

Fizioterápia MSc – Biofizika

Ionizáló sugárzások

Dr. Voszka István előadása
alapján

Dr. Liliom Károly

Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet

karoly.liliom.mta@gmail.com

2023. 10. 16.

Röntgen és kora

1895: Röntgen felfedezi az ismeretlen "X" sugárzást

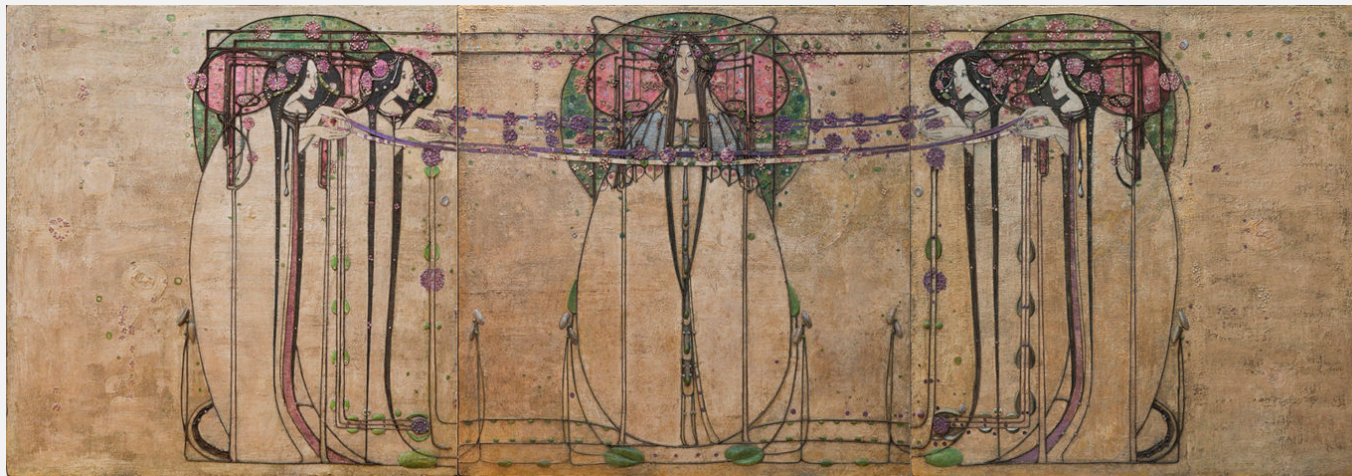
(Alfred Nobel végrendelete, mozgóképek, automobil...)

1896: Becquerel felfedezi a radioaktivitást

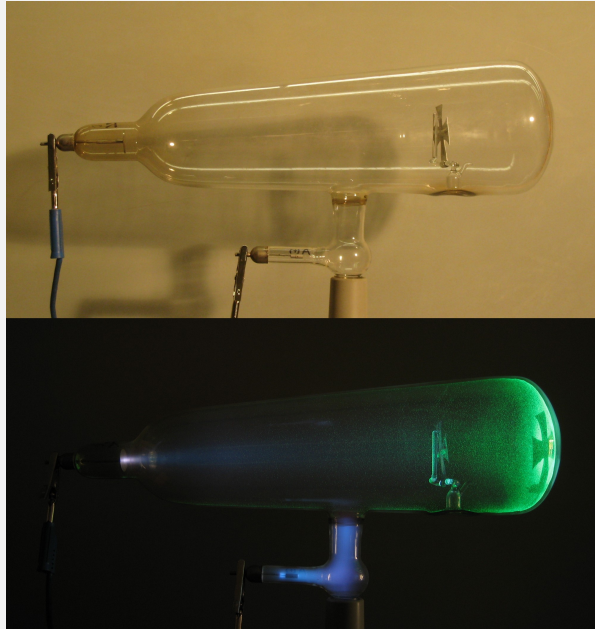
1897: Thomson felfedezi az elektront

1898: Pierre és Marie Curie felfedezi a polóniumot és a rádiumot

1900: Max Planck dolgozata a hőmérsékleti sugárzásról...



Margaret and Frances MacDonald – Art Nouveau



a felfedezés

- A Crookes-cső közelébe helyezett bárium platinocianid ernyő fluoreszkál.
- Röntgen fekete kartonba tekerte a csövet és vizsgálta a fluoreszkálást. November 8-án észrevette, hogy a Crookes-csővel egy vonalban lévő asztal alsó fiókjában a becsomagolt fotólemez megfeketedett úgy, hogy a felső fiókban lévő kulcs képét mutatta! Ezután szisztematikusan vizsgálta az ismeretlen sugárzást, megállapította, hogy a sugárzás áthatol fán, papíron, ruhán, sőt több fémen is, kivéve a nagyobb sűrűségű fémeket, pl. az ólmot.
 - 1895. december 28-án „Egy újfajta sugárzásról: előzetes közlemény” címmel eredményeit beküldte a würzburgi Fizikai-Orvosi Folyóirathoz.



Wilhelm Conrad Röntgen

1901: Fizikai Nobel-Díj
a röntgensugárzás felfedezéséért

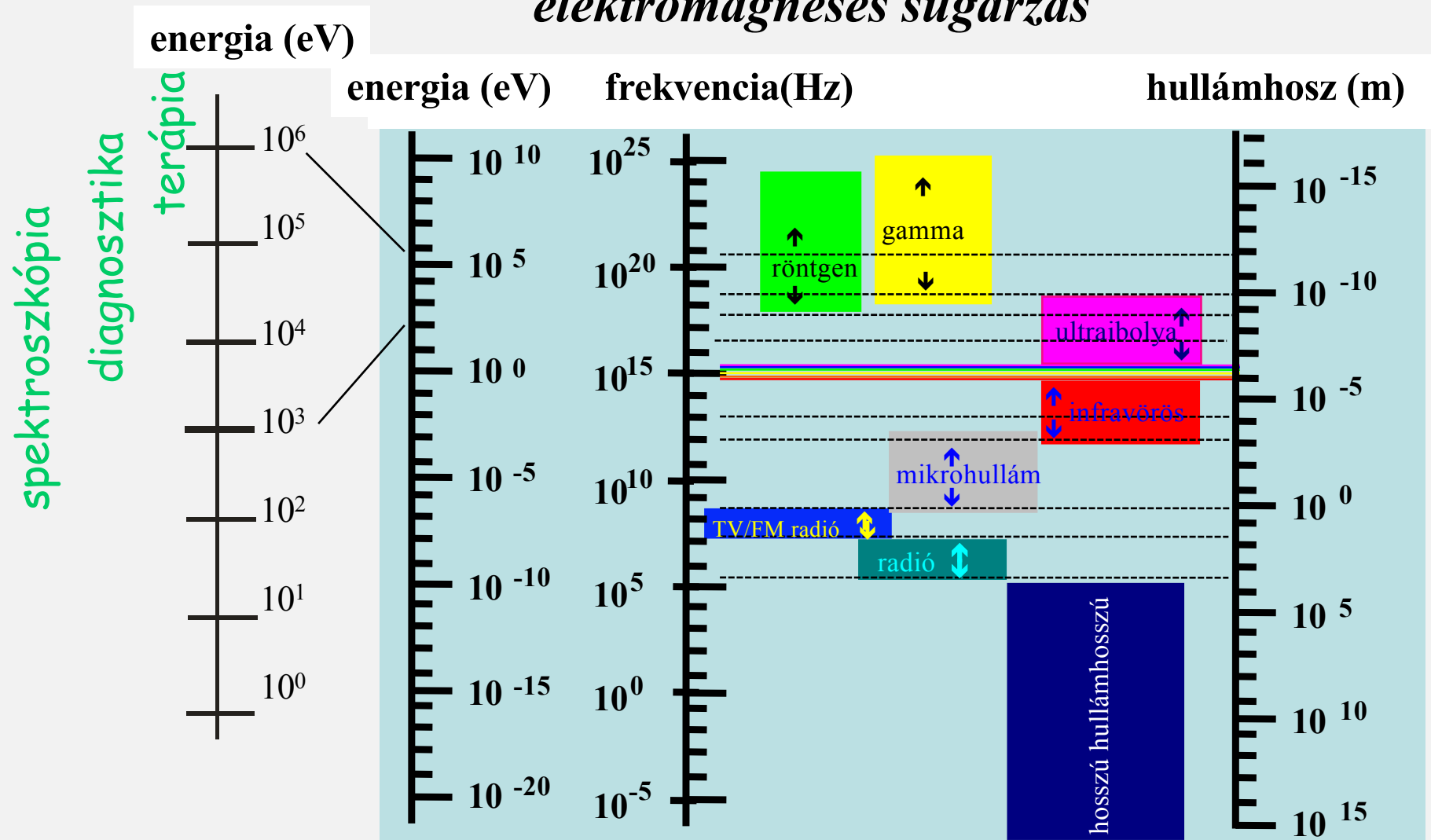
Felfedezés – 1895. november
Publikálás – 1895. december 28.
(1896-ban ezer fölötti hivatkozás)
Orvosi alkalmazás – 1896. január
- Edison 1896 májusra kifejleszti
a fluoroszkópot...



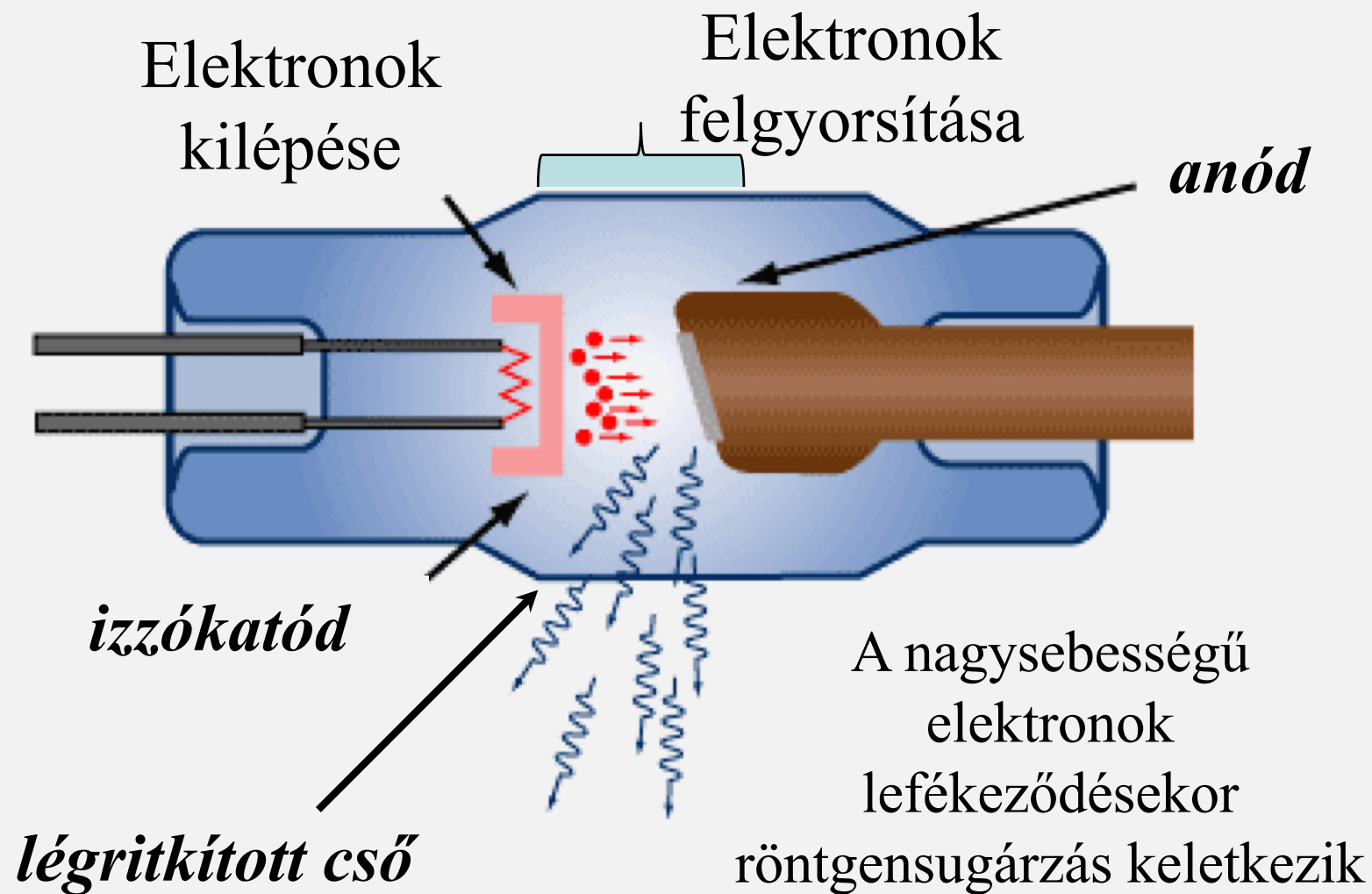
1895. december 22.: felvétel
Röntgen feleségének kezéről

