \longleftrightarrow terápia

Szórás jelentősége kicsi

2. Az elnyelődés mechanizmusai

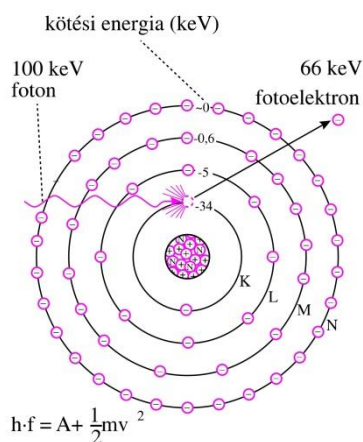
„Ionizáló” sugárzás: az elnyelt foton ionizál

Kétféle mechanizmus a fotonenergiától és a rendszámtól függő súllyal.

Abszorpciós együttható

Tömeggyengítési együttható

fotoeffektus



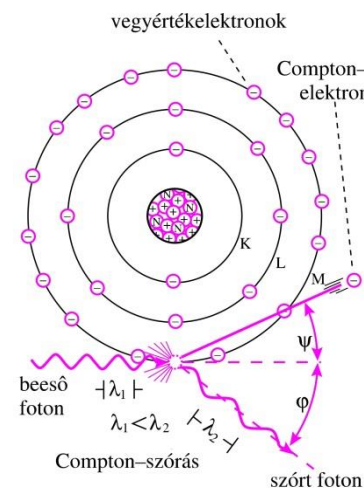
$$J = J_o e^{-\mu x} = J_o e^{-\mu_m \rho x}$$

$$\mu = \mu_m \rho$$

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

τ_m erősen függ Z-től és a fotonenergiától

Compton szórás

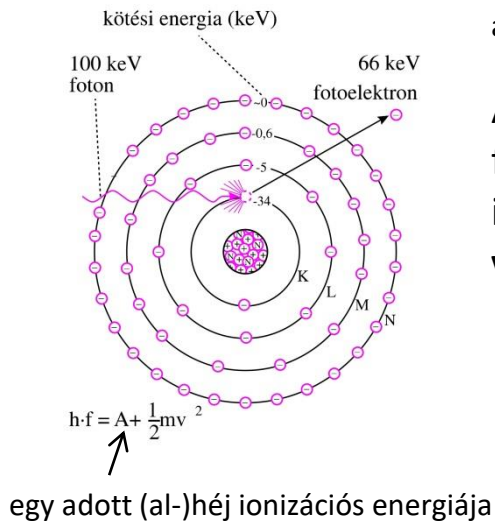


$$hf = A + \frac{1}{2}mv^2 + hf^*$$

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

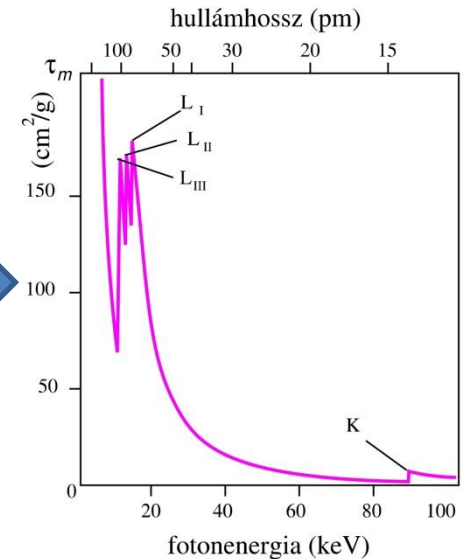
A fotoeffektussal való abszorpcióban karakterisztikus vonalak lehetnek



Ólom abszorbens fotoeffektusra jellemző abszorpció spektruma:

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

Pb abszorpció spektruma



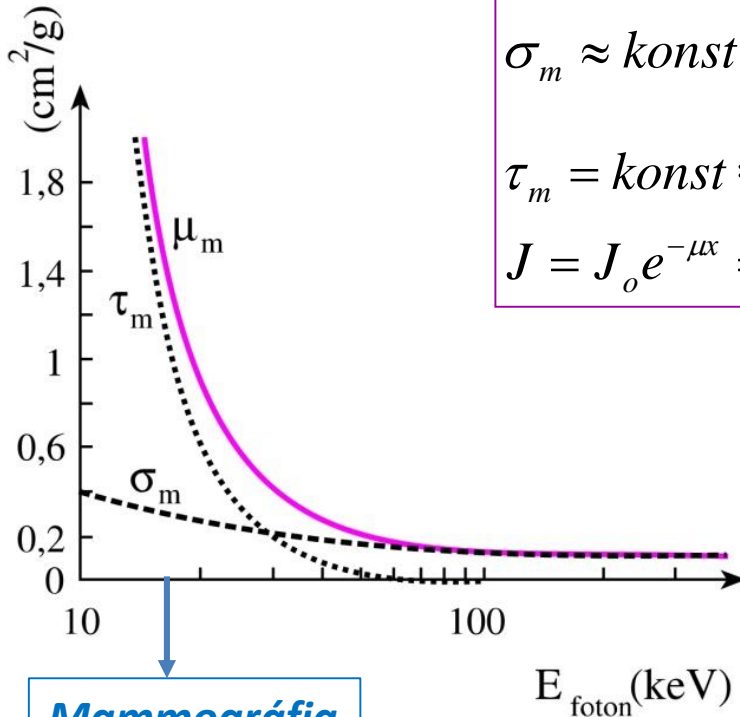
A karakterisztikus ionizációs energiák a rendszámmal jelentősen nőnek

