

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

**Röntgensugárzás, gamma sugárzás, orvosbiológiai  
alkalmazások alapjai. Sugárterápiai megközelítések**

Prof. Emeritus Fidy Judit  
2022, Április 6



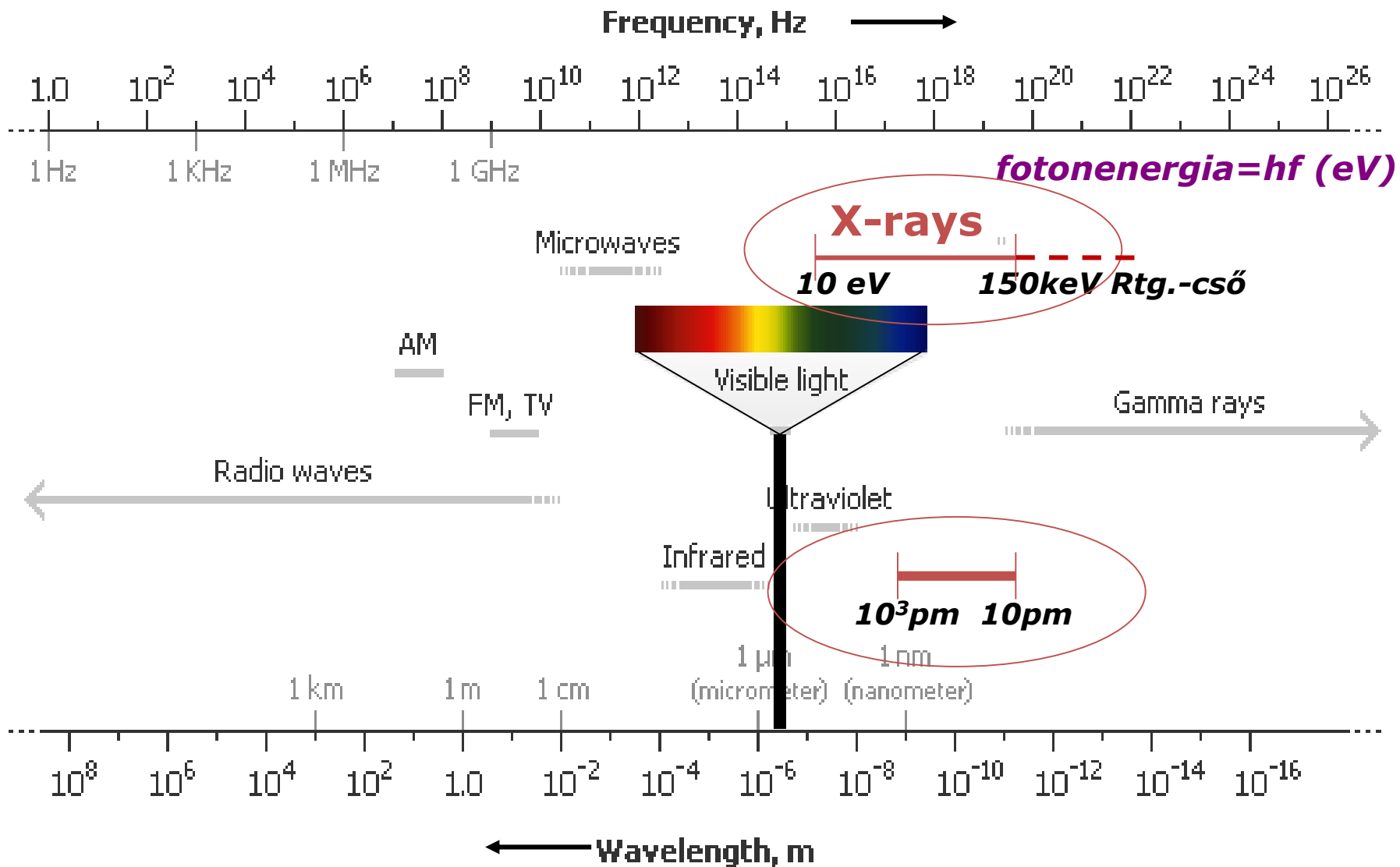
Az előadáson csak érintőlegesen megbeszélt anyag. A dia további vizsgálata után megérthető, vagy még gyakorlatként fog szerepelni. Konzultáció!

# **Röntgensugárzás (X-rays)**

## **„ionizáló” sugárzás**

**- X-rays -**

## Logaritmikus skála

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


# 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.*)

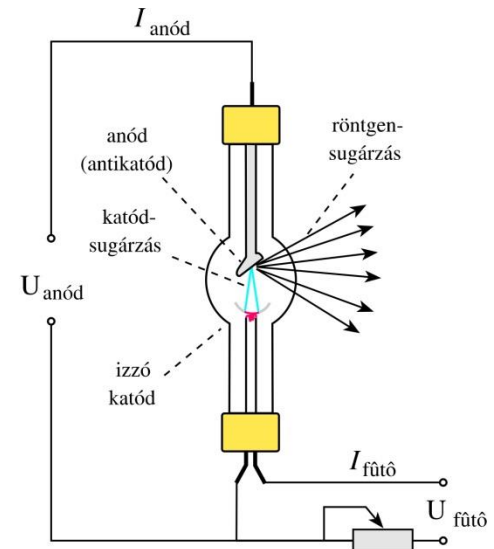
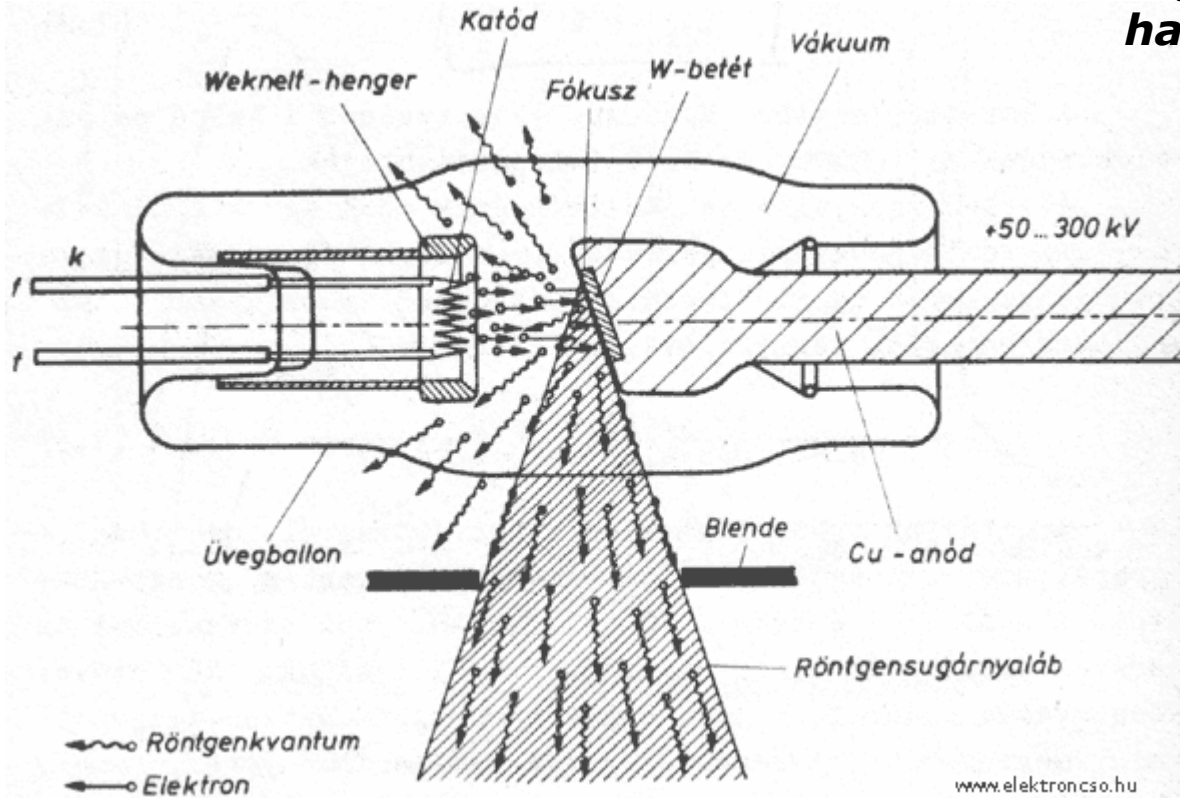


(b)

# Az orvosi diagnosztikában használt röntgenforrás: *a röntgenső*

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

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



**Az anódban nagy a hőfejlődés**

**Röntgensövek** - *forgó anód*  
- *hűtés*



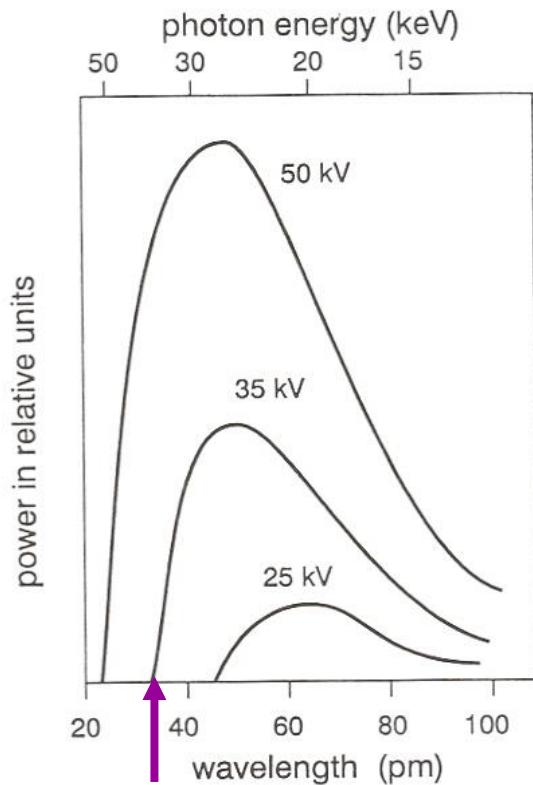
# A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai

A röntgensugárzás megfigyelése: *emissziós spektrumok*

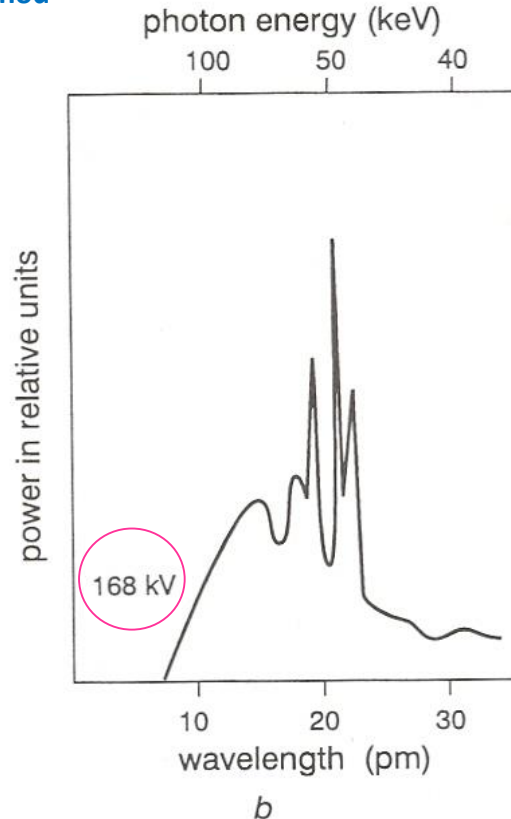
$$\frac{\Delta J}{\Delta \lambda} \text{ mérése } \lambda \text{ vagy } hf \text{ függvényében}$$

## Emissziós spektrumok növekvő gyorsító feszültség mellett

Wolfram anód



Határoló hullámhossz  $\lambda_{\text{hat}}$



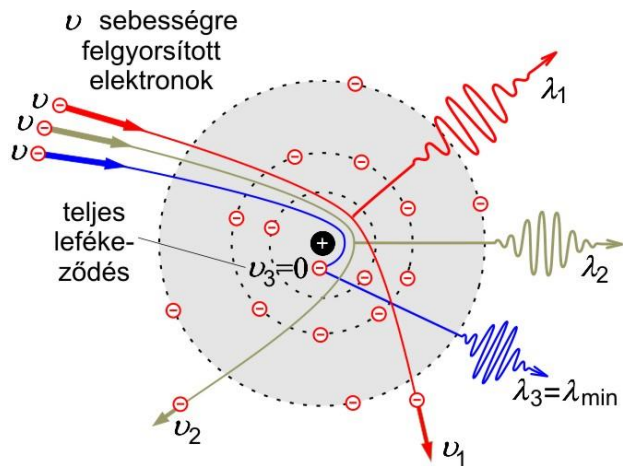
- Nagy feszültség (U) mellett a spektrum vonalassá válik
- Az össz-teljesítmény erősen nő a feszültséggel
- A spektrum a rövid hullámhosszú oldalon élesen végződik,  $\lambda_{\text{hat}}$  csökken, ha U nő

**Kétféle mechanizmus!**

# A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

## 1. Fékezési röntgensugárzás - (Brehmstrahlung)

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

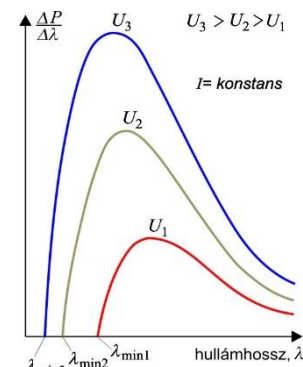


Teljes lassulás egy lépésben:

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

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

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,

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

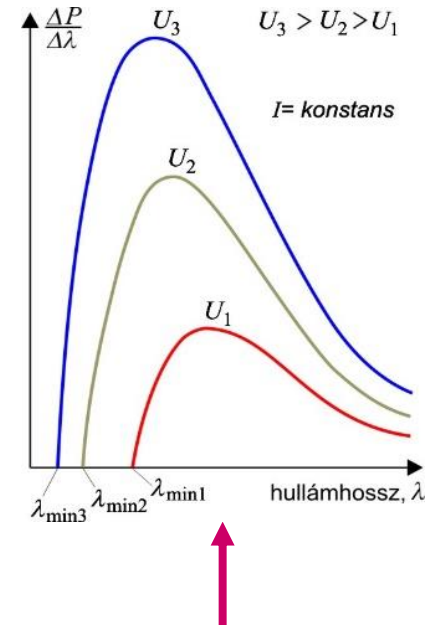
Duane-Hunt törvény

- 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

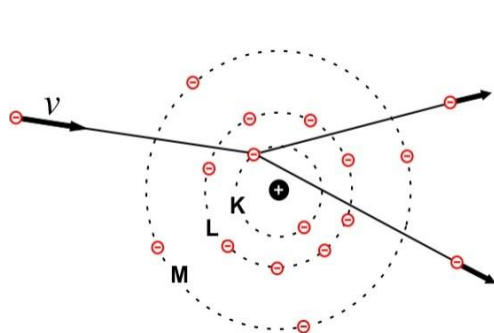
- ezen alapul a röntgendiagnosztika

# A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai...

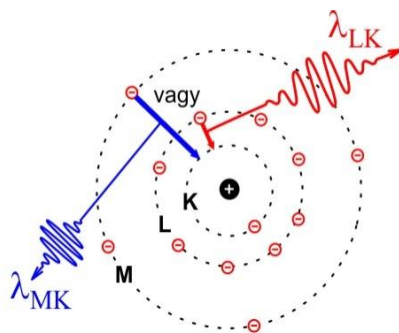
## Kétféle mechanizmus

## 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**

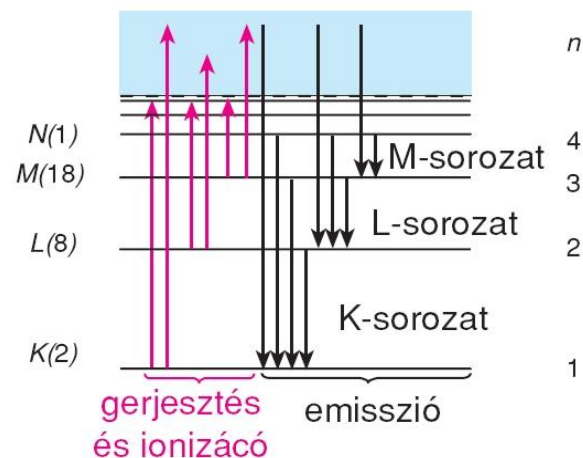
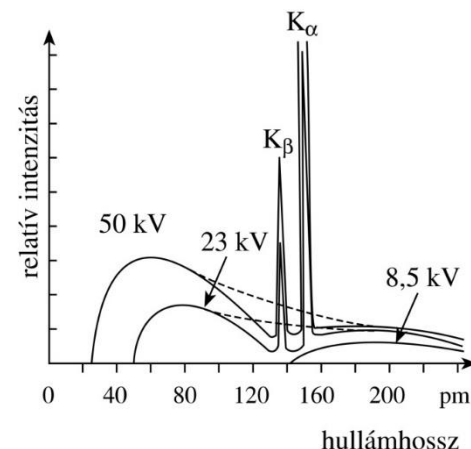