A röntgensugárzás

elektromágneses sugárzás



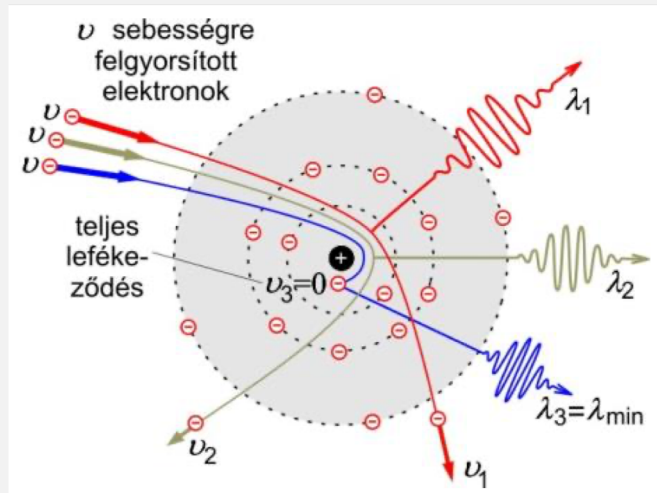
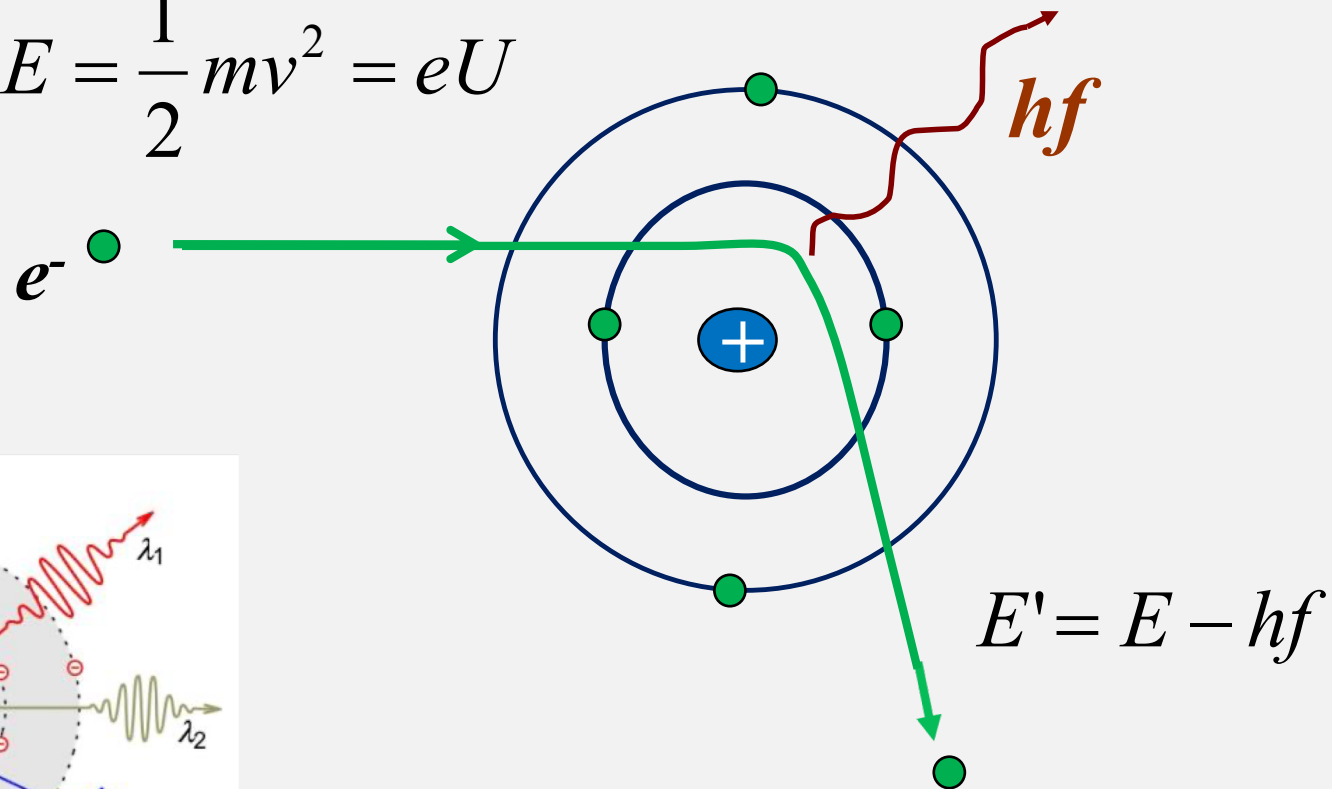
A röntgenső felépítése



A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusa

1. Fékezési sugárzás

$$E = \frac{1}{2}mv^2 = eU$$



A fékezési sugárzás spektruma

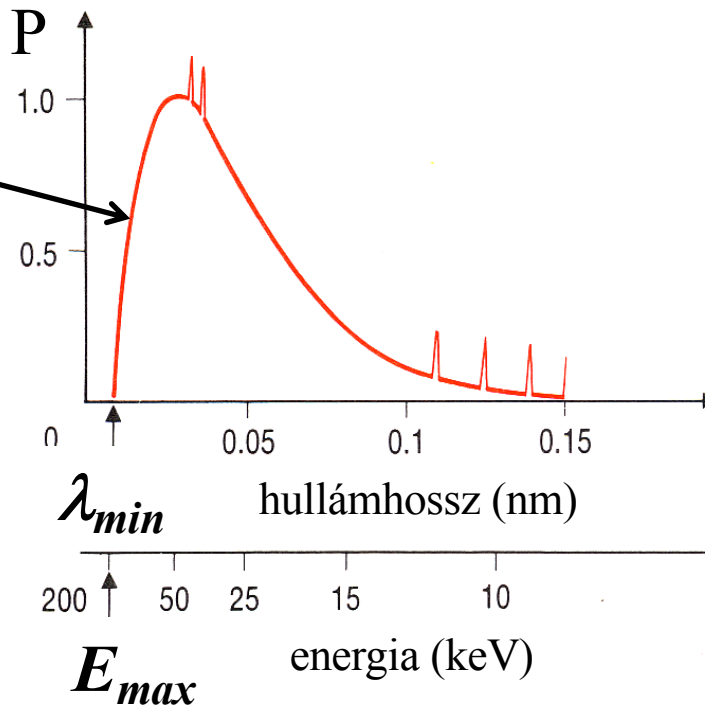
félfolytonos
spektrum

$$E_{\max} = \frac{1}{2}mv^2 = eU$$

$$eU = h \frac{c}{\lambda_{\min}}$$

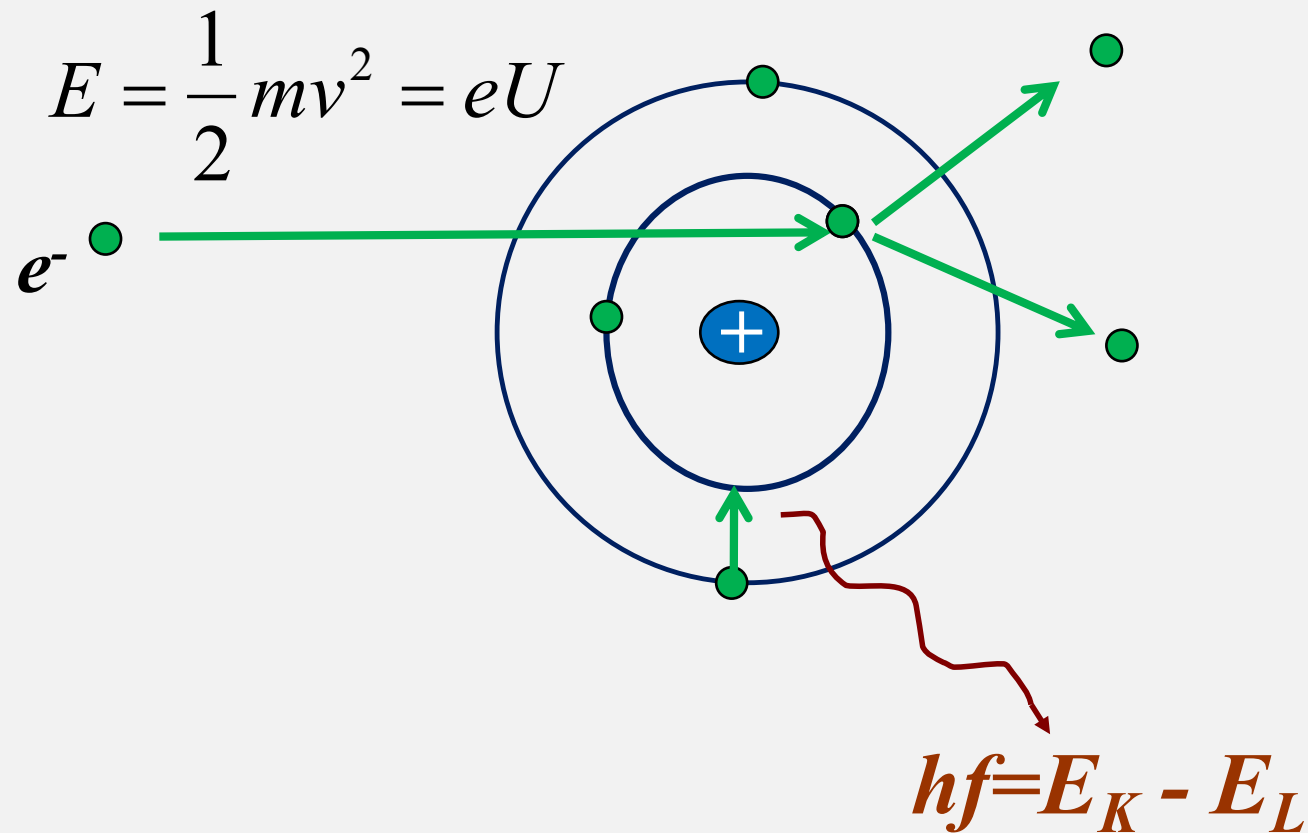
$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}$$

Duane-Hunt szabály



A röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusa

2. Karakterisztikus sugárzás

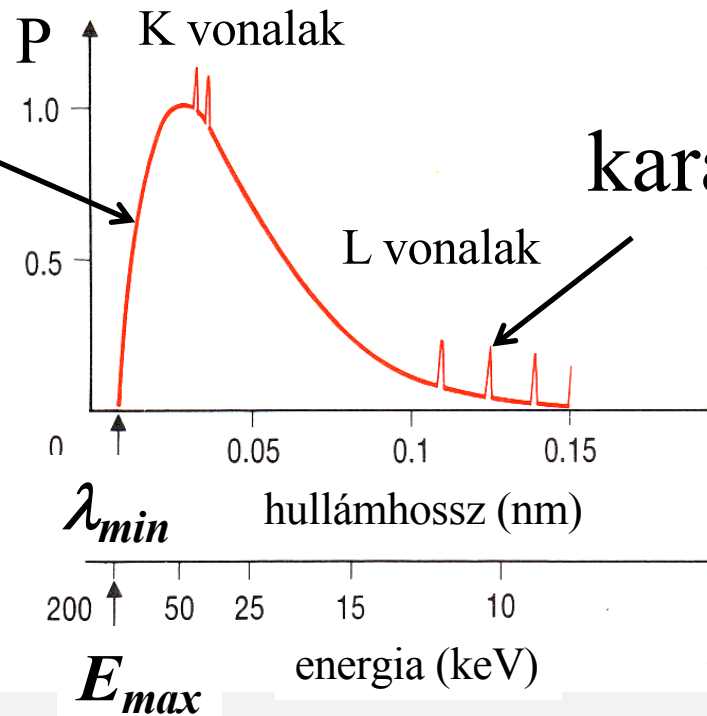


A röntgensugárzás spektruma

Folytonos
fékezési spektrum

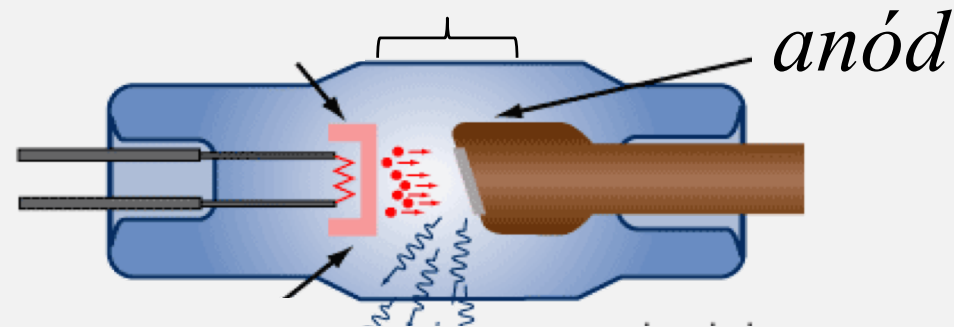
$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}$$

Duane-Hunt szabály



Vonalas
karakterisztikus
spektrum

Röntgencső az orvosi gyakorlatban



Az anód *anyaga*: - minél nagyobb rendszám
- minél magasabb olvadáspont

Az anód *fókusza* (az elektronok becsapódásának helye)