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

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

Lágy szövetek

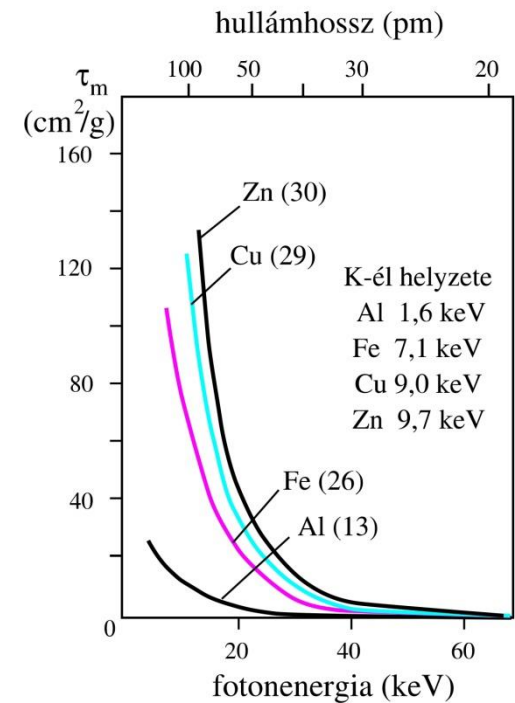
abszorpciós spektrum: kis fotonenergiáknál a fotoeffektus tulajdonságai dominálnak



$$\sigma_m \approx \text{konst.} \cong 0.2 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$$

$$\tau_m = \text{konst} * \lambda^3 Z^3$$

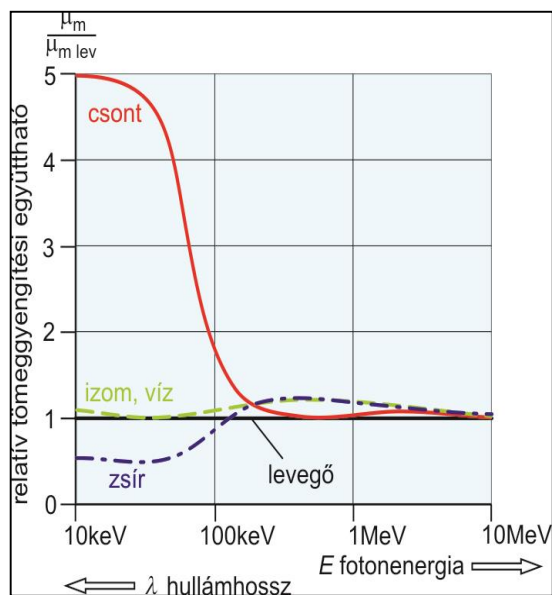
$$J = J_o e^{-\mu x} = J_o e^{-(\tau_m + \sigma_m) * \rho * x}$$



Röntgen-kép kontrasztját a

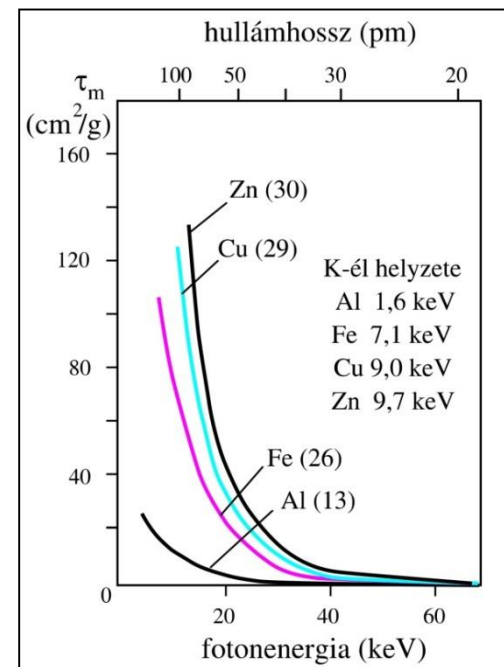
- **sűrűségkülönbségek** és
- **rendszám-különbségek** határozzák meg

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**
- **rendszám-különbségektől**
- > **pozitív kontrasztanyagok**