1. Ionizáció



2. üres állapot betöltése

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

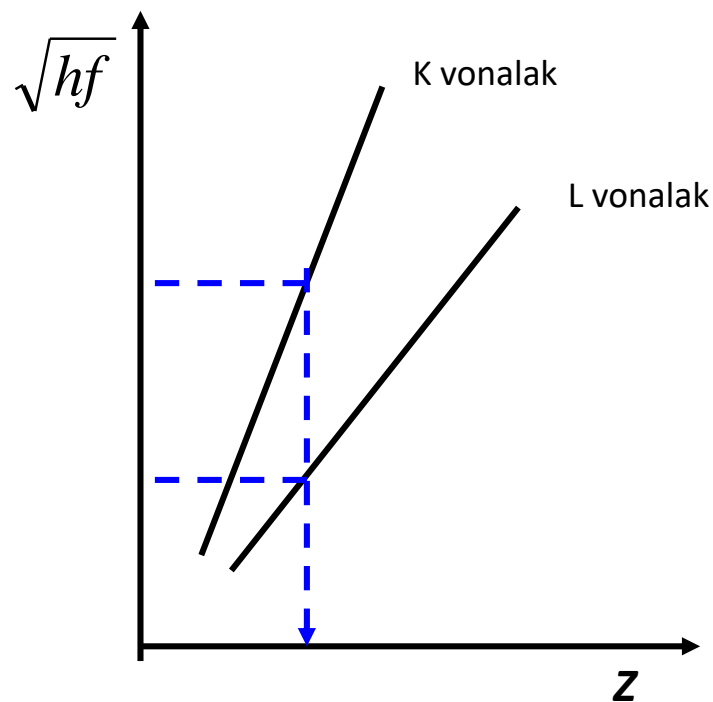


# Karakterisztikus röntgensugárzás alkalmazásai

## 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:**

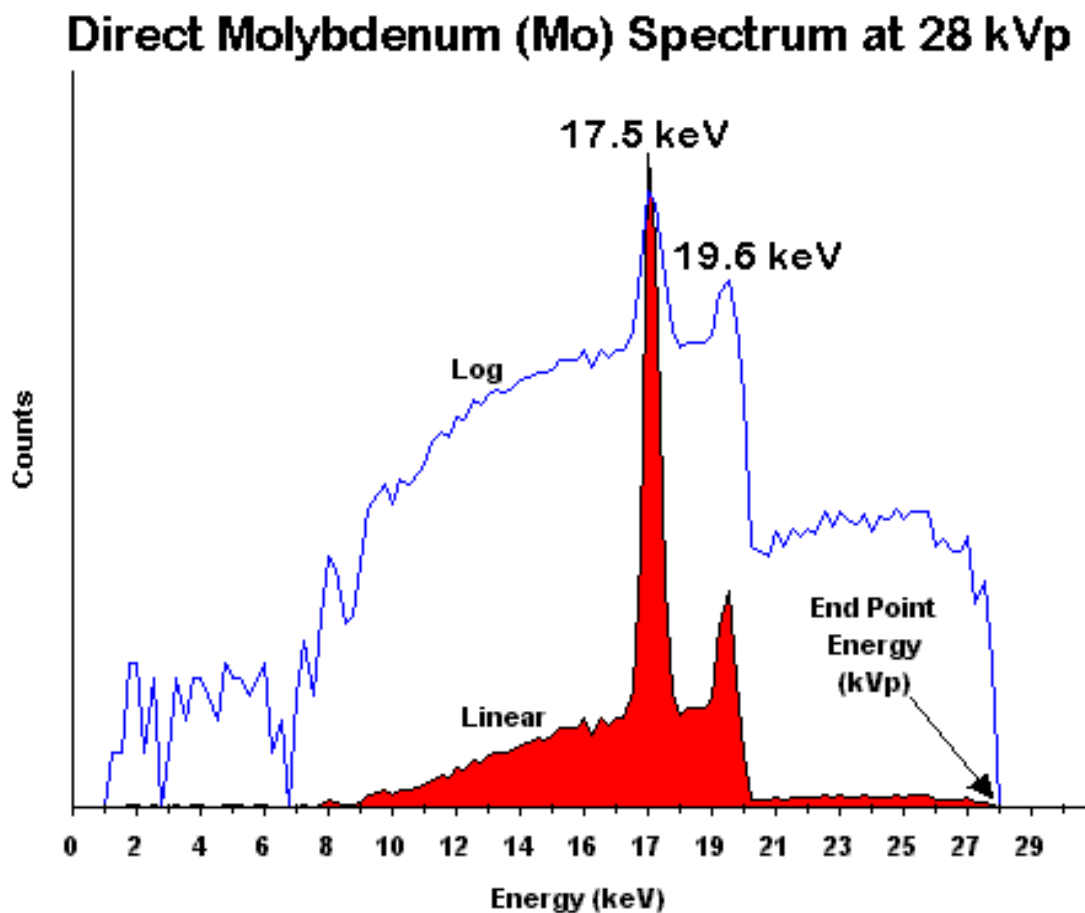
**Spektrum vonalak energiái  $\rightarrow$  target rendszáma**

**Kriminológia**



## 2. Mo anód karakterisztikus röntgensugárzása → mammográfia

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



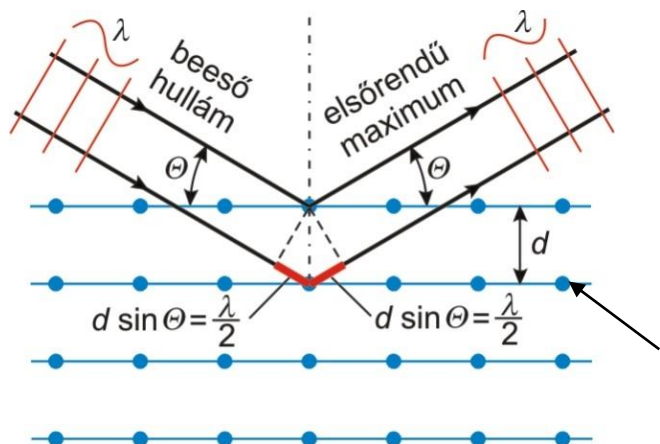


### 3. A röntgensugárzás alkalmazása (nem karakterisztikus rtg. sugárzás!) *a molekuláris szerzetkutatásban*

#### **Röntgenkrisztallográfia**

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

Reflexióban mérjük az interferencia erősítés irányait ( $\theta$ )



$$d \sin \theta = \frac{\lambda}{2} = \frac{h}{2mv} = \frac{hf}{2}$$

Diffrakcióval előállított monokromatikus rtg. sugárzás hullámhossza

#### **Bragg-egyenletek**

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

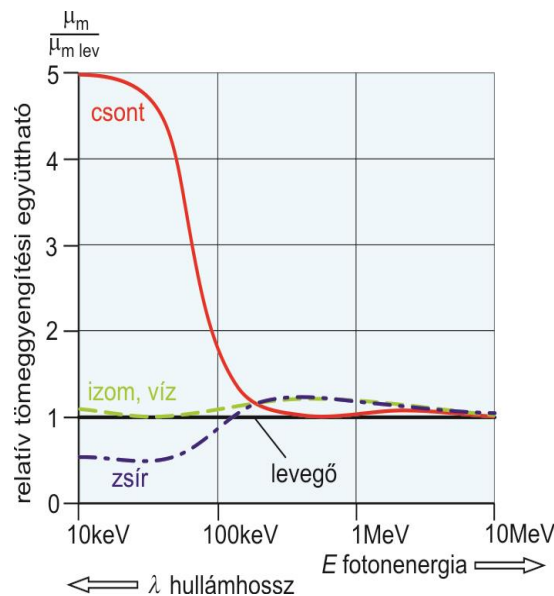
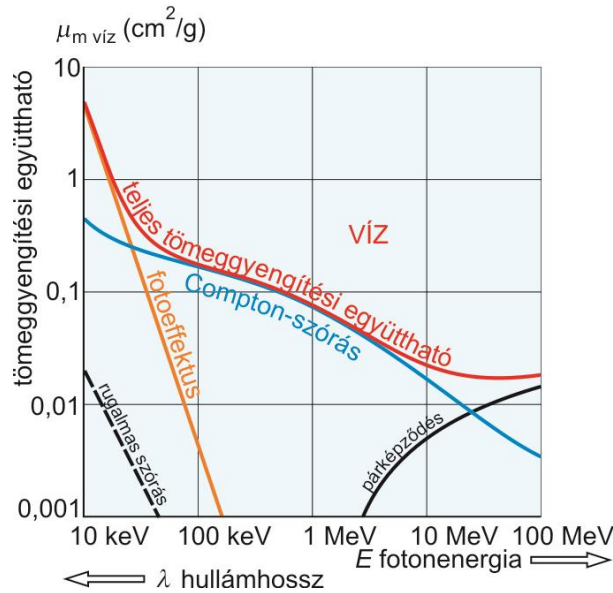
**Nagyobb részletek kis szögeknél → kis-szögű röntgen-szórás**

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

## 1. A $\mu_m$ 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  
 $\mu$ : Abszorpciós együttható  
 $\rho$ : sűrűség  
 $\mu = \mu_m \times \rho$ : Tömeggyengítési együttható



Tömeggyengítési együttható  
**MINŐSÉGI JELLEMZŐ**

**Abszorbens anyaga**

**Sugárzás fotonenergiája**

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

← **diagnosztika** →  
→ **terápia** ←

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**

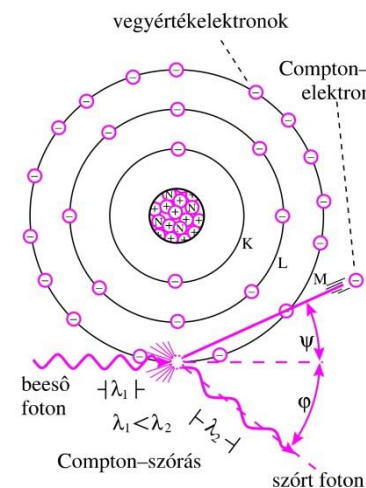
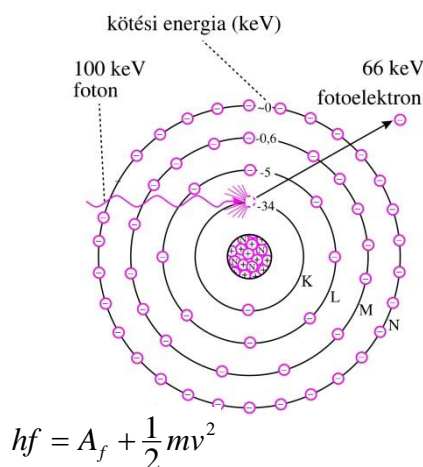
**Compton szórás**