- kis fókuszs → élesebb kép
- nagy fókuszs → jobb hőeloszlás

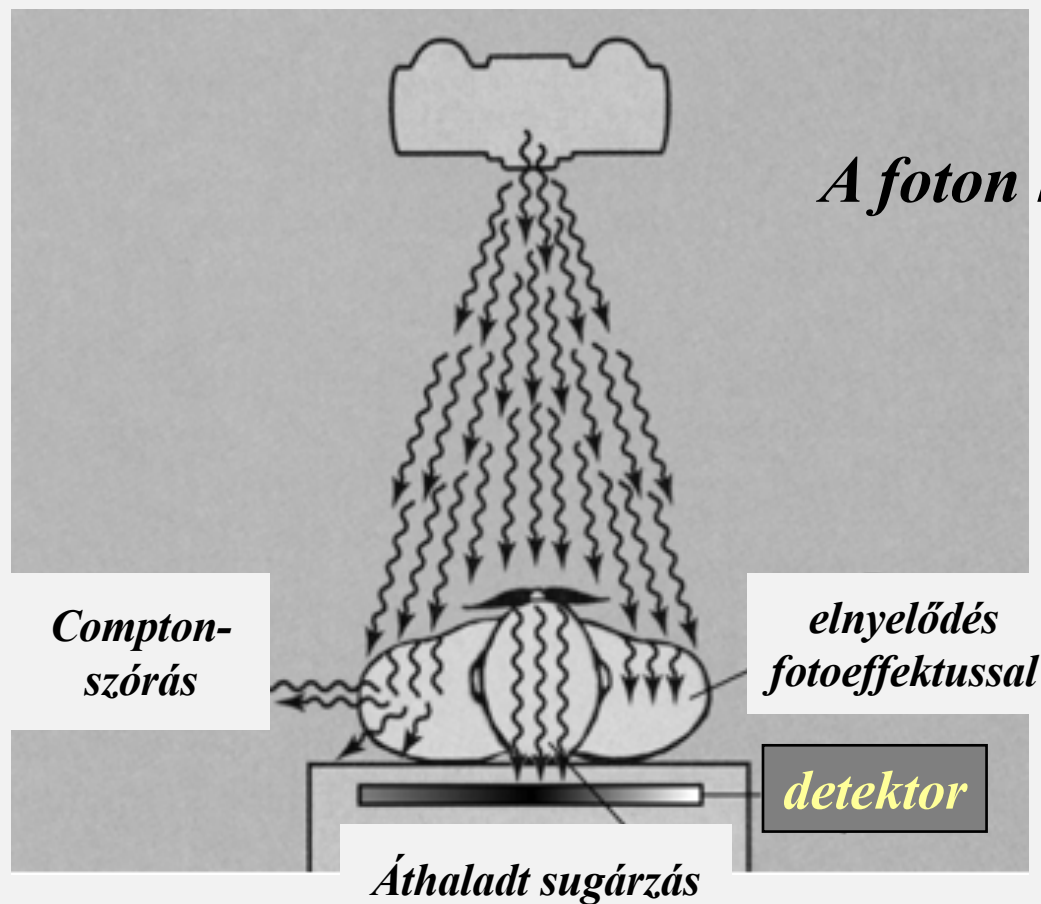
Az anód *helyzete*: - álló - terhelhetőség: néhány W/mm^2

(fogászati gyakorlatban elég)

- forgó - egyenletesebb hőeloszlás, terhelhetőség:
 $10000 \text{ W}/\text{mm}^2$

Gyorsítófeszültség: 25-200 kV, anódáram: 1-1000 mA,
anód anyaga: W (mammográfiában Mo)

A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



A foton kölcsönhatásának lehetőségei:

fotoeffektus

Compton szórás

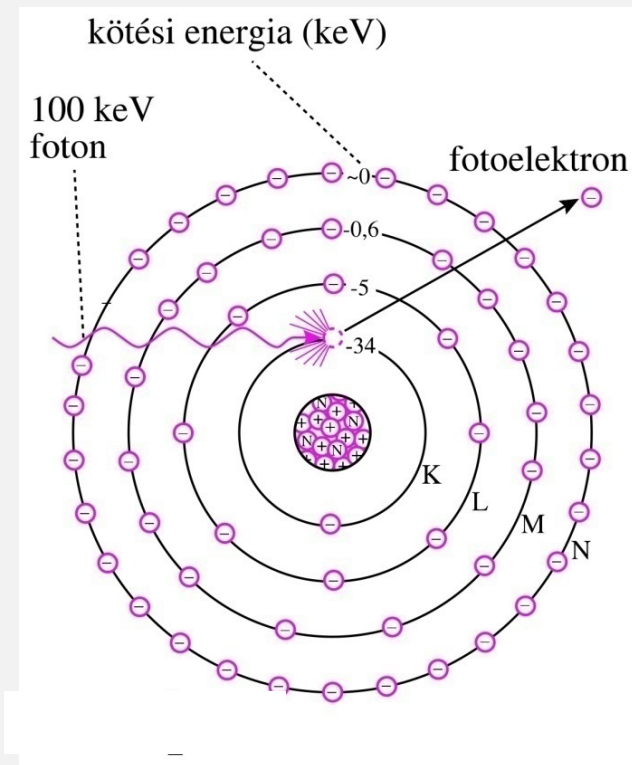
párokeltés

rugalmas szórás
(nincs energiaváltozás)

A kölcsönhatás mechanizmusa

Fotoeffektus

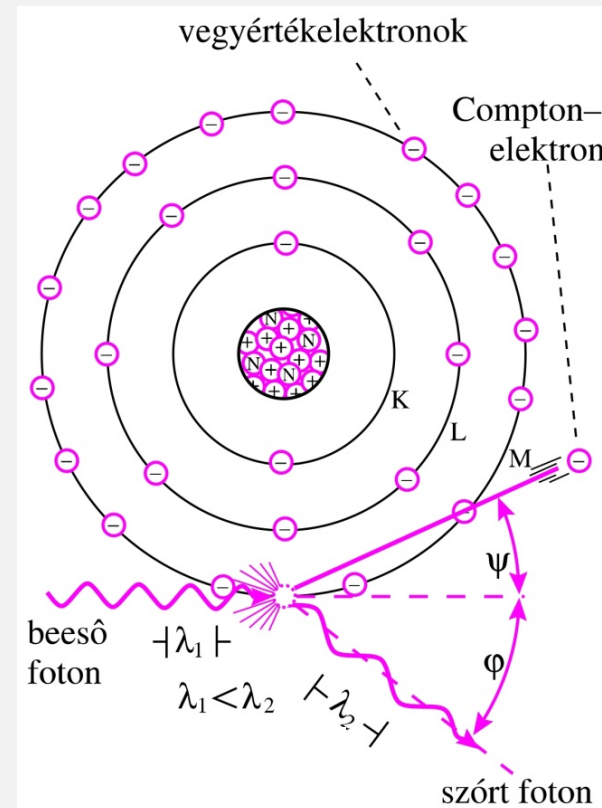
$$hf = E_{\text{köt}} + \frac{1}{2} m_e v^2$$



A kölcsönhatás mechanizmusa

Compton-szórás

$$hf = E_{\text{köt}} + \frac{1}{2}m_e v^2 + hf'$$



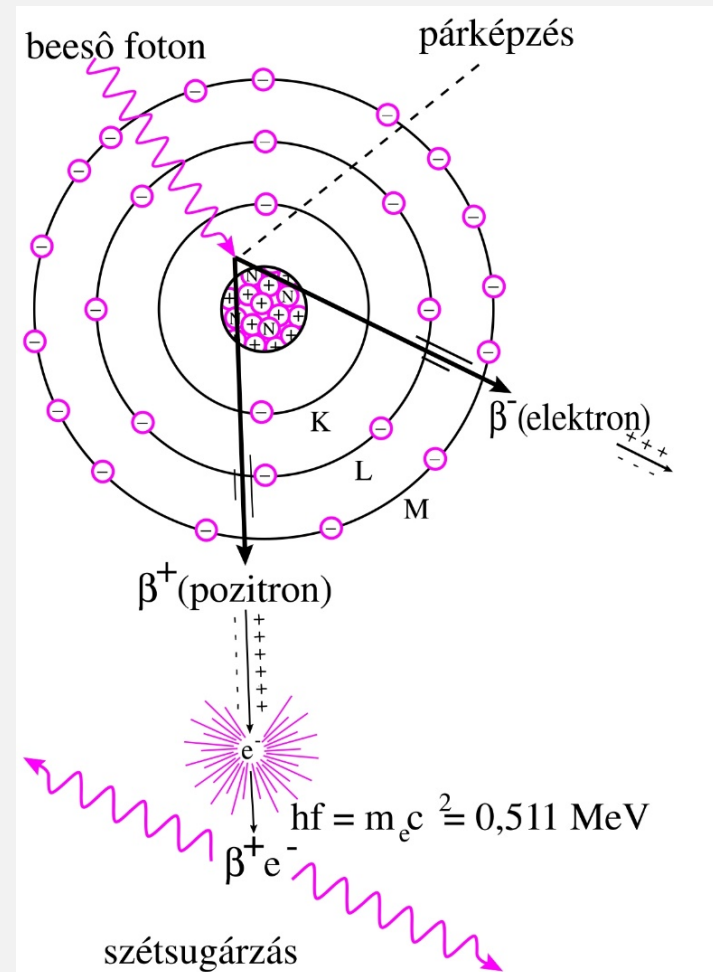
A kölcsönhatás mechanizmusa

Pároképzés

$$hf = 2m_e c^2 + 2\frac{1}{2}m_e v^2$$

$$hf \geq 2m_e c^2$$

$$hf \geq 1.02 \text{ MeV}$$



A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal

Intenzitás gyengülésének törvénye: $J = J_0 e^{-\mu x}$

μ függ az abszorbens sűrűségétől!
viszont μ és a sűrűség aránya állandó

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$

μ_m [cm²/g] : tömeggyengítési állandó

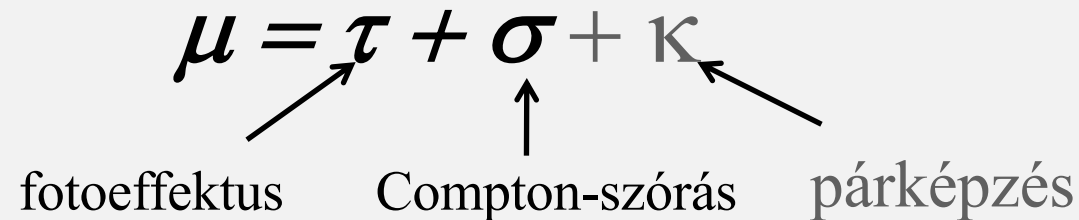
Függ – a foton energiájától
– az abszorbens rendszámától

A részfolyamatok (abszolút és relatív) valószínűsége függ

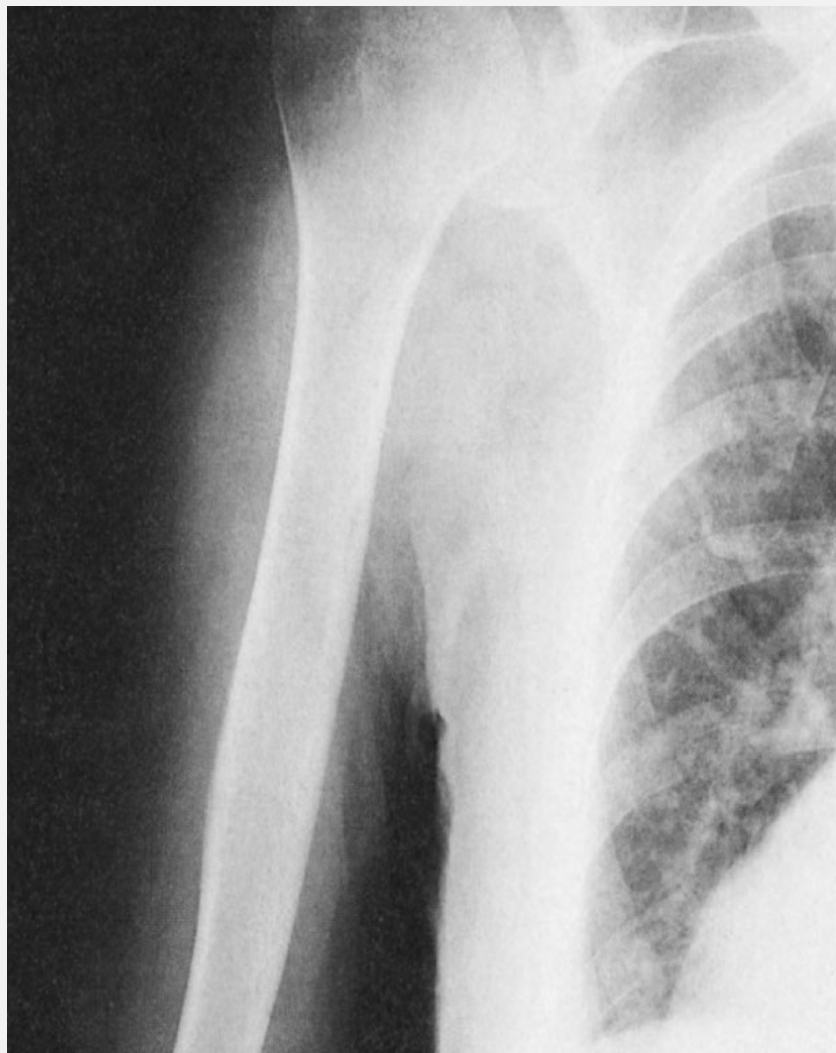
- a foton energiájától
- az abszorbens rendszámától