Példa kontrasztanyag használatára

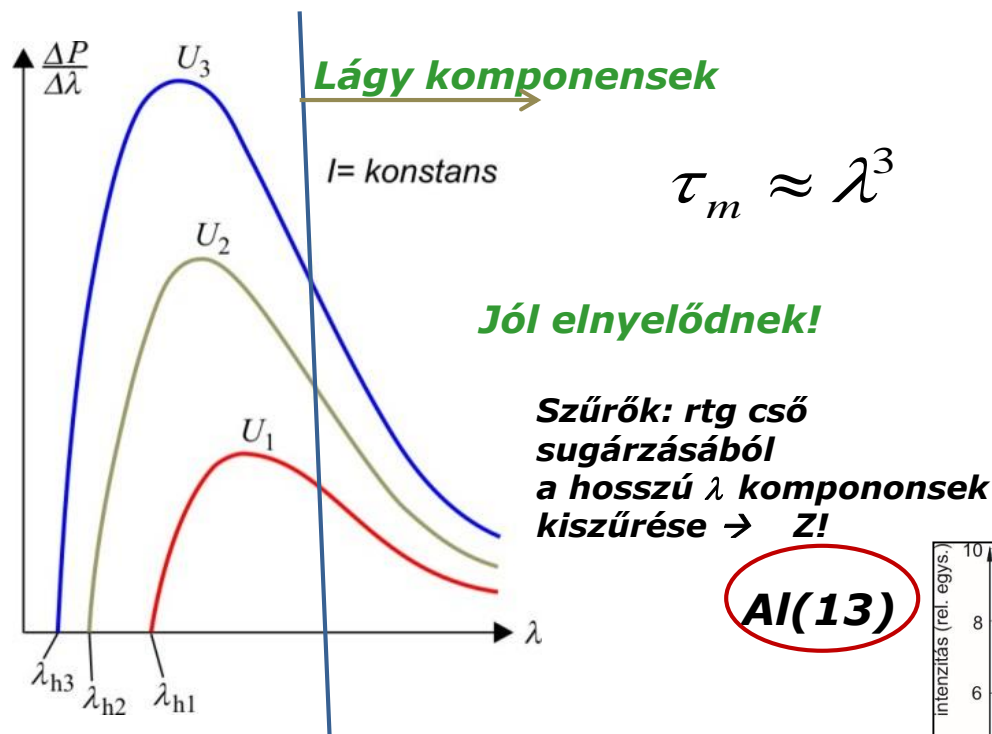


Vastagbél felvétel negatív
és pozitív kontrasztanyag
használatával

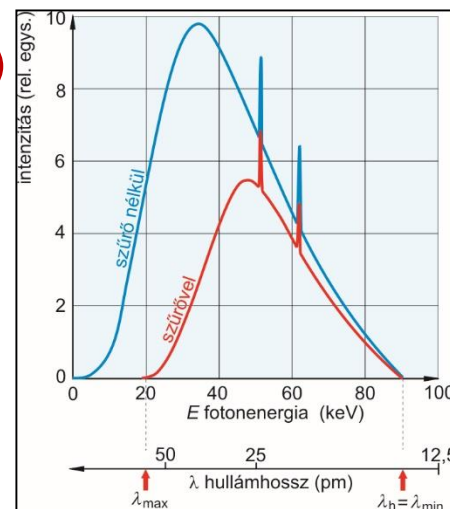
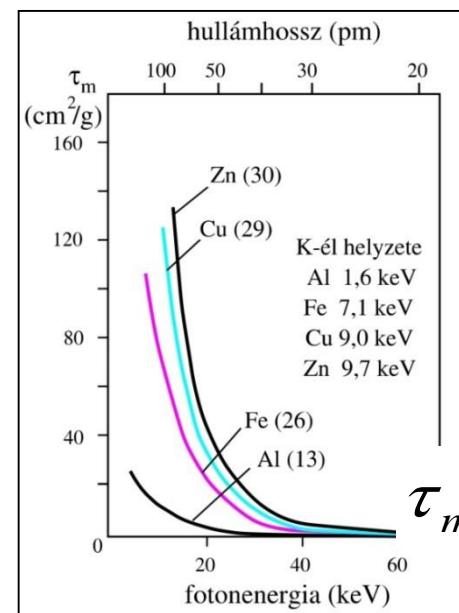
Ablakozás

Technikai szempontok a Rtg-diagnosztikában

1.lágy sugárzási komponensek kiszűrése



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

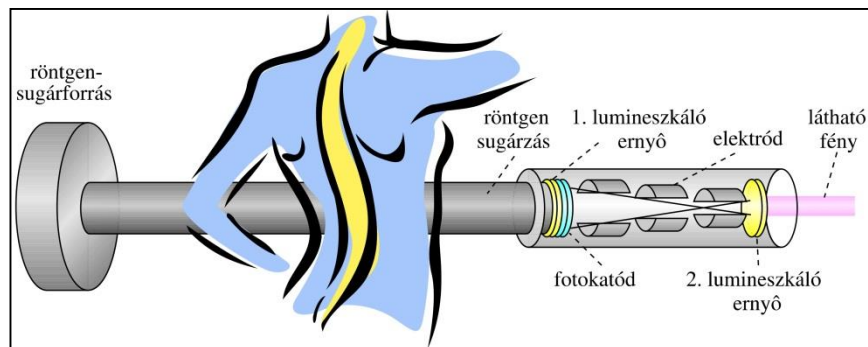


2. a sugárterhelés csökkentése, digitalizálás

Menete: rtg kép → optikai kép → digitalizálás

Rtg-kép erősítő

- kicsinyített, de intenzív optikai kép
- sugárterhelés csökken, $J \sim 0.1 \times$



C-karos készülék rtg.-kép erősítővel



Új lumineszkáló anyagok fejlesztése

Félvezető lemezek – lapos detektorok

Indirekt konverziós megoldás:

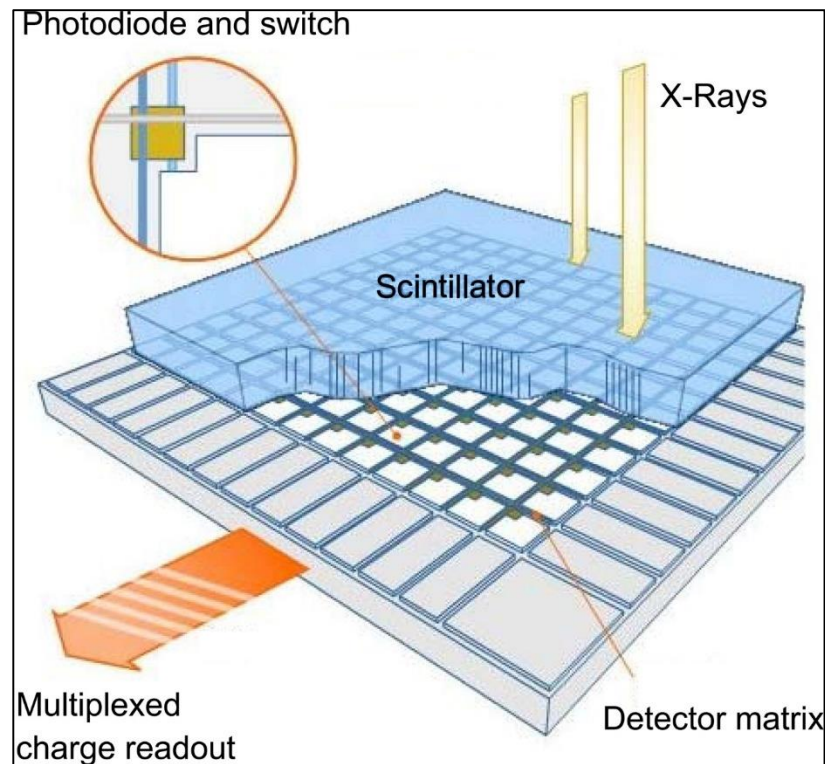
Rtg. foton \rightarrow fény foton \rightarrow fotodióda
feszültség-jele