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

$$\mu = \mu_m \rho$$

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

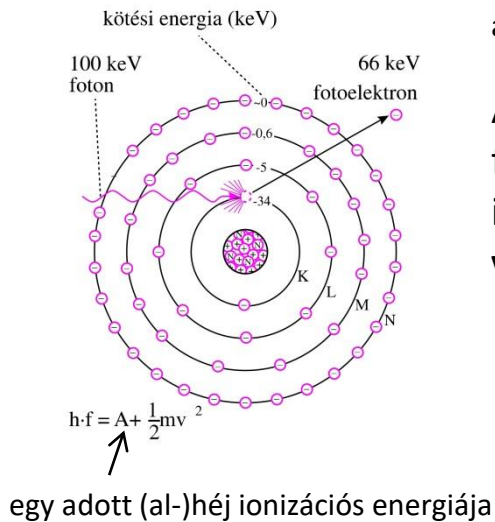
$\tau_m$  erősen függ Z-től és a fotonenergiától



| ABSZORPCIÓS FOLYAMAT | $\mu_m$ függése a Z rendszámtól | $\mu_m$ 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

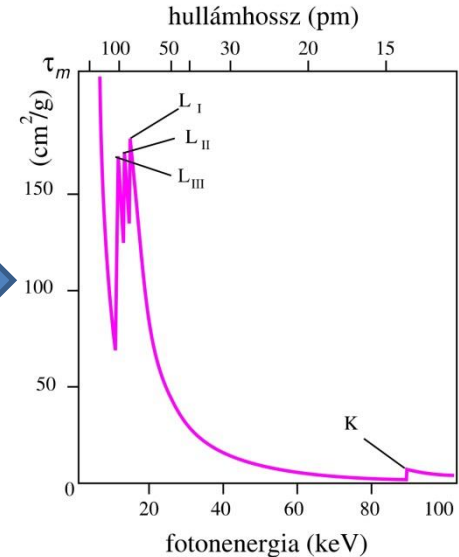
#### A fotoeffektussal való abszorpcióban karakterisztikus vonalak lehetnek



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



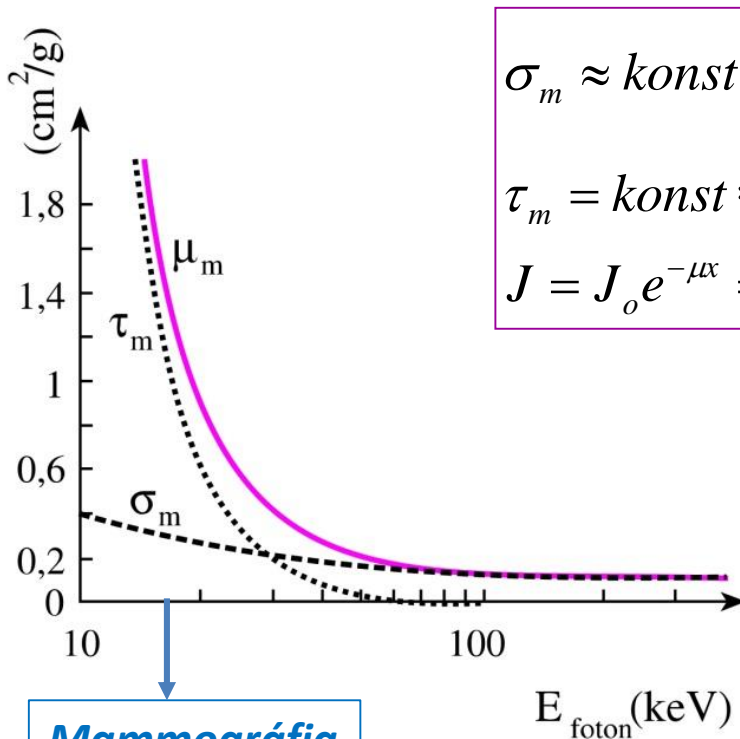
A karakterisztikus ionizációs energiák a rendszámmal jelentősen nőnek

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

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

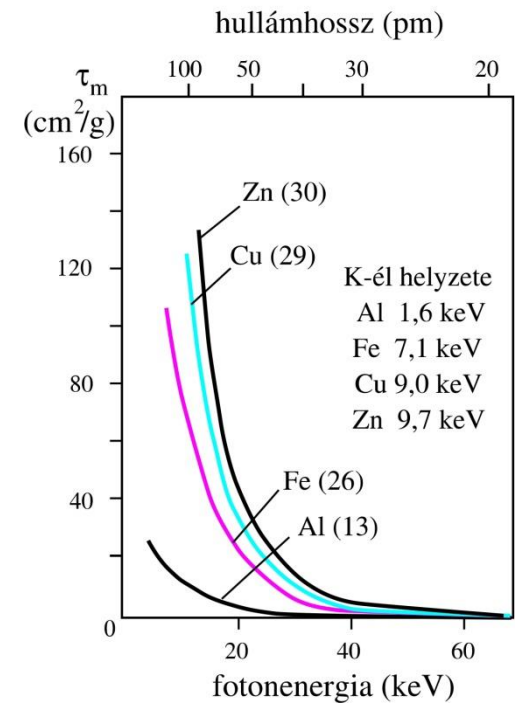
## Lágy szövetek

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



**Mammográfia**  
 $hf=17.5 \text{ keV}$

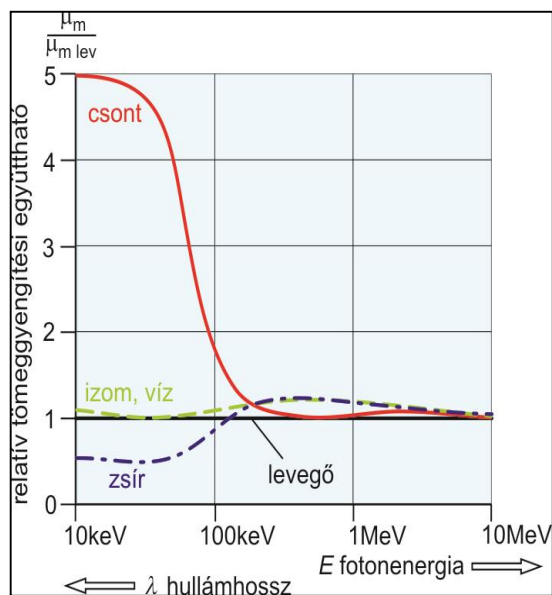
$$\sigma_m \approx \text{konst.} \cong 0.2 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$$
$$\tau_m = \text{konst} * \lambda^3 Z^3$$
$$J = J_o e^{-\mu x} = J_o e^{-(\tau_m + \sigma_m) * \rho * x}$$



## Röntgen-kép kontrasztját a

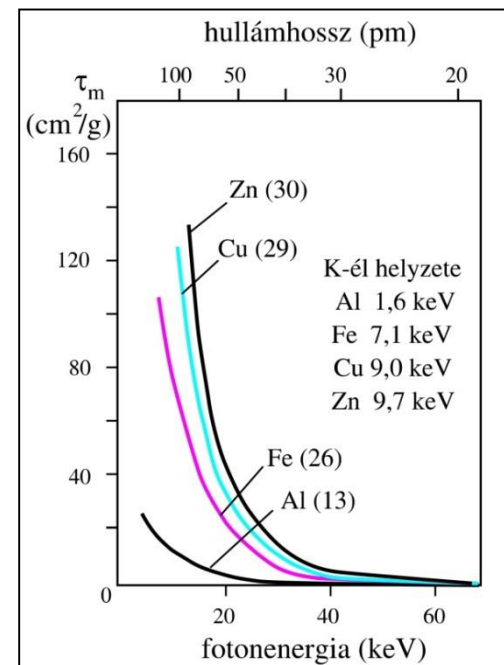
- **sűrűségkülönbségek** és
- **rendszám-különbségek** ( $\tau_m$  dominál)  
határozzák meg