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

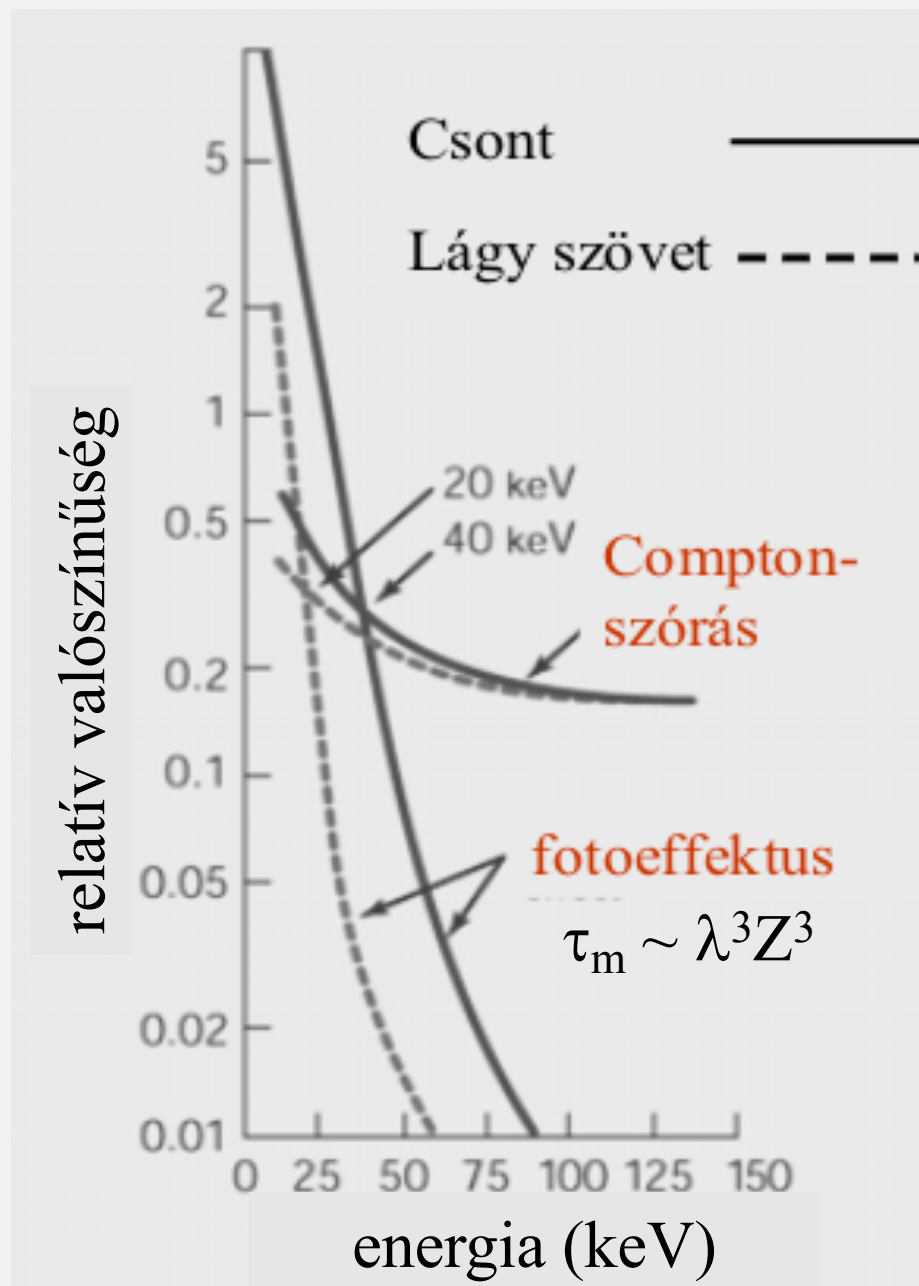
fotoeffektus Compton-szórás párképzés



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



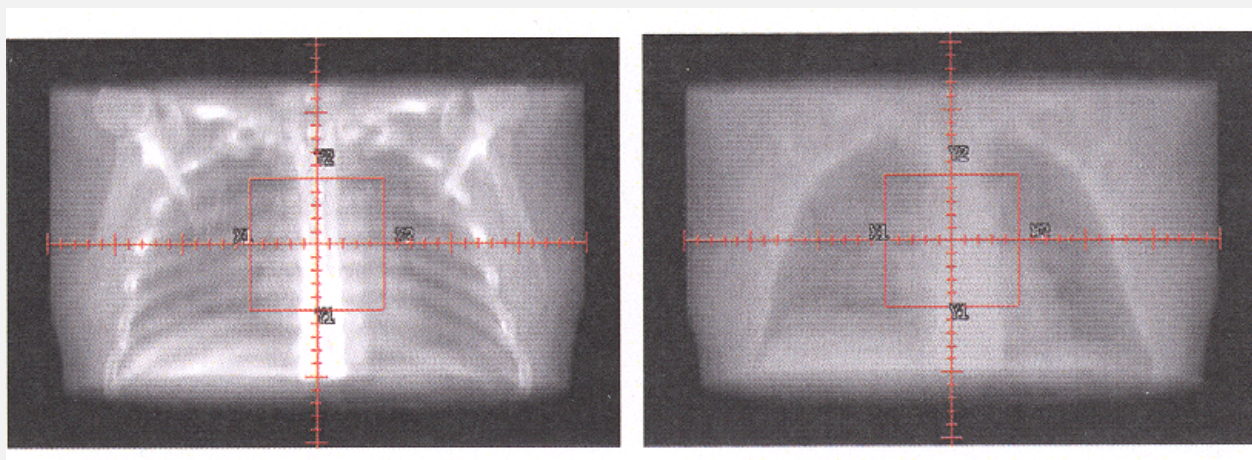
A fotoeffektus és Compton-szóródás a két fő gyengítési folyamat a röntgen képalkotásban.



Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2$$

(30 keV) *(2 MeV)*



<i>Fotoeffektus*</i>	<i>36%</i>	<i>0%</i>
<i>Compton szórás*</i>	<i>51%</i>	<i>99%</i>
<i>Párképződés*</i>	<i>0%</i>	<i>1%</i>

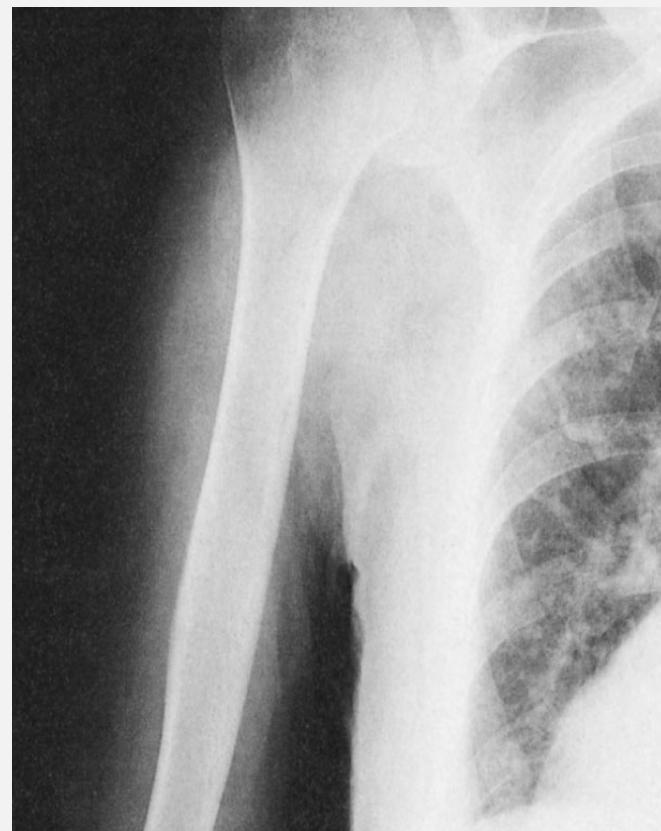
*Átlagértékek

Effektív rendszám

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

anyag	Z_{eff}
levegő	7,3
víz	7,7
lágyszövet	7,4
csont	13,8

$$\tau_m = C \lambda^3 Z_{eff}^3$$



Kontrasztanyagok alkalmazása

	Z_{eff}	ρ (g/cm ³)
H ₂ O	7.7	1
Lágy szövetek	7.4	1
Csontok	13.8	1.7 - 2.0
Levegő	7.3	1.29 · 10 ⁻³

Pozitív kontraszt → *környezetnél nagyobb elnyelés*

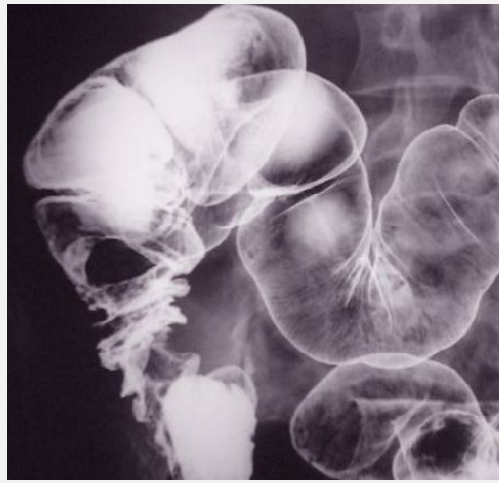
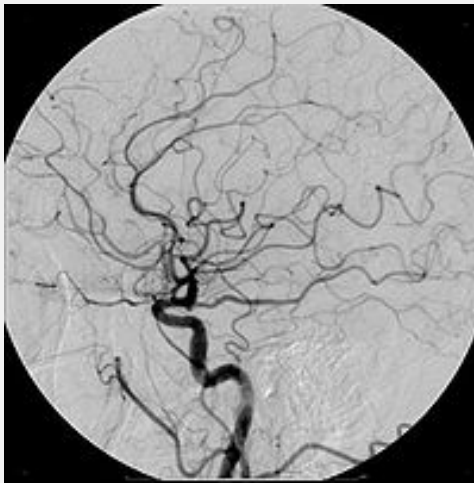
$$Z_{eff} > Z_{környezet} \rightarrow \mu > \mu_{környezet}$$