Direkt konverziós megoldás:

Mammográfia

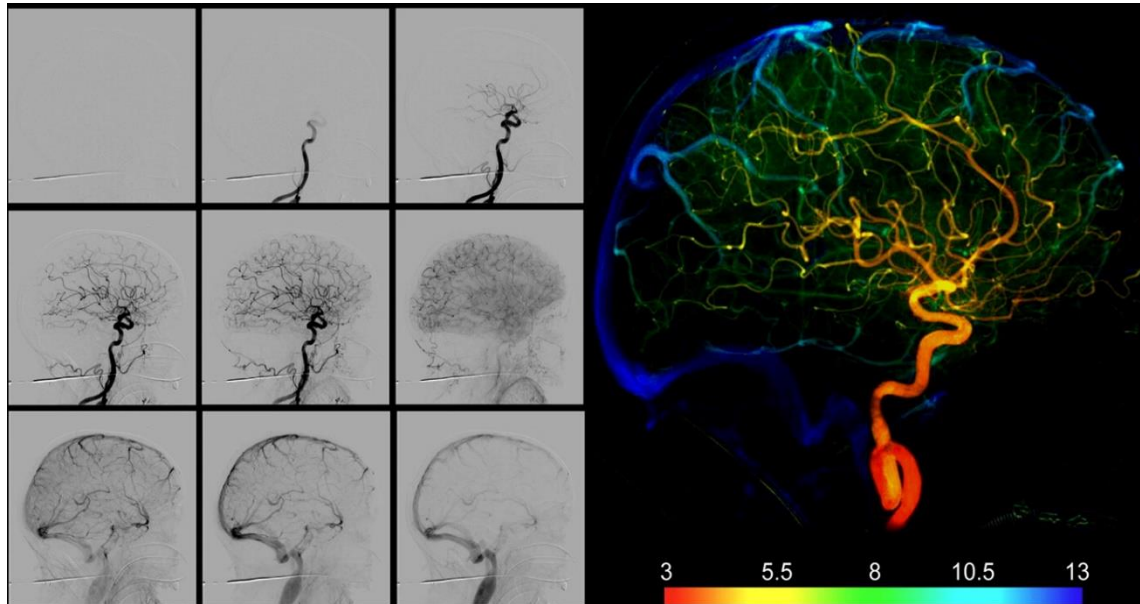
Rtg. foton \rightarrow amorf Se (félvezető) \rightarrow
fotodióda feszültség-jele



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

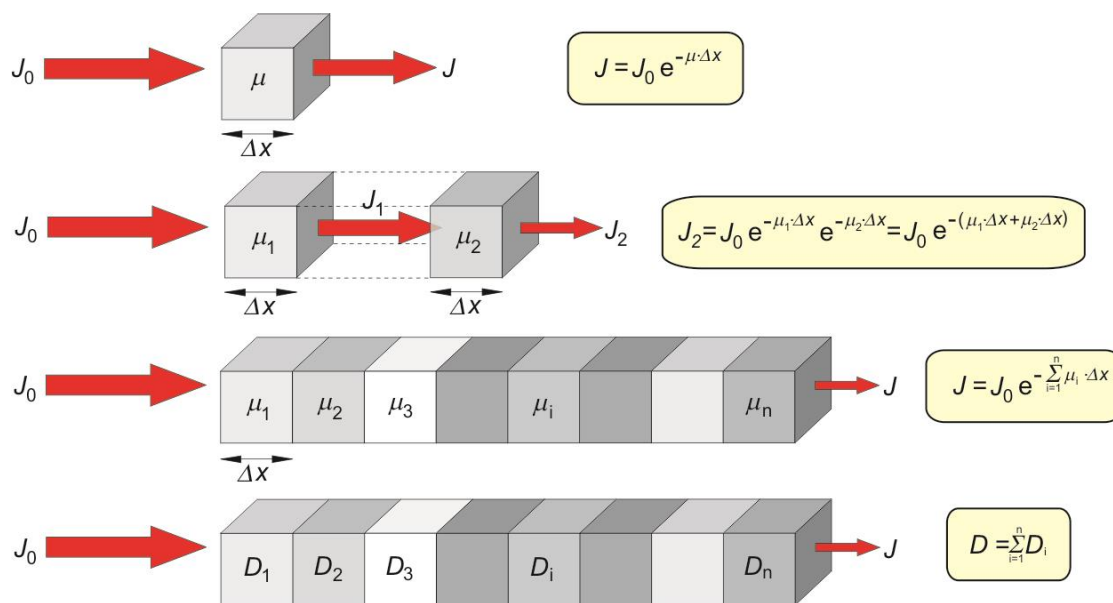


Menete:

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**

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

Autó vezető szummációs röntgenképe

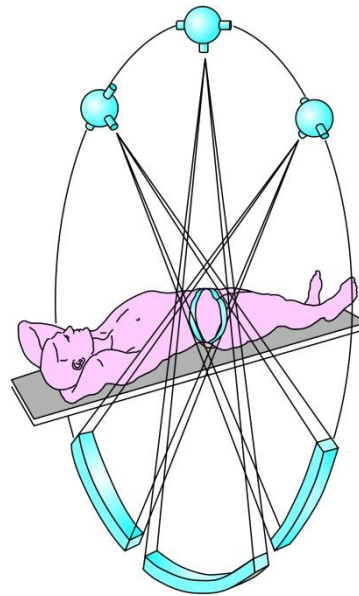
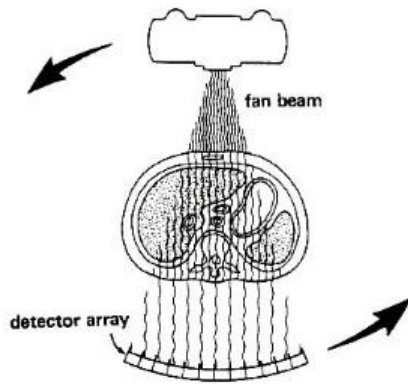


2. X-ray (absorption) Computed Tomography : Rtg. CT

*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

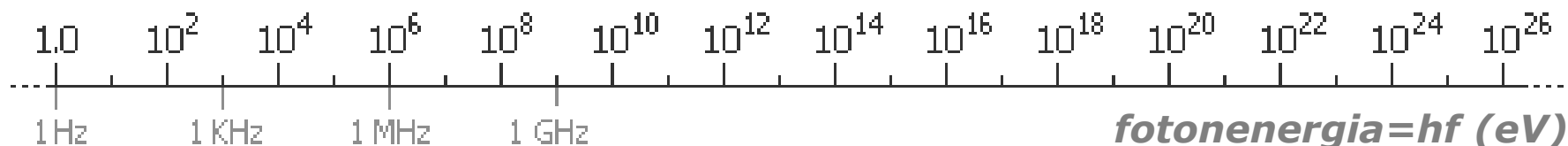


Fény – rtg.sugárzás – γ -sugárzás

Logaritmikus skála

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

Frequency, Hz \longrightarrow



fotonenergia = hf (eV)

Rtg. sugárzás

Microwaves

10 eV

150 keV Rtg.-cső

AM

FM, TV

Radio waves

Visible light

Ultraviolet

Infrared

Gamma rays

10 MeV

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

1 μ m

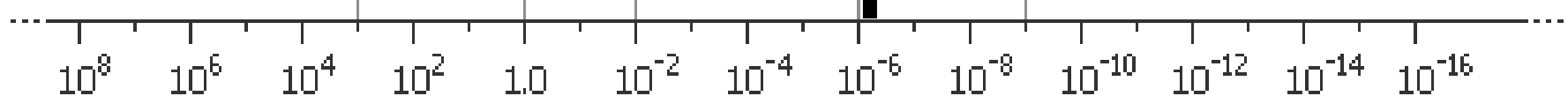
1 nm

(micrometer) (nanometer)

1 km

1 m

1 cm



\longleftarrow Wavelength, m

III. γ -sugárzás

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

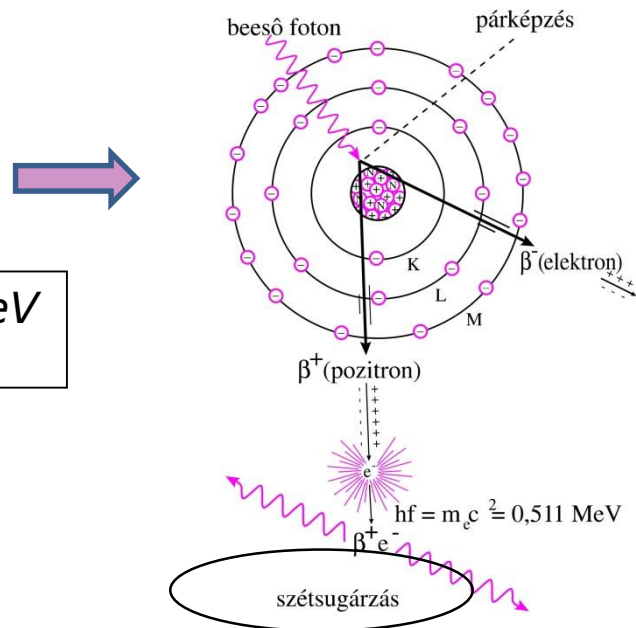
Érvényes az exponenciális abszorpció-törvény