## 4. Kontrasztanyagok



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

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



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

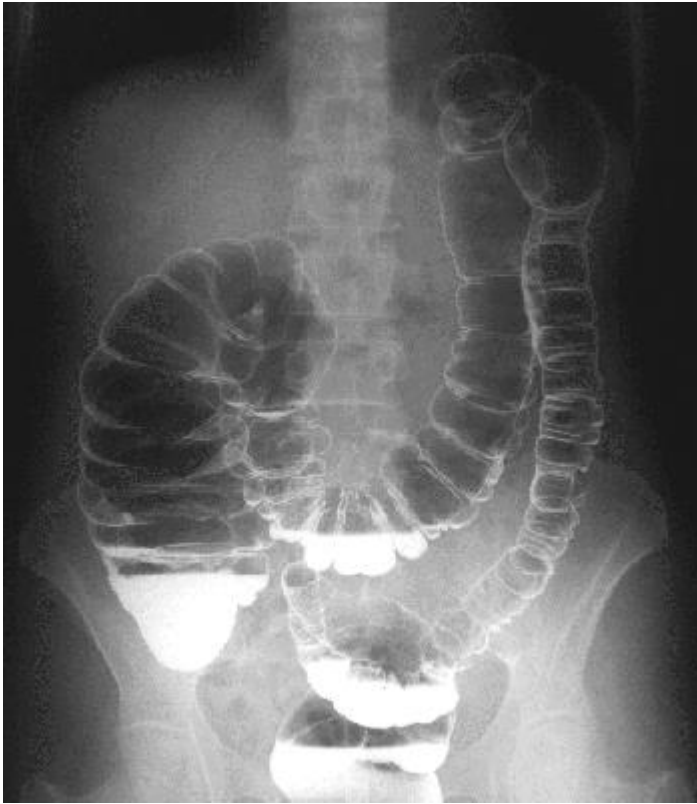
|  
móltört

| közeg       | $Z_{eff}$ | $\rho$ (g/cm <sup>3</sup> ) |
|-------------|-----------|-----------------------------|
| 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

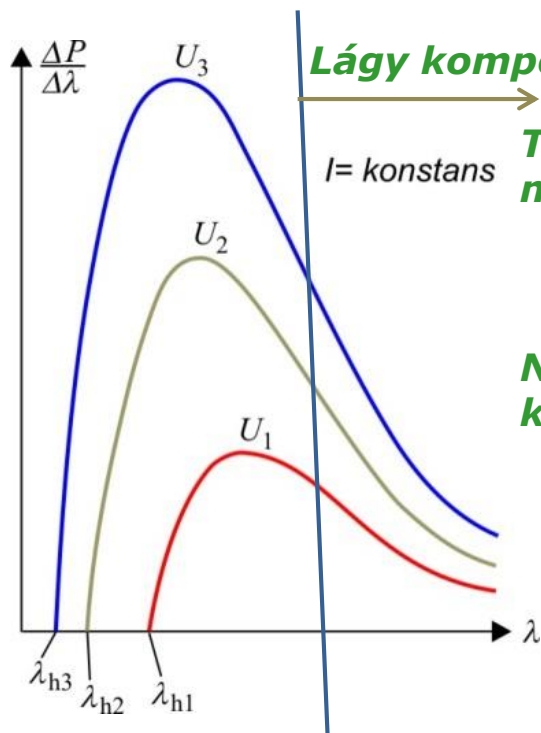
***Ablakozás***

# Technikai szempontok a Rtg-diagnosztikában



## 1.lágy sugárzási komponensek kiszűrése

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



**Lágy komponensek**

$I = \text{konstans}$

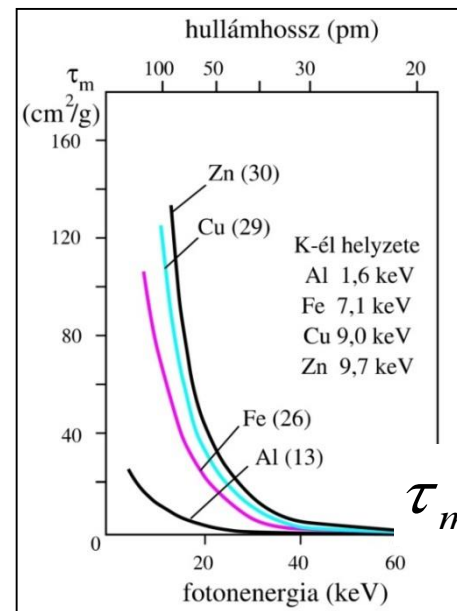
**Túl jól elnyelődnek, már a bőrfelületen!**



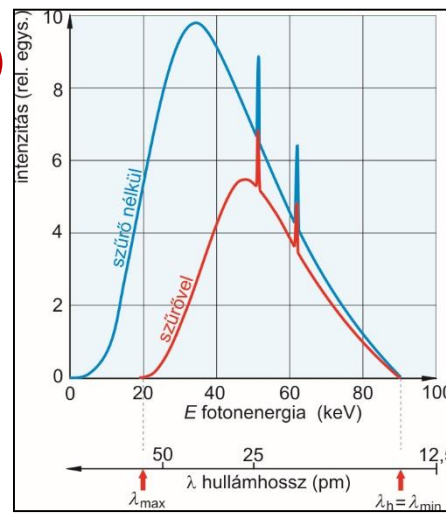
**Nem járulnak hozzá a kontrasztképzéshez!**

**Al(13)**

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



$$\tau_m \approx Z^3$$



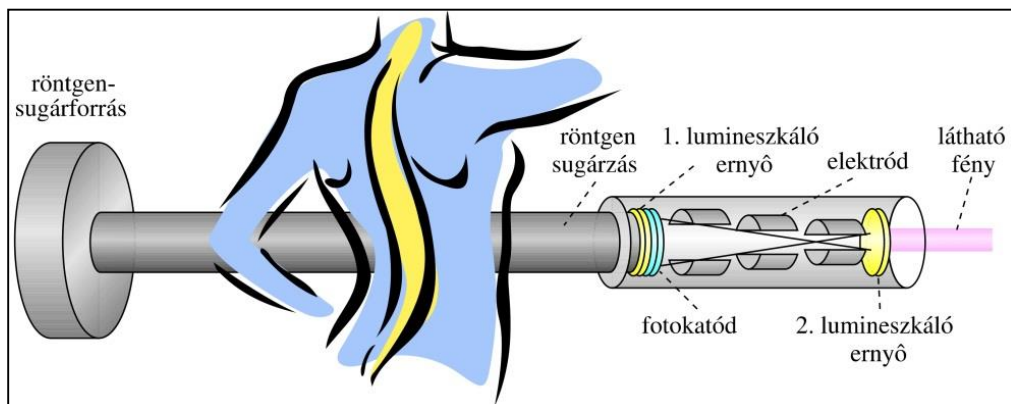
**Szűrők: rtg cső sugárzásából a hosszú  $\lambda$  komponensek kiszűrése  $\rightarrow Z!$**

## 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***

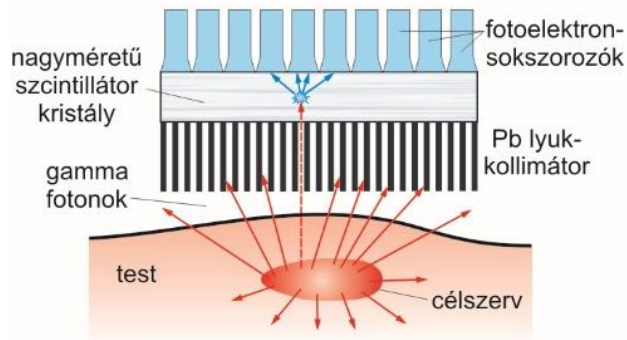


## -Scintillációs kristály detektor + fotoelektronsokszorozó (gyakorlat)

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** (Új lumineszkáló anyagok fejlesztése)

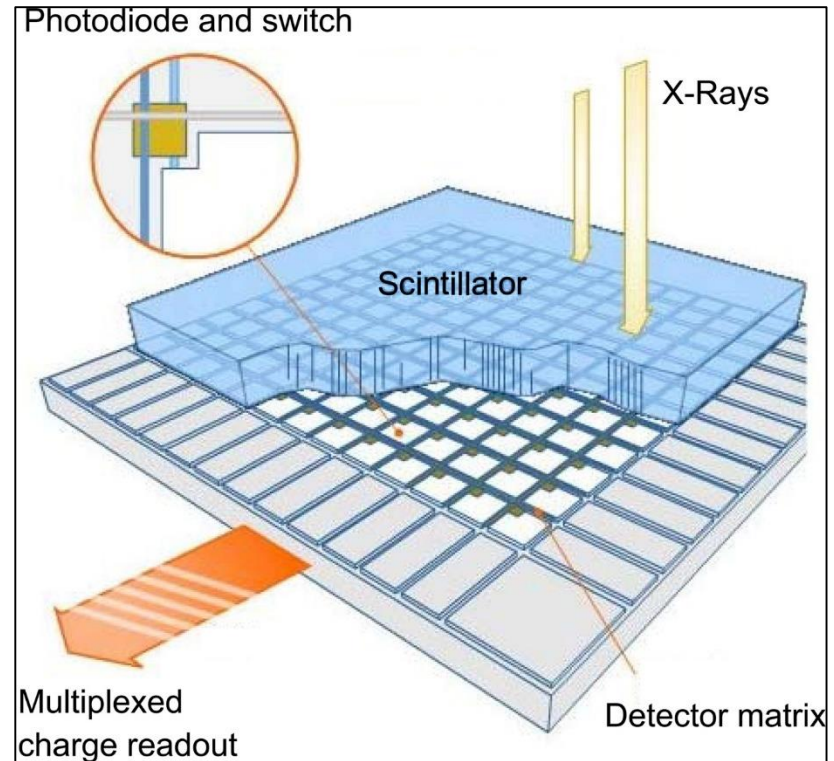
### Indirekt konverziós megoldás:

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



### Direkt konverziós megoldás: **Mammográfia**

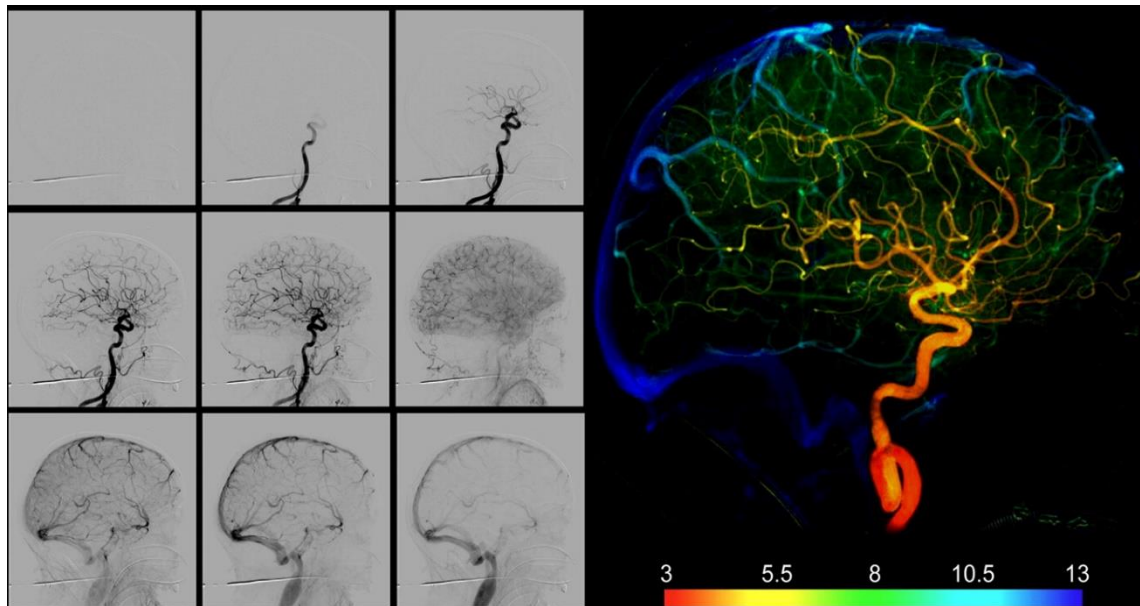
Rtg. foton  $\rightarrow$  amorf Se (félvezető)  $\rightarrow$   
fotodióda feszültség-jele



### 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



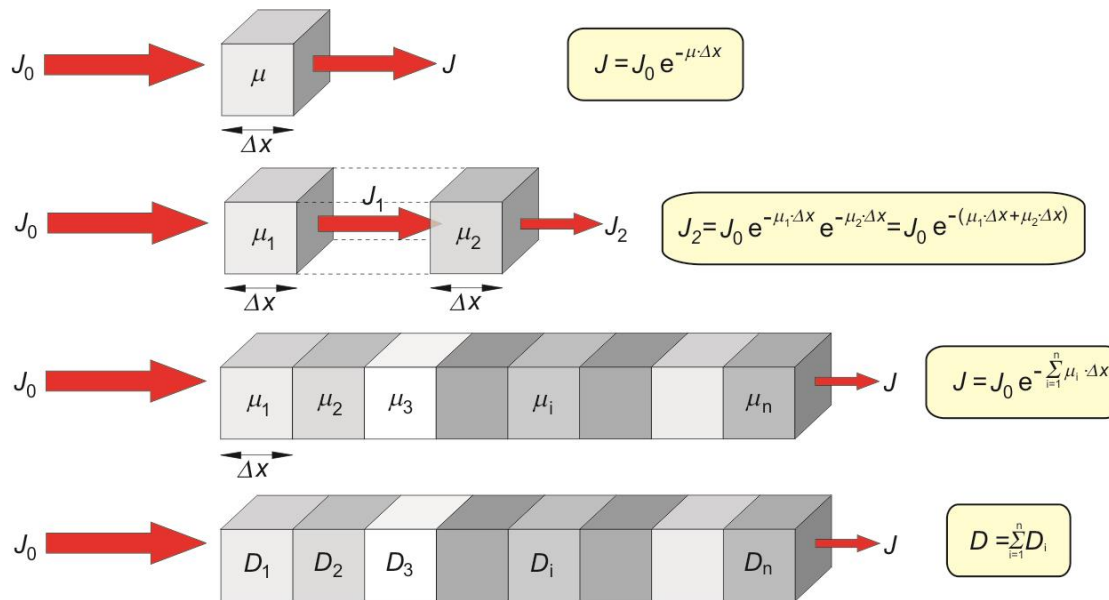
*Menete:*

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**

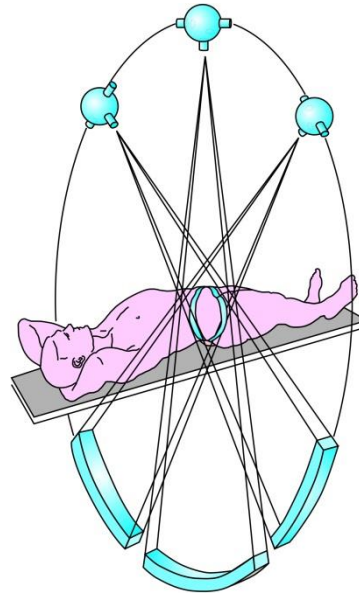
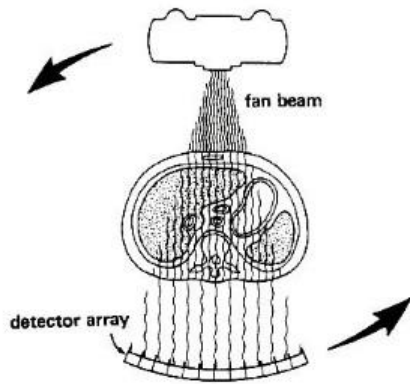
$$\begin{array}{ccccccc} \longrightarrow & \mu_{11} & \mu_{12} & \mu_{13} & \dots & \mu_{1n} \\ \longrightarrow & \mu_{21} & \mu_{22} & \mu_{23} & & \\ \longrightarrow & \mu_{31} & \mu_{32} & \mu_{33} & & \\ & \vdots & & & & \\ & \mu_{m1} & & & & \end{array}$$

## 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 →  $\mu_i$   
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

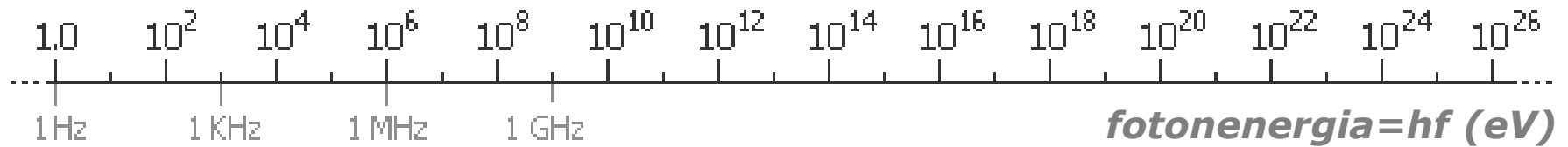


***$\gamma$ -sugárzás***

Logaritmikuskála

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

Frequency, Hz →



Rtg. sugárzás

10 eV

150keV Rtg.-cső

Microwaves

AM

FM, TV

Radio waves

Visible light

Ultraviolet

Infrared

Gamma rays

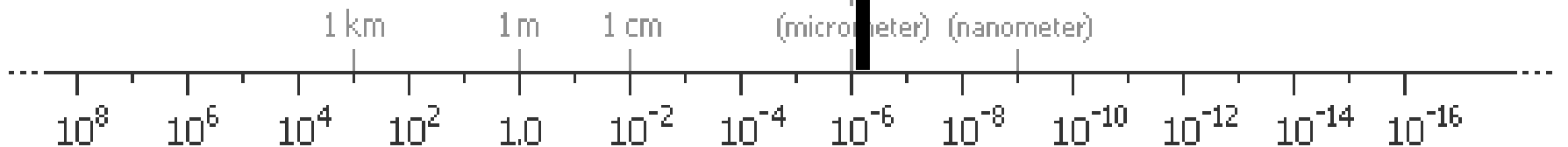
10 MeV

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

1  $\mu$ m

1 nm

(micrometer) (nanometer)



← Wavelength, m

# *$\gamma$ -sugárzás orvosi alkalmazásai*

## **1. Keletkezése : atommag átalakulása során**

A  $\gamma$ -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

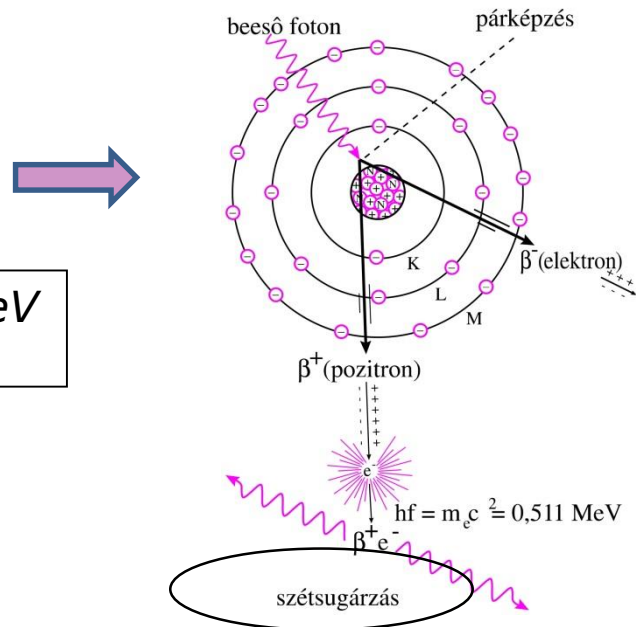
Érvényes az exponenciális abszorpció-törvény