Negatív kontraszt → *környezetnél kisebb elnyelés*

$$Z_{eff} < Z_{környezet} \rightarrow \mu < \mu_{környezet}$$

Kontrasztanyagok alkalmazása

nagyobb Z_{eff}



Pl. jód- vagy báriumvegyületek

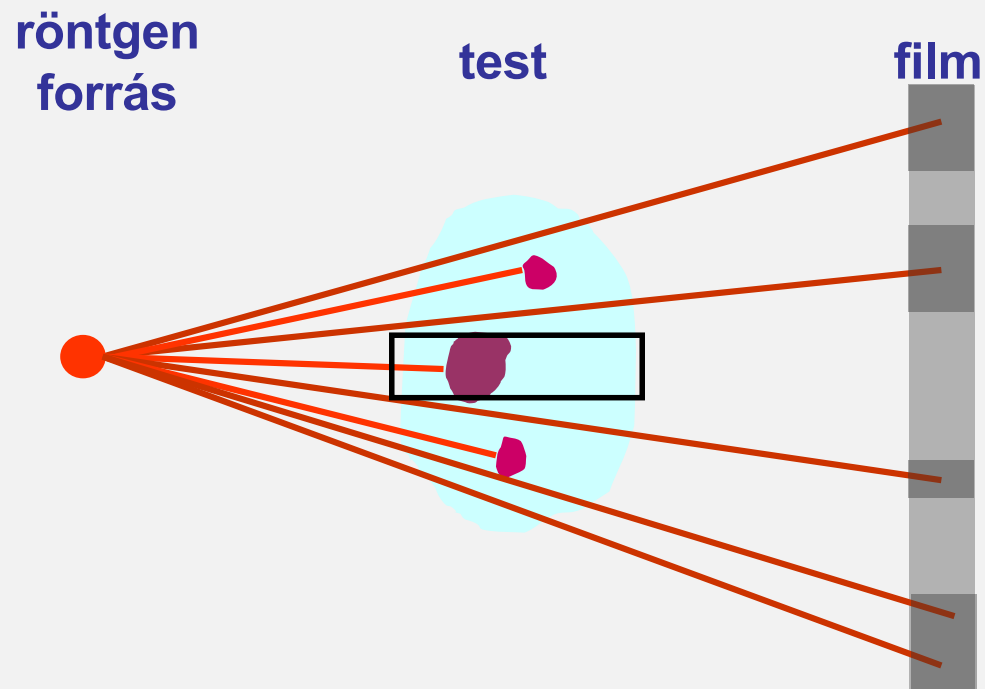


kisebb sűrűség



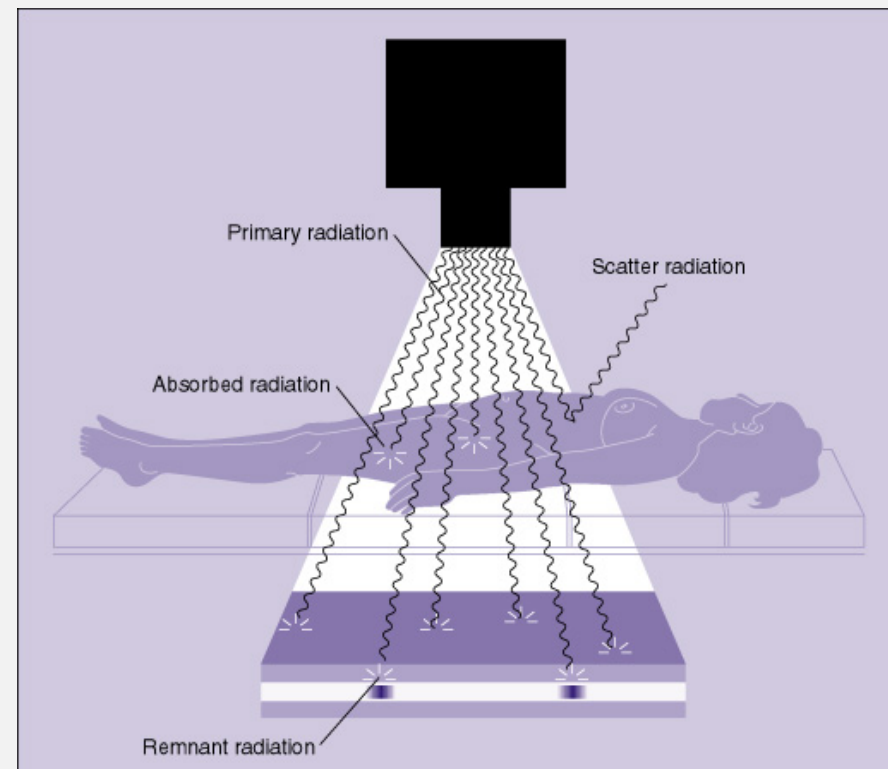
levegő, CO_2

Szummációs kép

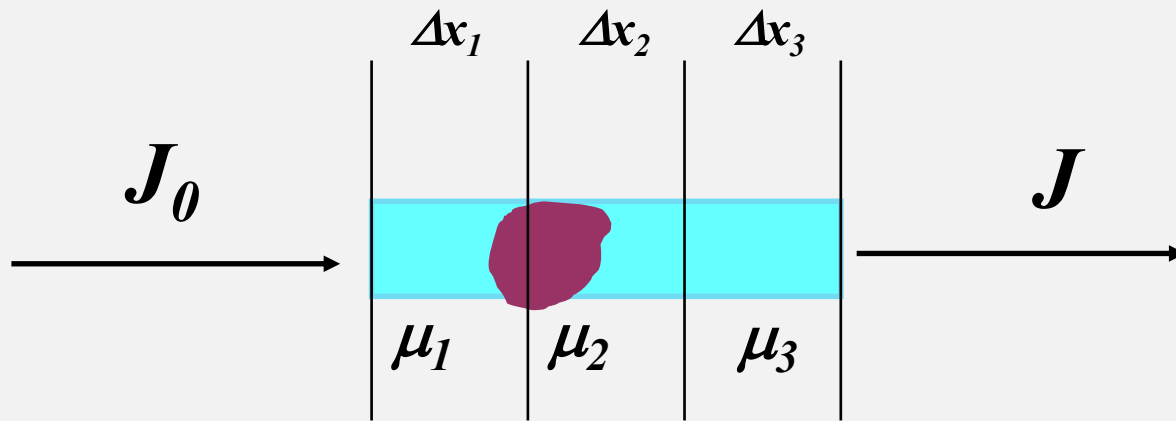


A diagram showing a horizontal beam of radiation passing through a light blue rectangular sample. A dark purple irregular shape is inside the sample. An arrow labeled J_0 points into the sample from the left, and an arrow labeled J points out of the sample to the right.

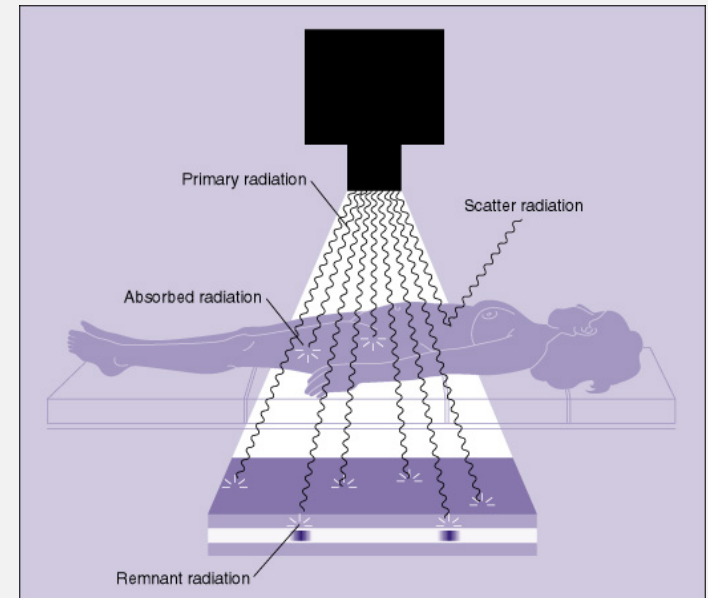
$$J = J_0 e^{-\mu x}$$



A detektált intenzitás-változások arányosak a röntgensugárzás gyengülésével a minta (test) teljes vastagságán keresztül!



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



$$J = J_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3)\Delta x}$$

erről nincs információnk!

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

$$D = \sum_i D_i$$

Számítógépes rétegfelvétel

CT - computed tomography



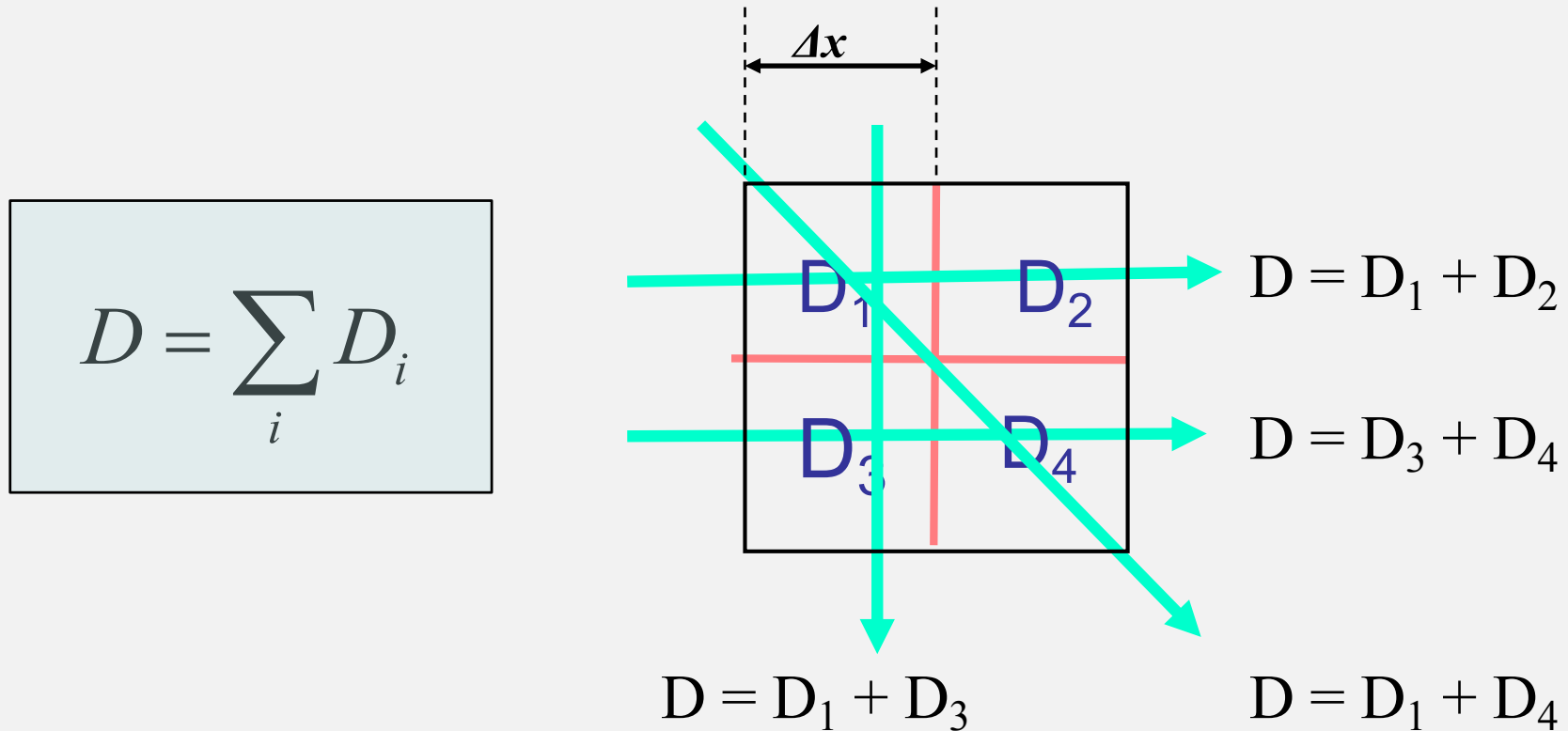
Godfrey Hounsfield



Allan Cormack

1979 Orvosi Nobel-díj

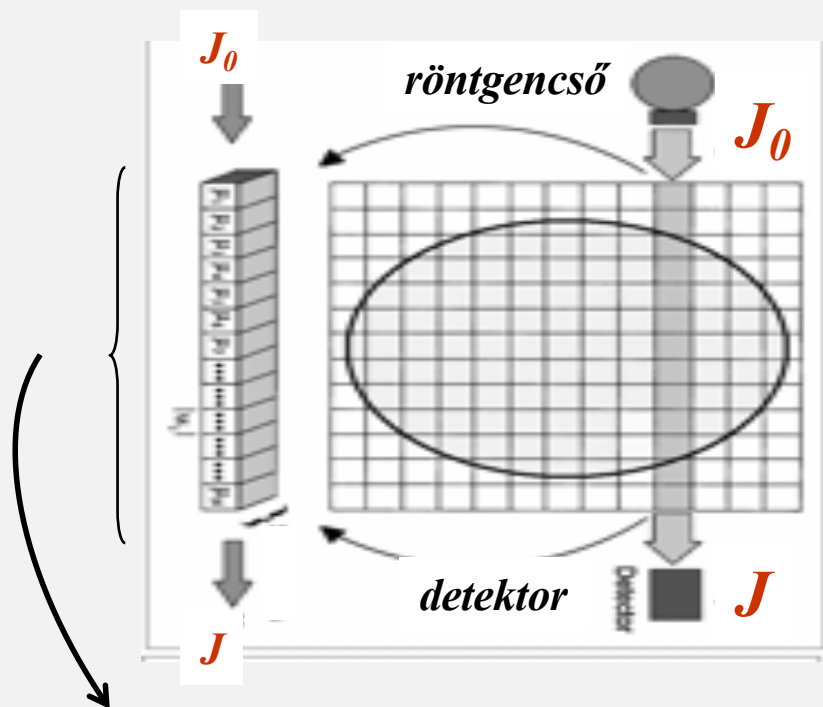
Matematikai megközelítés egyszerű példán:



“n” független egyenlet „n” ismeretlennel
→ egyértelműen megoldható!

objektum

digitális kép



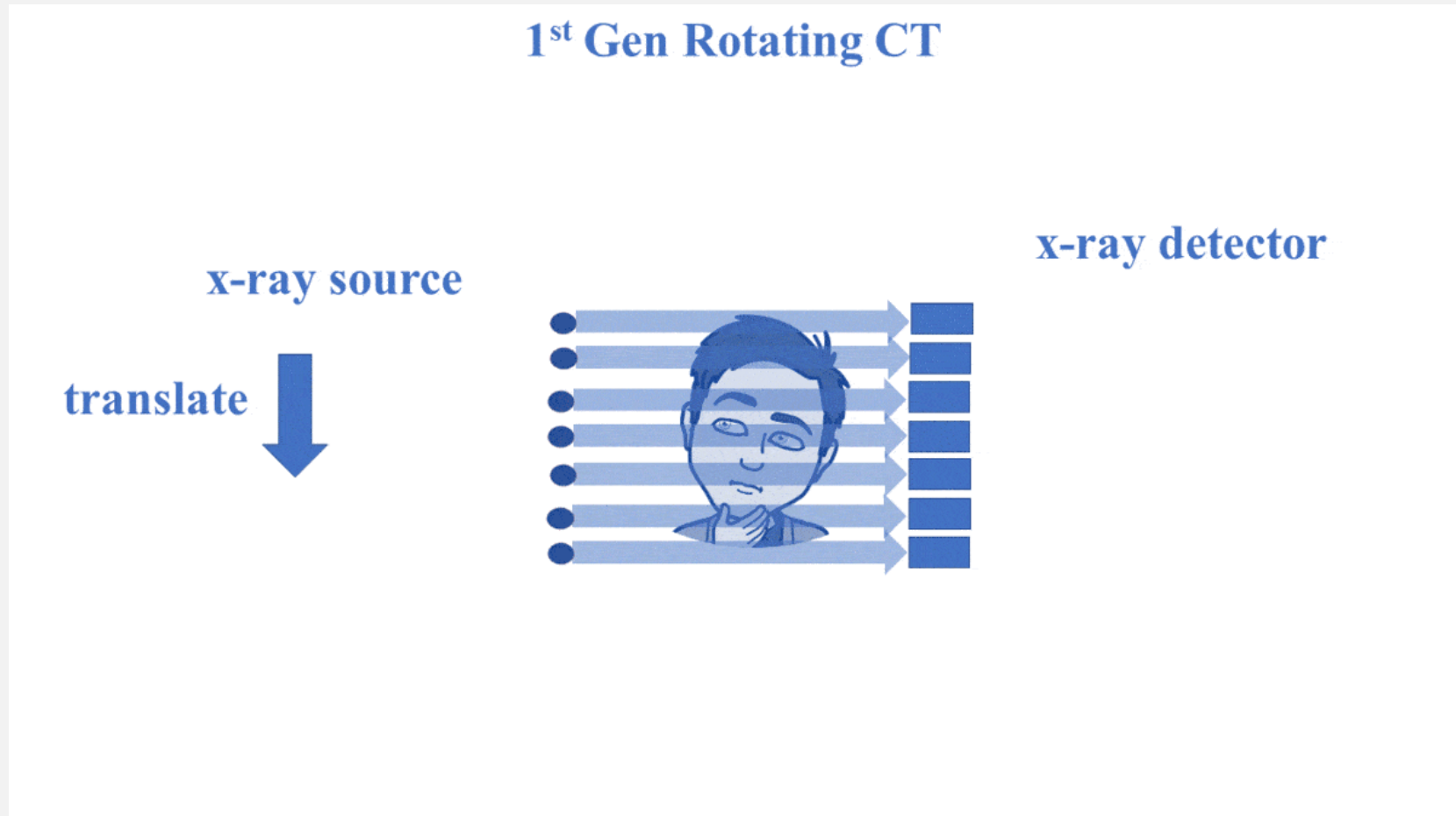
Voxel :