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

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

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

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

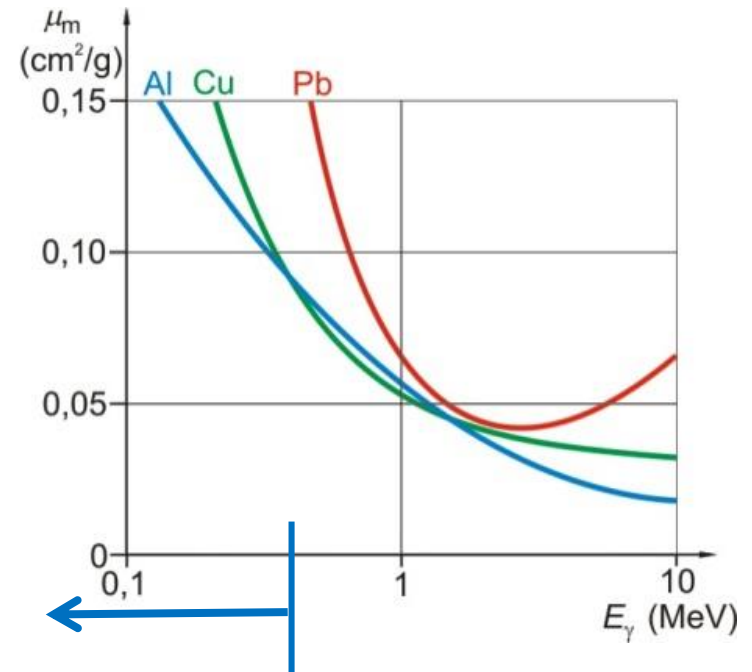
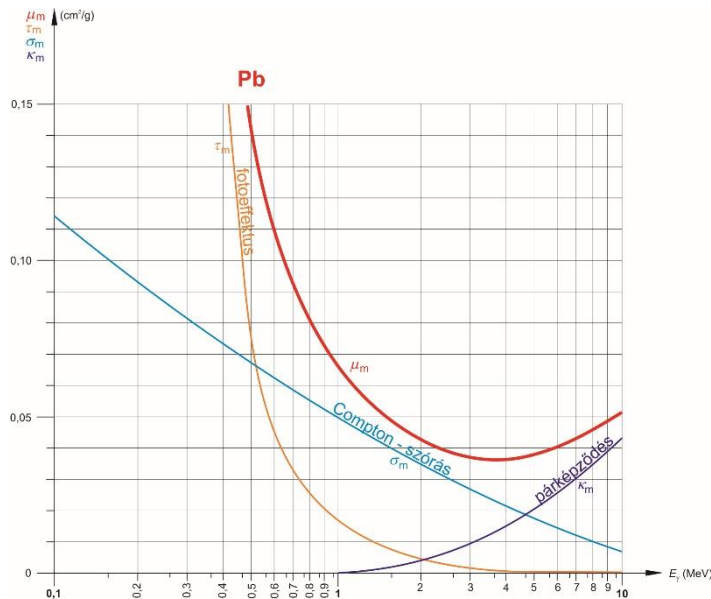


Pozitron-elektron annihiláció

→ 2 gamma foton ellentétes irányban
0,511 MeV energiával

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

- 1 Mev körül minimuma lehet



Röntgen diagnosztika :

kiseb energiák: **nagyobb** elnyelődés

γ - Diagnosztikai alkalmazás alapja:

Kis elnyelési valószínűség \rightarrow a sugárzás a testen kívül detektálható

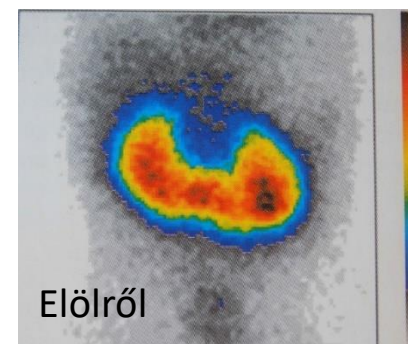
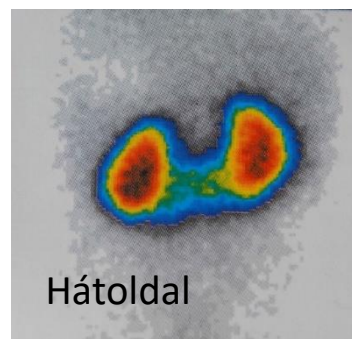
Rádoaktív izotópos nyomjelzés

3. Diagnosztikai alkalmazások

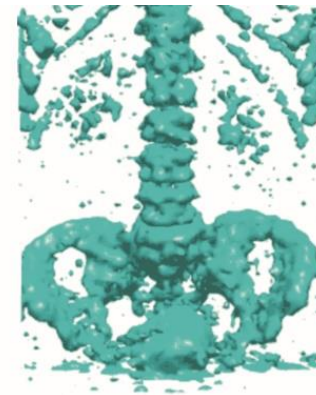
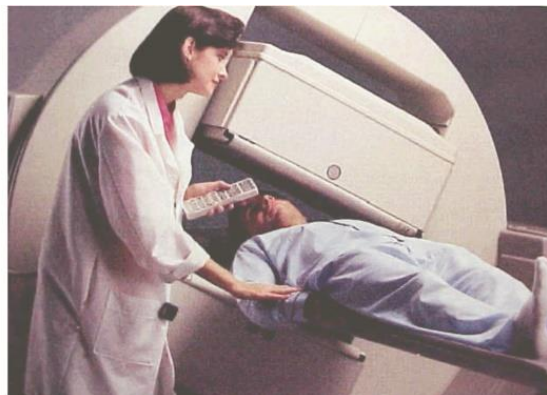
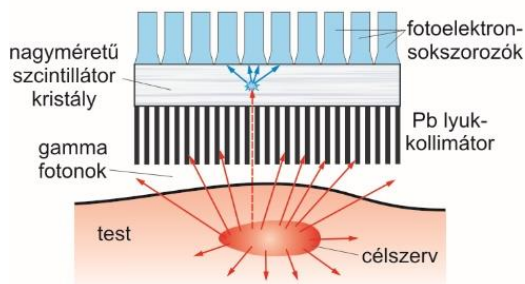
3.1. Izotópos nyomjelzés

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

Mérés menete: γ -sugárzó izotóp \rightarrow kémiai reakció egy hordozó - molekulával \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*