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

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

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

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

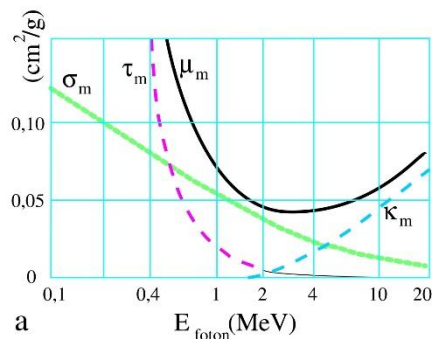


**Pozitron-elektron annihiláció**

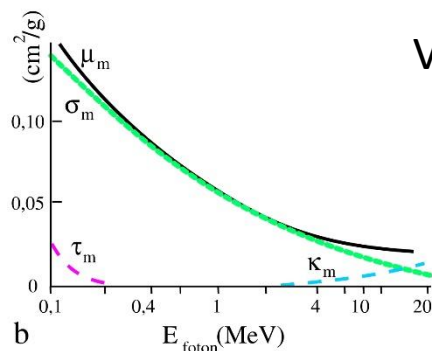
→ 2 gamma foton ellentétes irányban  
0,511 MeV energiával

$\gamma$  – energiákon az elnyelési valószínűség:  $\ll$  rtg. sug.

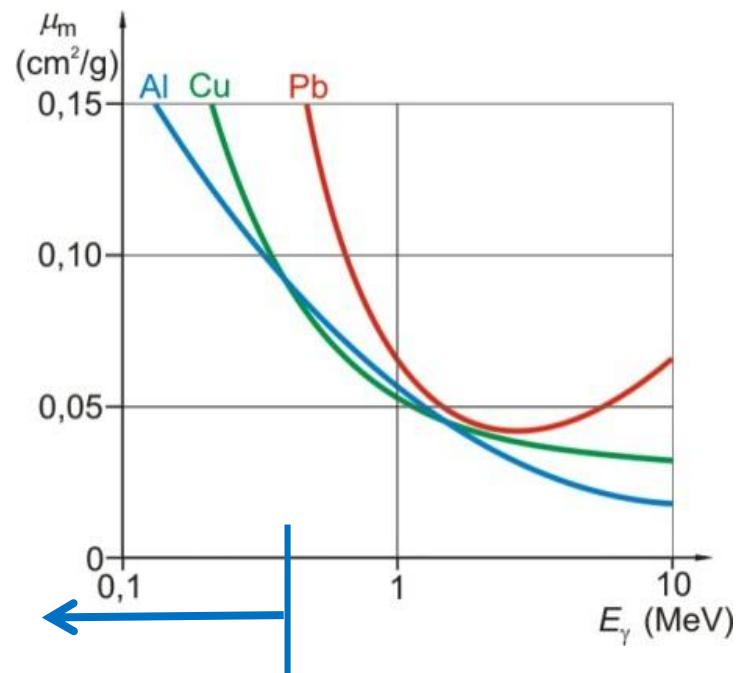
- 1 Mev körül minimuma lehet



Pb



Víz – lágy szövet



**Röntgen diagnosztika :**

kiseb energiák: **nagyobb** elnyelődés

$\gamma$  - Diagnosztikai alkalmazás alapja:

**Kis elnyelési valószínűség**  $\rightarrow$  a sugárzás a testen kívül detektálható

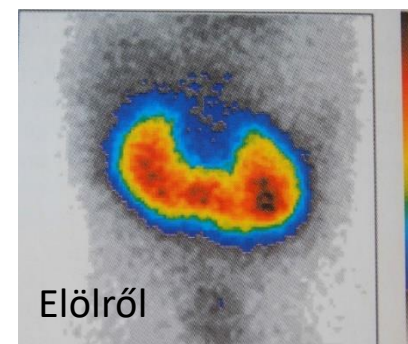
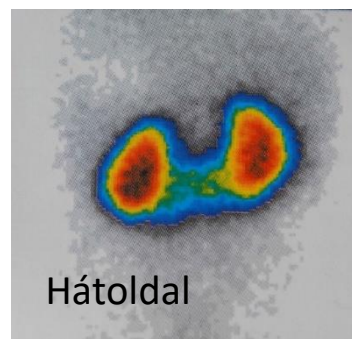
**Rádoaktív izotópos nyomjelzés**

### 3. Diagnosztikai alkalmazások

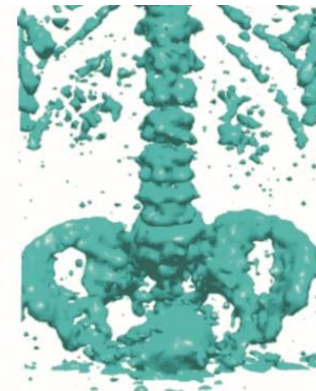
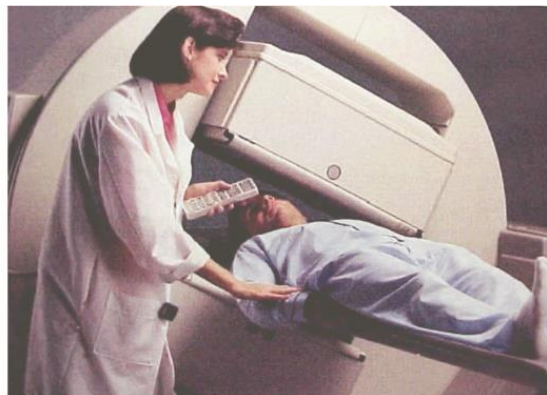
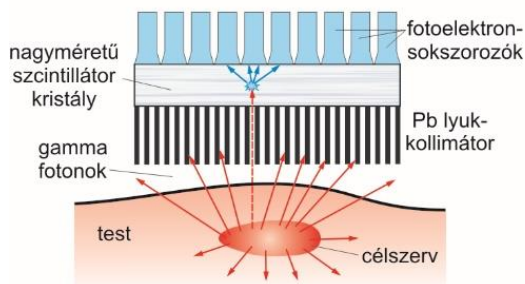
#### 3.1. Izotópos nyomjelzés

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

**Mérés menete:**  $\gamma$ -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*

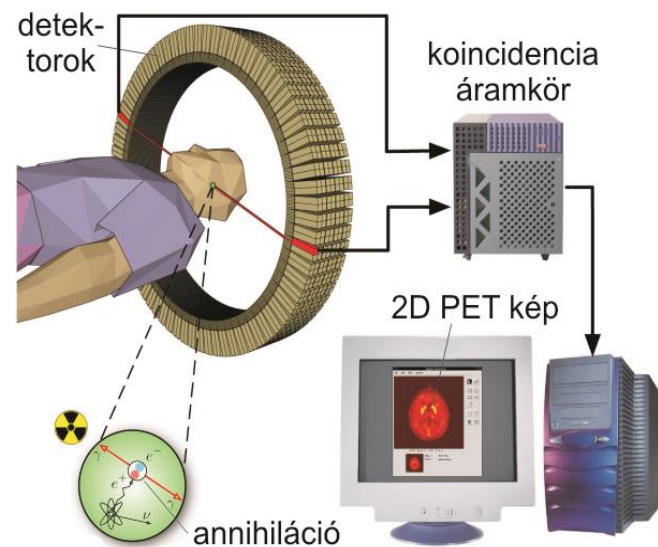
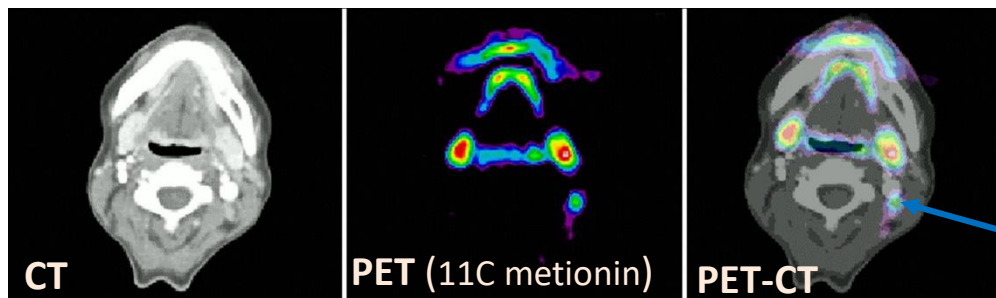
$\gamma$ -fotonok detektálásán alapuló diagnosztikai módszer – alapja: az anyagcserében részt vevő, kiválasztott molekulához kötött pozitron-sugárzó izotópból kilépő pozitron elektronnal ütközve annihilálódik. A keletkező ellentétes irányú, egyidejűleg keletkező  $\gamma$ -fotonok kerülnek detektálásra.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