volume element / térfogatelem

Pixel :

picture element / képelem

Elsőgenerációs CT működése



*Egy detektor
Haladás és elfordulás
Párhuzamos sugarak*

Második generációs CT működése

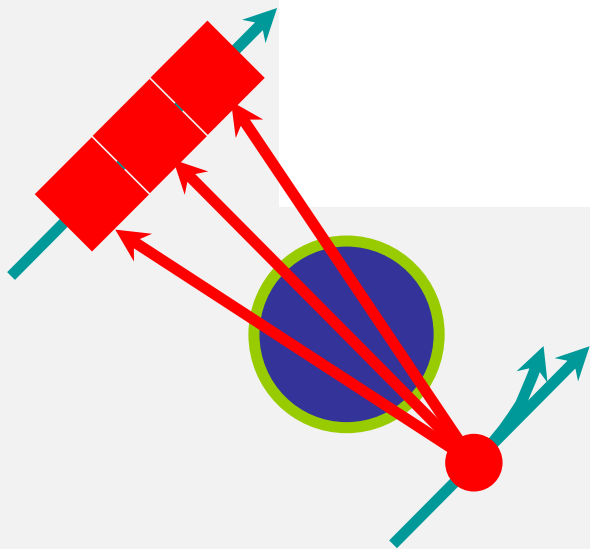
2nd Gen CT

x-ray source

translate



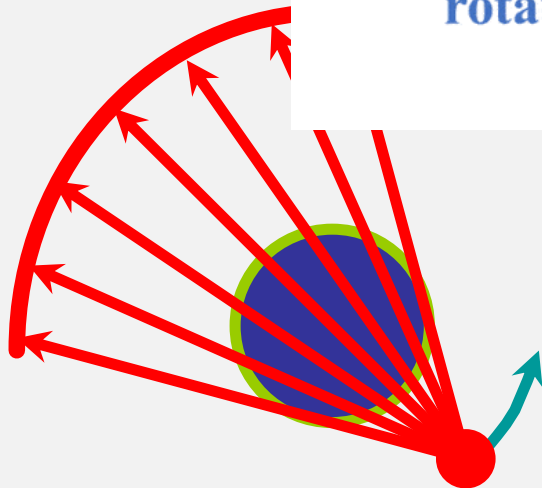
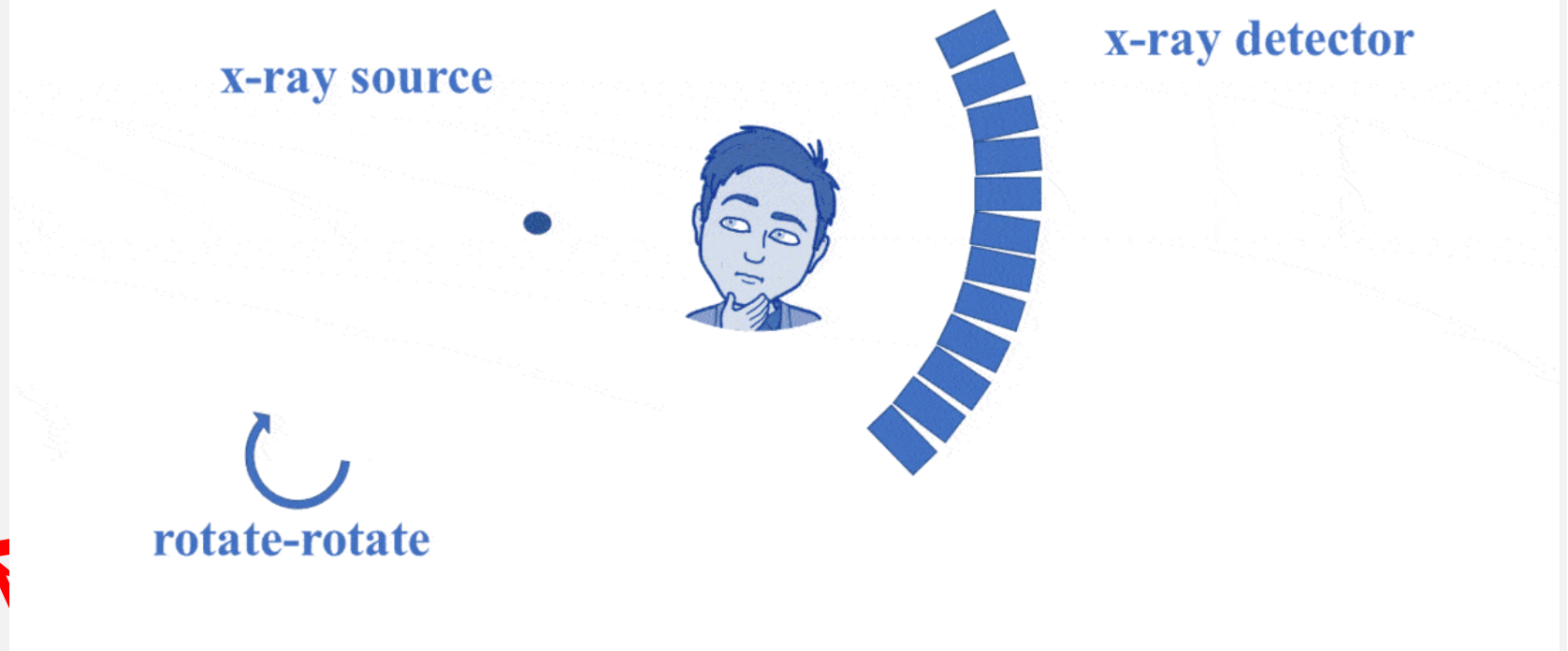
x-ray detector



*Több detektor
Haladás és elfordulás
Enyhe legyezőnyaláb*

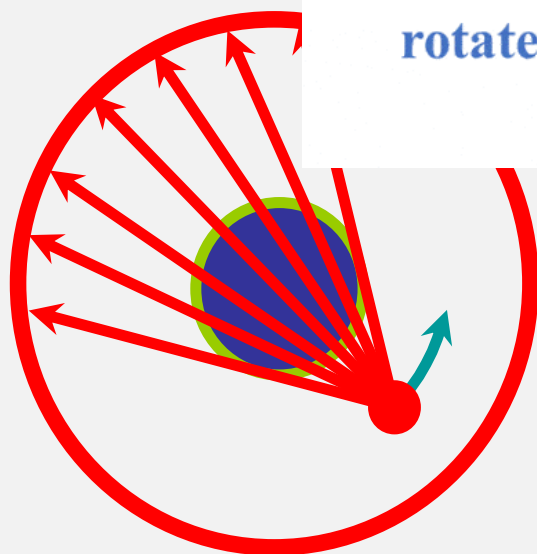
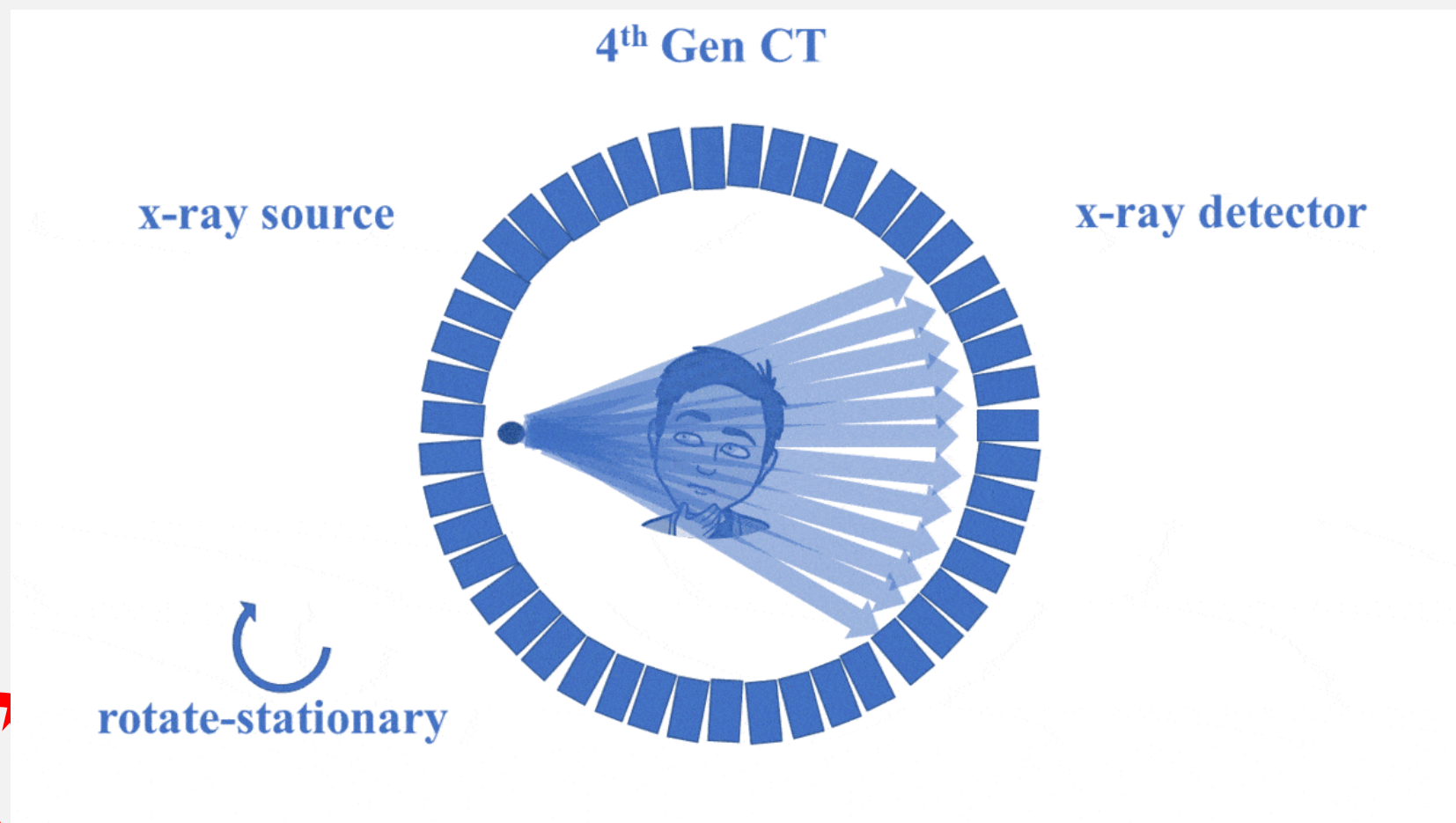
Harmadik generációs CT működése

3rd Gen CT



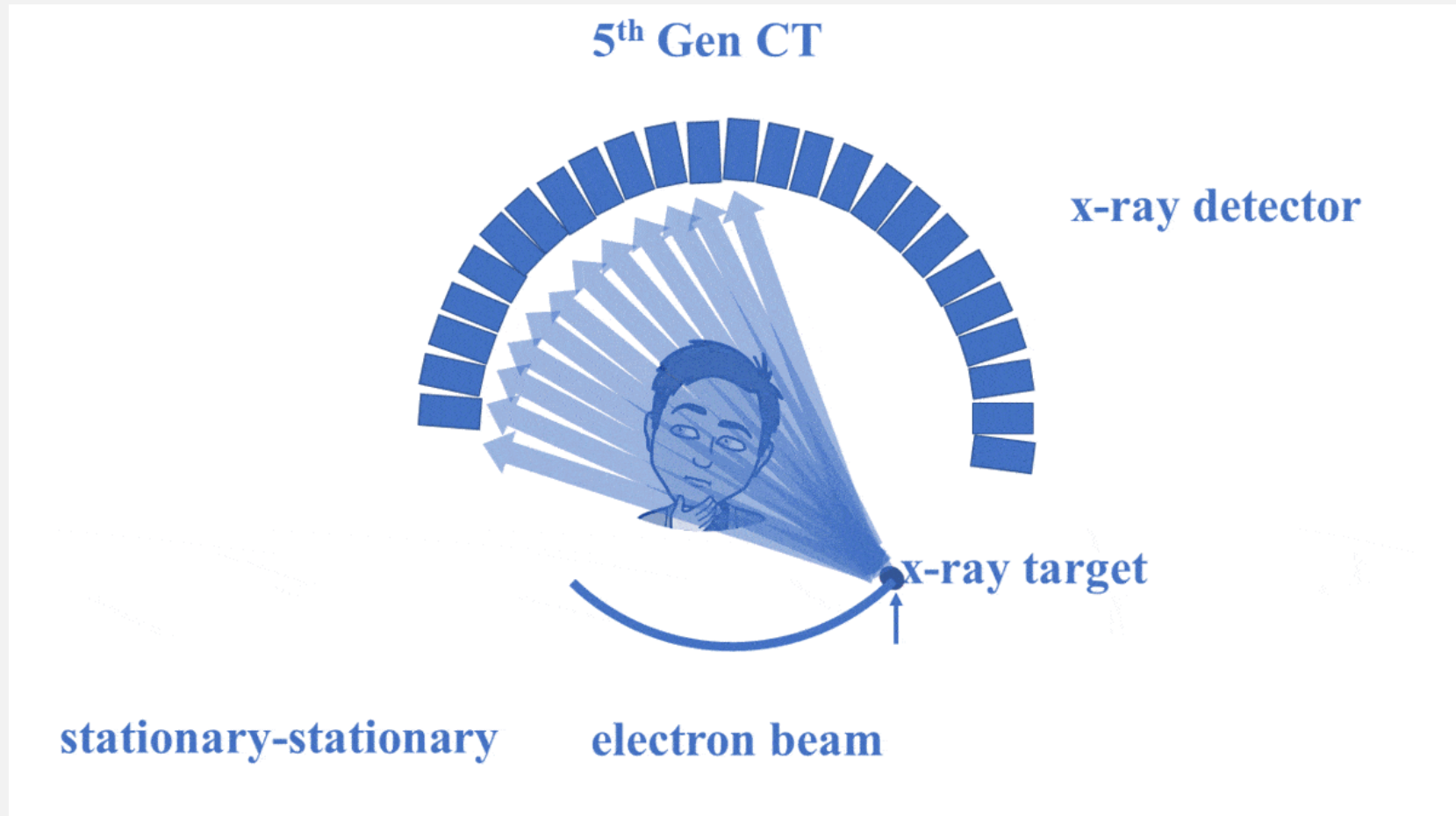
*Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb*