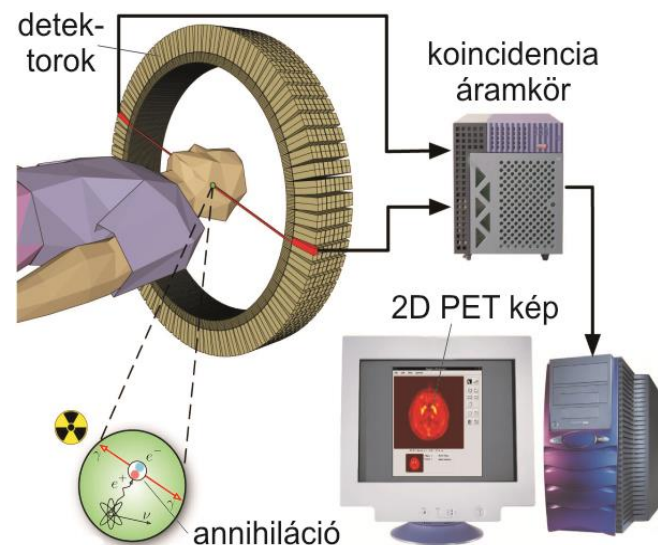
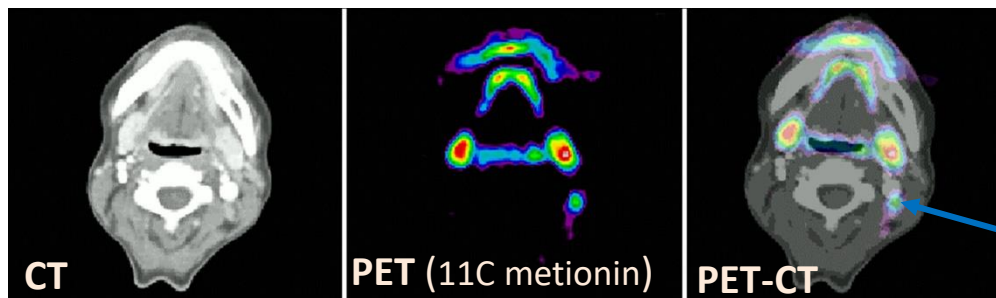
γ -fotonok detektálásán alapuló diagnosztikai módszer – alapja: az anyagcserében részt vevő, kiválasztott molekulához kötött pozitron-sugárzó izotópból kilépő pozitron elektronnal ütközve annihilálódik. A keletkező ellentétes irányú, egyidejűleg keletkező γ -fotonok kerülnek detektálásra. *A kép az anyagcserefolyamatokat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



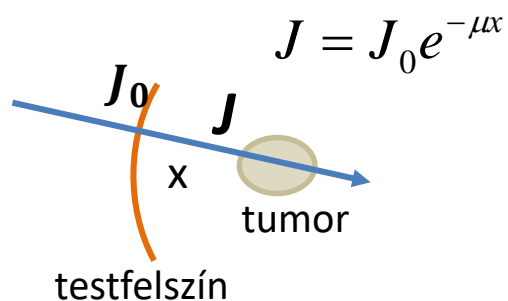
Nyirokcsomó metasztázis a nyaknál

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

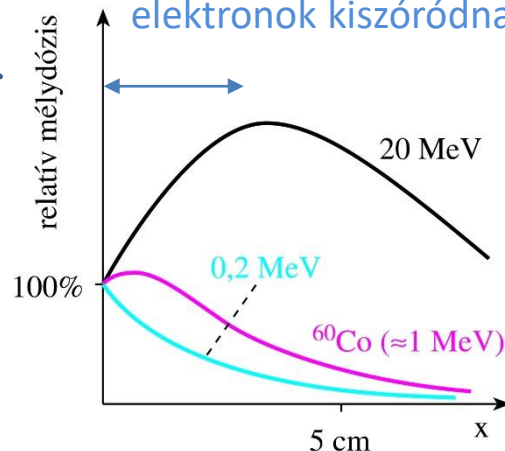


J a tumorig az egészséges szövet elnyelése folytán gyengül. **Sugárterhelés!**

Fotonsugárzásból felvett energia a testfelszíntől távolodva



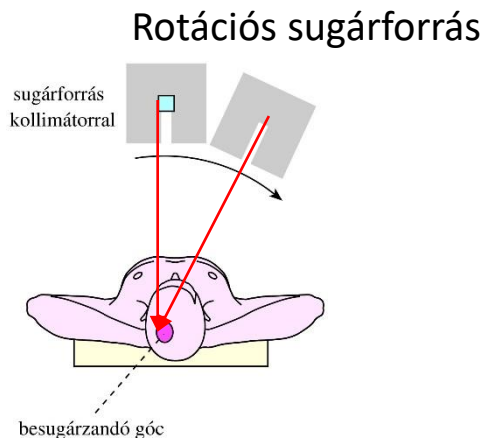
A testfelszín közelében a keltett elektronok kiszóródnak a levegőbe



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

Megoldás: kisebb intenzitású besugárzás több egymást metsző irányból → a metszéspontban az intenzitások összeadódnak. Főként γ -sugárzó izotópokkal és lineáris e⁻ gyorsítóval előállított nagy energiájú rtg. nyalábbal (OOI) .

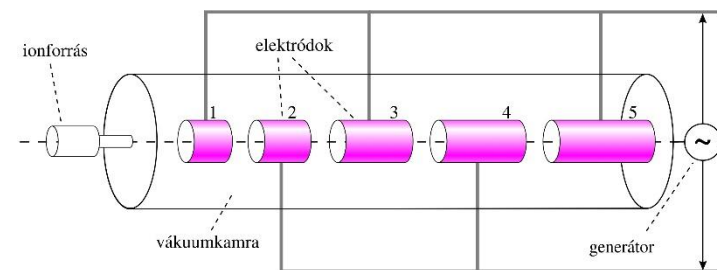
Agytumor kezelése:



γ -"kés"

„Sapkában” 200 db ^{60}Co izotóp 1.17 MeV γ

Országos Onkológiai Intézetben
alkalmazott megoldások



Lineáris gyorsító:
Elektromosan töltött részecskék gyorsítása

Részecskesugárzások és alkalmazásuk

Sugárzásokban energia terjed. Elektromágneses sugárzásban elektromos és mágneses tér energiája, ami fotonok formájában nyelődik el. Részecskesugárzásokban ***m*** tömegű részecskék kinetikus energiája terjed, amit ütközéssel adnak át.