Probléma: a  $\beta^+$  izotópok ( $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$ )

- 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



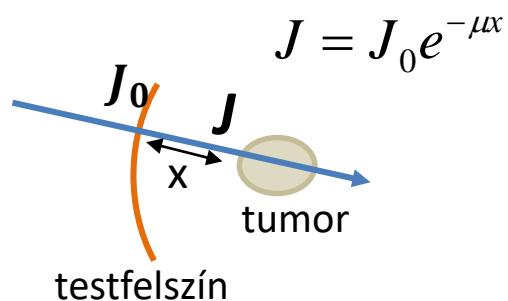
Nyirokcsomó metasztázis a nyaknál

# A sugárterápia szempontjai

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

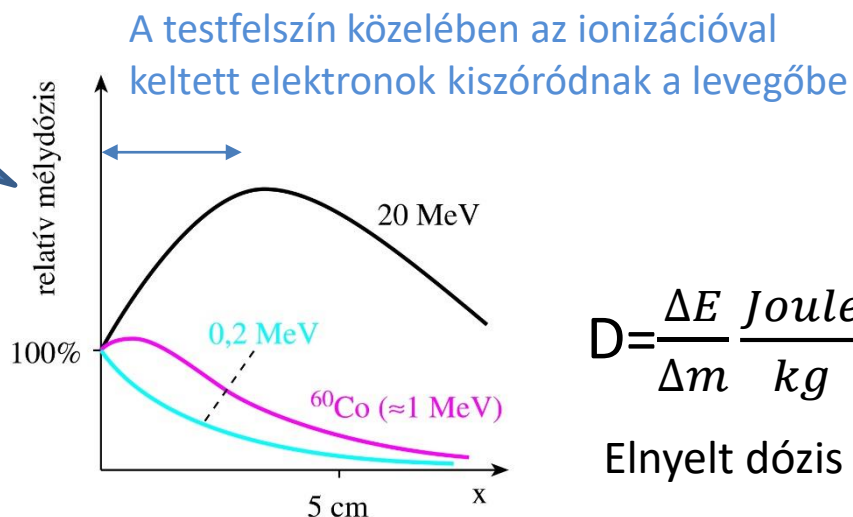
Feladat: energiát juttatni a tumoros tartományba úgy, hogy egészséges szövet ne sérüljön jelentősen

## Foton-sugárzás (rtg. és $\gamma$ ) alkalmazása



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

Fotonsugárzásból felvett energia (relatív elnyelt dózis) a testfelszíntől távolodva

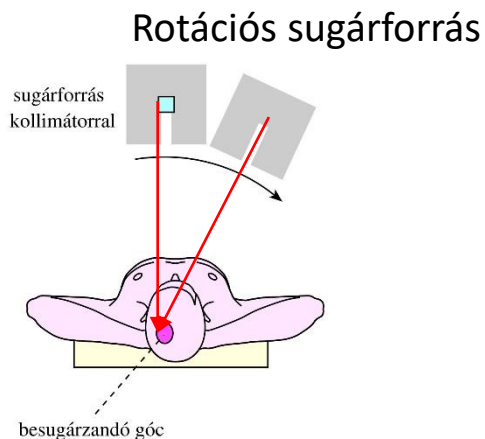


$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \frac{\text{Joule}}{\text{kg}}$$

Elnyelt dózis

**Megoldás:** kisebb intenzitású besugárzás több egymást metsző irányból → a metszéspontban az intenzitások összeadódnak. Főként  $\gamma$ -sugárzó izotópokkal és lineáris e<sup>-</sup> gyorsítóval előállított nagy energiájú rtg. nyalábbal (OOI) .

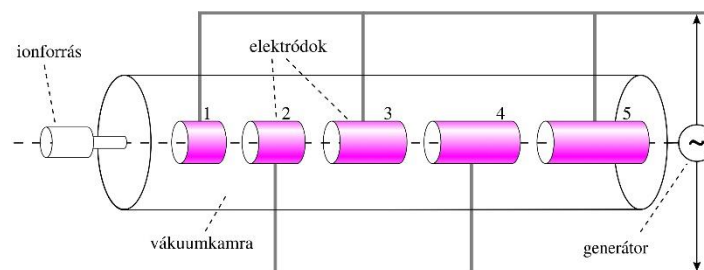
Agytumor kezelése:



$\gamma$ -"kés"

„Sapkában” 200 db <sup>60</sup>Co izotóp 1.17 MeV  $\gamma$

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

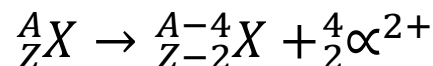
oka: atommag instabilitása (*p, n* szám aránya)

fajtái :  $\alpha, \beta, \gamma$  sugárzás

**$\alpha$  - sugárzás**: nagy sebességű He-ionok

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

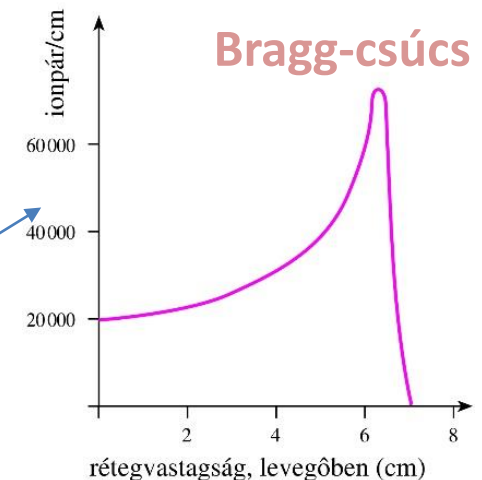
Monoenergetikus sugárzás



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

Hatékonyság mértéke: **Linear Energy-Transfer**

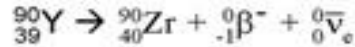
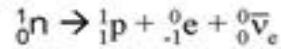
$$LET \left[ \frac{\text{keltett ionpár száma}}{\text{ionizációs úthossz (cm)}} \right]$$



**Hatótávolság szövetben: néhány x 10 micrometer!**

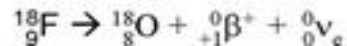
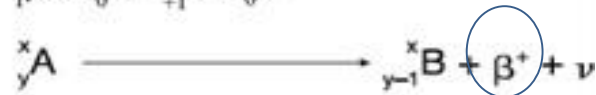
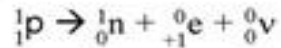
# $\beta$ – sugárzás

A



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

B

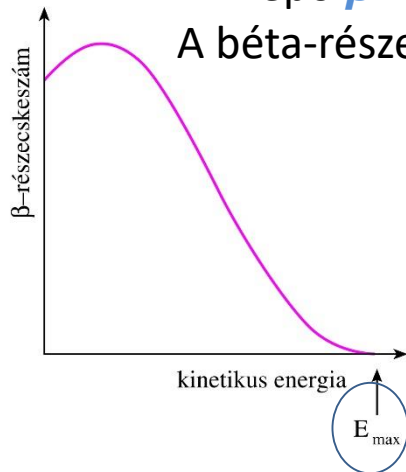


Pozitív béta-bomlás- $\rightarrow$ e+ és neutrínó  
Mesterséges folyamat

$$m_n > m_p$$

A kilépő  $\beta$  -részecskék energiája folytonos eloszlású.

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

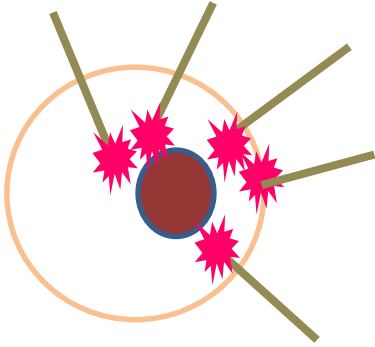


Hatótávolság szövetben  $\sim$  néhány mm

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

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

## $\alpha$ - és $\beta$ – sugárzás terápiai alkalmazása



### Kis hatótávolság felhasználása

„közel”-terápia: **brachyterápia**

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

$\alpha$  - terápia funkcionalizált nanorészecskékbe inkorporált izotóppal  $\rightarrow$   
szelektív kötődés tumorsejtekhez -- a bomlástermék mérgező lehet!

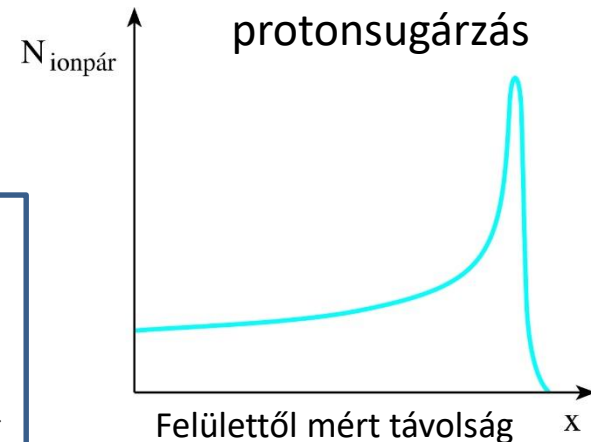
## 2. Részecskegyorsítókkal előállított nehéz-ion sugárzások

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)  
 $^{12}\text{C}$  – ion



# *Autó vezető szummációs röntgenképe*



***Köszönöm a figyelmet***