Negyedik generációs CT működése

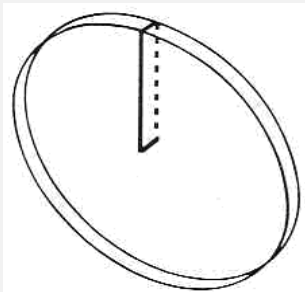


*Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugárforrás fordul
Széles legyezőnyaláb*

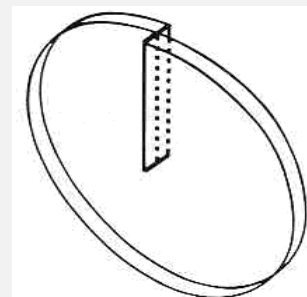
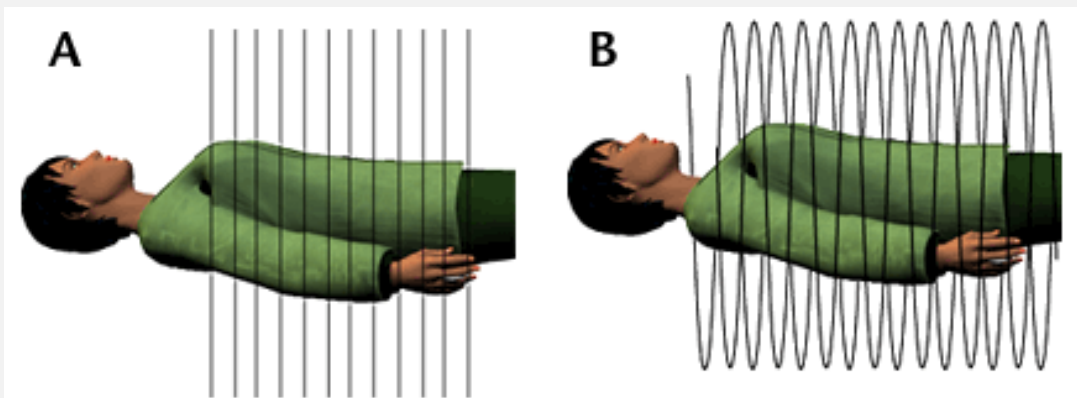
Ötödik generációs CT működése



Spirál CT

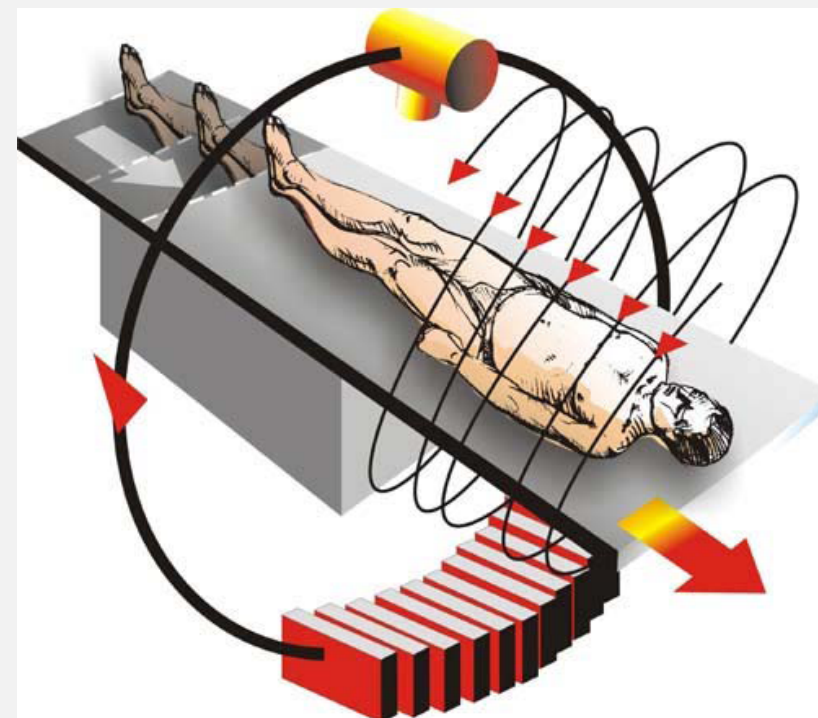
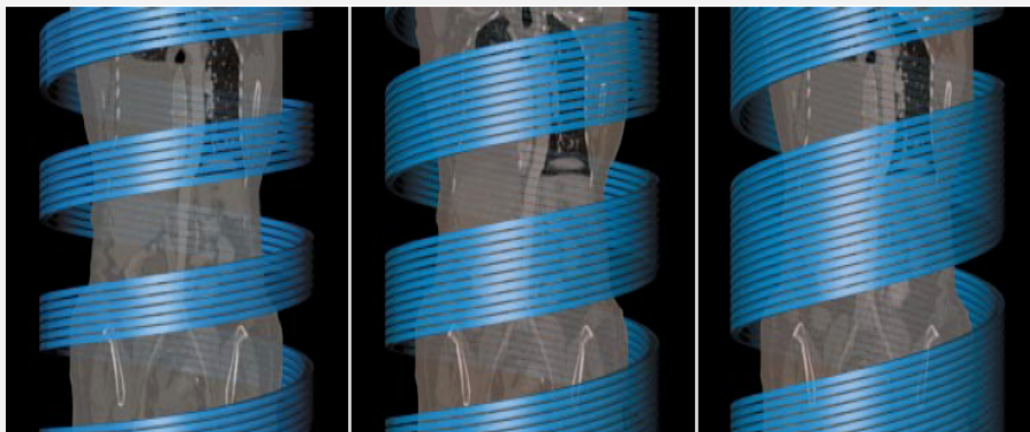


Hagyományos
CT szelet

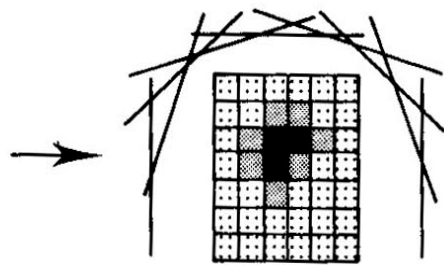
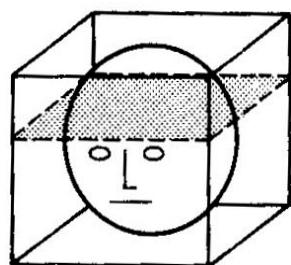


Spirál CT
szelet

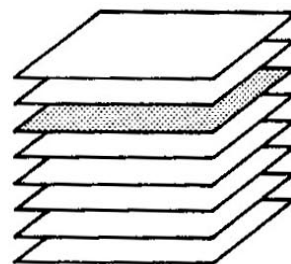
Pontosabb 3D rekonstrukció
és gyorsabb adatgyűjtés



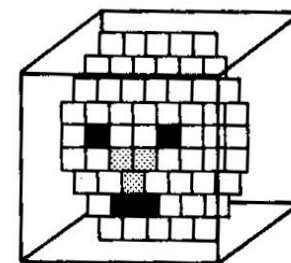
A tárgy 3D rekonstrukciója



sok egy dimenziós
adatfelvétel



síkok
denzitásmátrixa



3D
rekonstrukció

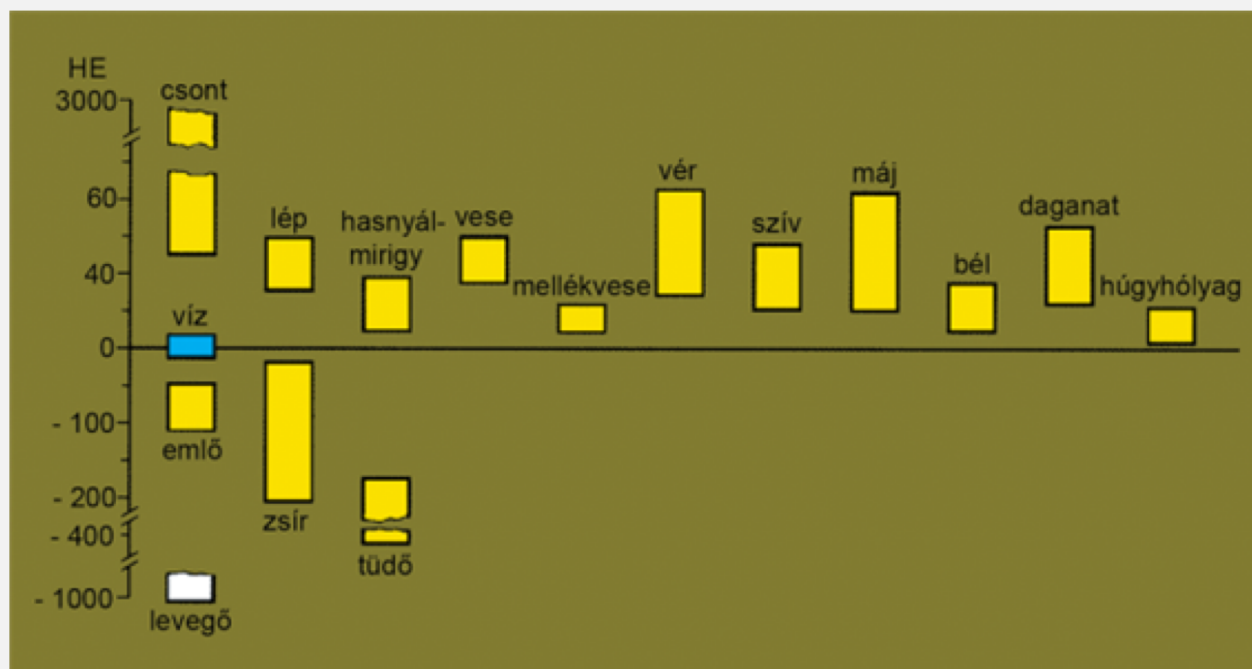
A kép rekonstrukciója

denzitásmátrix

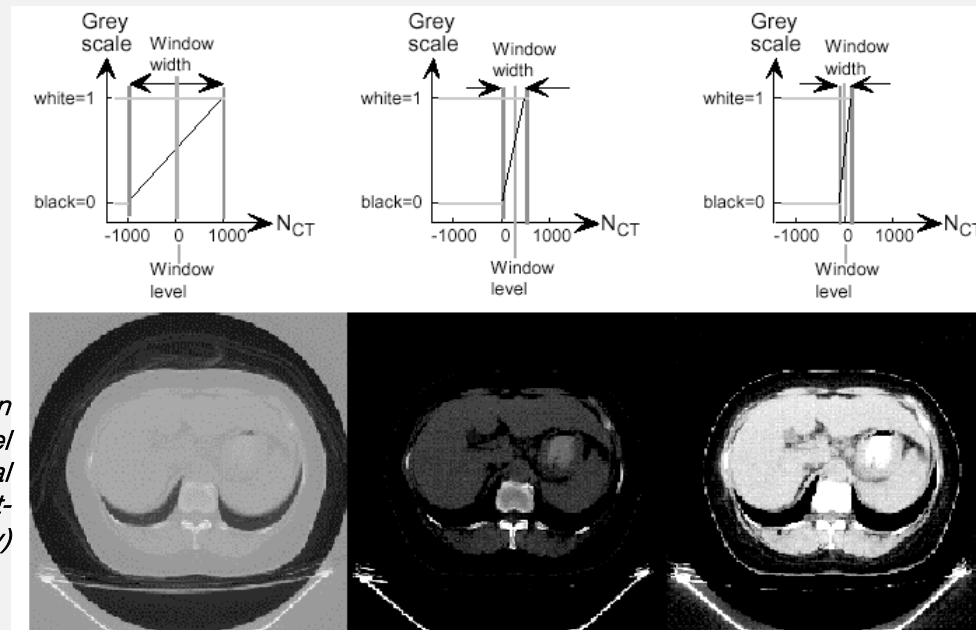
Hounsfield-egységek alapján

$$H_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_{viz}}{\mu_{viz}}$$

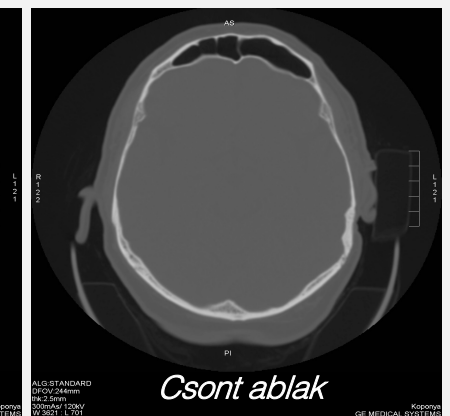
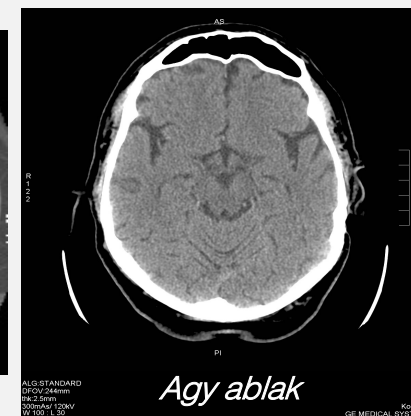
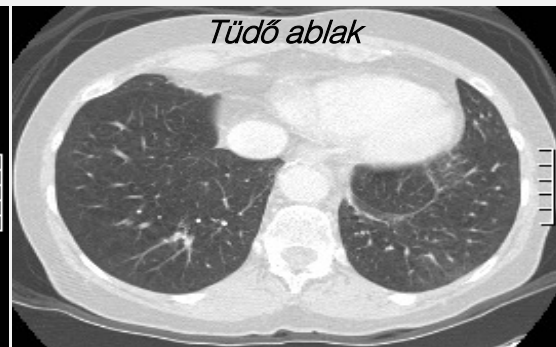
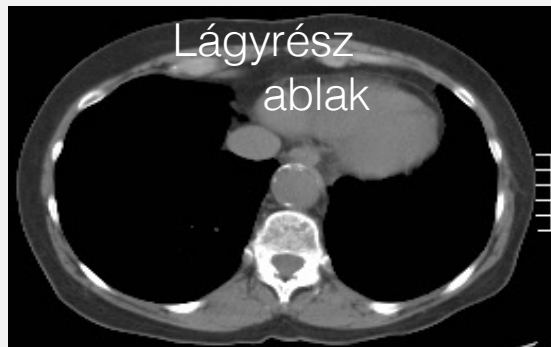
Hounsfield-skála