1. Természetes rádioaktivitás lehetőségei

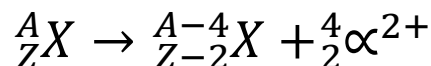
oka: atommag instabilitása (*p, n* szám aránya)

fajtái : α, β, γ sugárzás

α - sugárzás: nagy sebességű He-ionok

$$\frac{1}{2}mv^2 \sim \text{néhány (pl. 5) MeV}$$

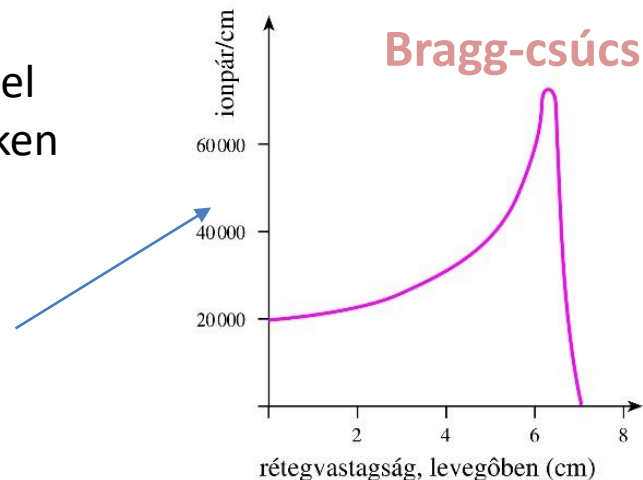
Monoenergetikus sugárzás



Anyagba belépve ionizál, a hatékonyság a lefékeződéssel erősen nő, maximum (Bragg csúcs) után zerusra csökken

Hatékonyság mértéke: **Linear Energy-Transfer**

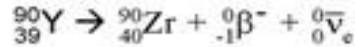
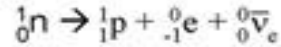
$$LET \left[\frac{\text{keltett ionpár száma}}{\text{ionizációs úthossz (cm)}} \right]$$



Hatótávolság szövetben: néhány x 10 micrometer!

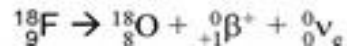
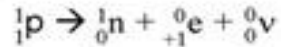
β – sugárzás

A



Negatív béta-bomlás- \rightarrow e- és antineutrínó
Spontán folyamat

B

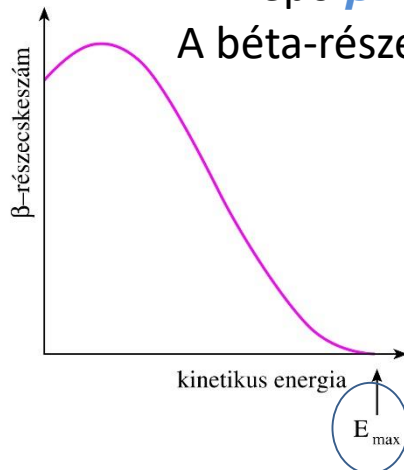


Pozitív béta-bomlás- \rightarrow e+ és neutrínó
Mesterséges folyamat

$$m_n > m_p$$

A kilépő β -részecskék energiája folytonos eloszlású.

A béta-részecskék és a neutrino osztozik a diszkrét energián (E_{max})

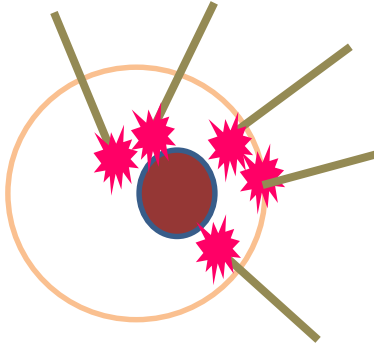


Hatótávolság szövetben \sim néhány mm

$$m(\text{neutron}) = 1.67492 \times 10^{-27} \text{ kg}$$

$$m(\text{proton}) = 1.67262 \times 10^{-27} \text{ kg}$$

α - és β – sugárzás terápiai alkalmazása



Kis hatótávolság felhasználása

„közel”-terápia: **brachyterápia**

tumor közelébe juttatott tű-alakú hordozók végén sugárzó β^- izotóp
 β^- emissziót sok izotópnál γ -emisszió követ \rightarrow képalkotás egyidejűleg

α - terápia funkcionális nanorészecskékbe inkorporált izotóppal \rightarrow
szelektív kötődés tumorsejtekhez -- a bomlástermék mérgező lehet!

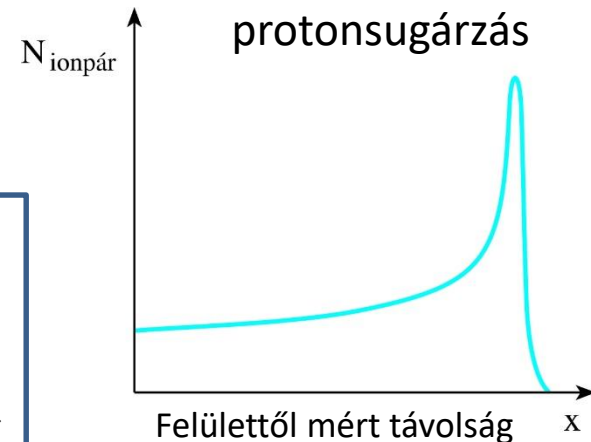
2. Részecskegyorsítókkal előállított nehéz-ion sugárzások

Alapja: 1. a tömeggel növekszik és **élesedik** a
Bragg-csúcs az energialeadásban
2. a Bragg-csúcs helye a sebességgel
hangolható

Célzott terápia lehetősége

Igen jó eredmények - - **de drága**

Proton
He-ion
(neutron)
 ^{12}C – ion



Köszönöm a figyelmet