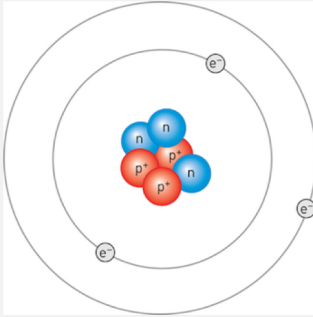


A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”



*Ugyanazon
mellkasfelvétél
különböző ablakozással
(különböző kontraszt-
transzfer függvény)*





Magsugárzások

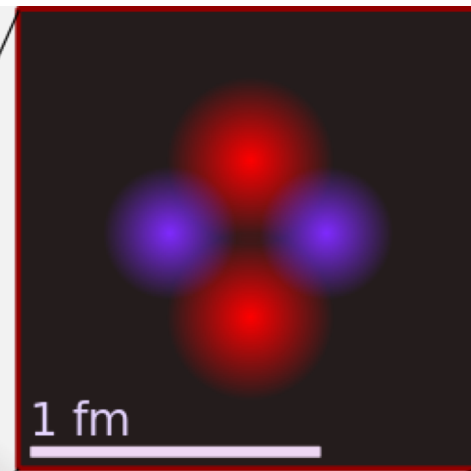
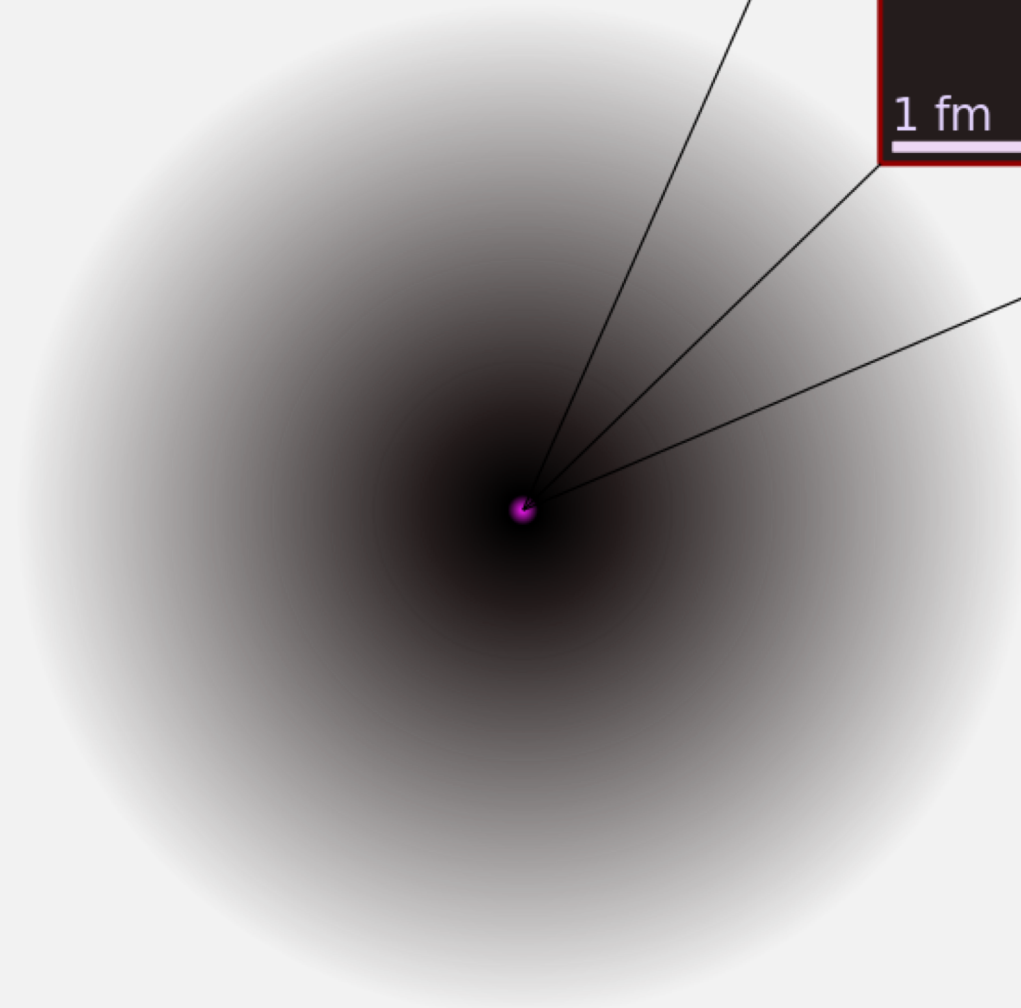
Az atomok alkotórészei

Particle	Symbol	Resting Energy (MeV)	Relative Charge*	Mass (kg)	Relative Mass (AMU)**
electron	e	0.51100	1-	9.11×10^{-31}	5.4858×10^{-4}
proton	p	938.272	1+	1.6726×10^{-27}	1.0072765
neutron	n	939.566	0	1.6749×10^{-27}	1.0086649

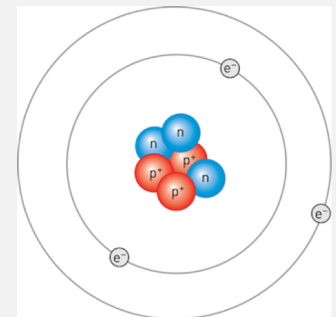
* elektronok töltése (elemi töltés): $-1.602 \times 10^{-19}\text{C}$

** Atomtömeg-egység: (^{12}C) atom 1/12-ed része

Az atommag mérete



$$1 \text{ \AA} = 100,000 \text{ fm}$$

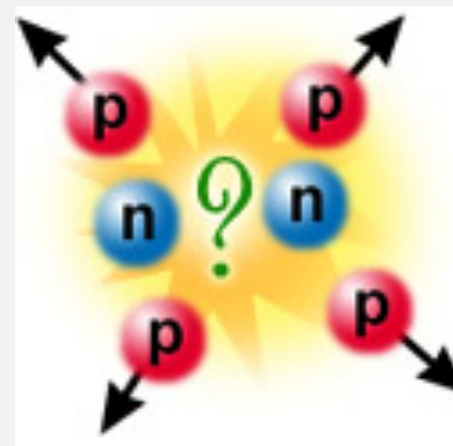


Atommag stabilitása

Protonok között erős Coulomb-taszítás!

(mi tartja egyben a magot)

Kell, hogy legyen egy
vonzóerő a magon belül!



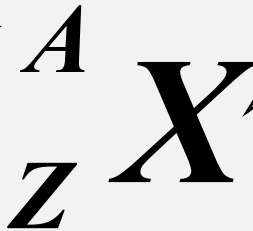
Rutherford, 1911 – magerő: rövid hatótávolságú vonzóerő, független a töltéstől és erősebb a Coulomb-erőknél.

A neutron hipotézise (Chadwick 1932, Nobel-díj 1935)

jelölések

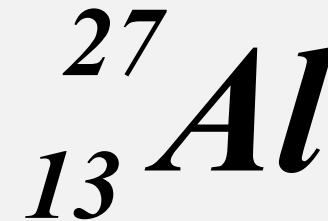
tömegszám

$$A = Z + N$$



*az elem kémiai
szimbóluma*

*rendszám =
protonok száma*

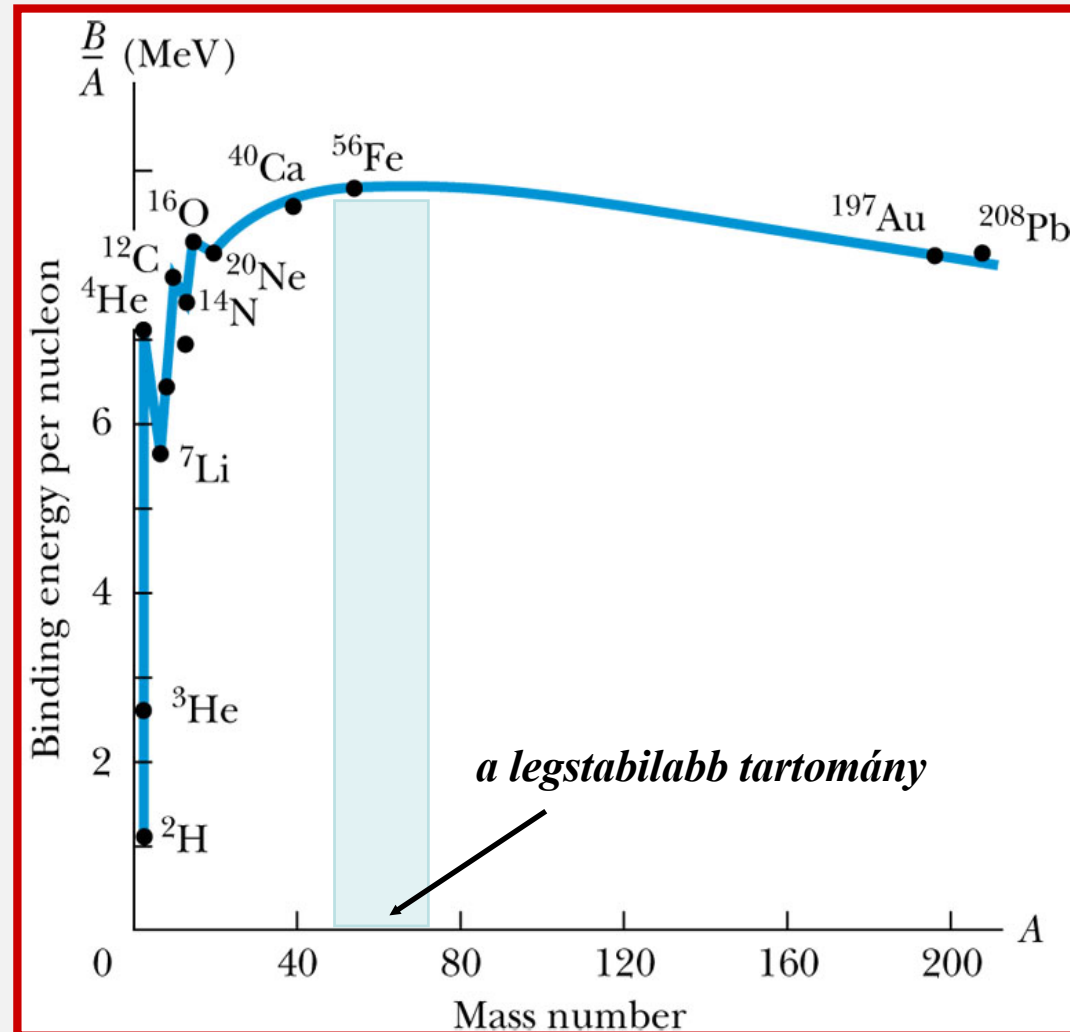


N = *neutronok száma*
nukleon = proton vagy neutron

Nukleonokra eső kötési energia

- Kis tömegszámoknál gyors növekedés
- Éles csúcsok páros-páros magoknál:
 ${}^4_2\text{He}$, ${}^{12}_6\text{C}$, and ${}^{16}_8\text{O}$
- Maximum kb $A=56$

nukleon = proton vagy neutron



Izotópok

Görög *isos topos* = *azonos hely*

Egy elem izotópjai:

- azonos protonszámúak
- különböző neutronszámúak
- különböző tömegszámúak

Mendeleev's Periodic Table of Elements

Table of Common Polyatomic Ions

acetate	$\text{C}_2\text{H}_3\text{O}_2^-$	silicate	SiO_3^{2-}
chlorate	ClO_3^-	sulfate	SO_4^{2-}
hydroxide	OH^-	thiosulfate	$\text{S}_2\text{O}_3^{2-}$
nitrate	NO_3^-		
permanganate	MnO_4^-	arsenate	AsO_4^{3-}
		phosphate	PO_4^{3-}
carbonate	CO_3^{2-}	ammonium	NH_4^+
chromate	CrO_4^{2-}	hydronium	H_3O^+
dichromate	$\text{Cr}_2\text{O}_7^{2-}$		

Element categories

- Alkali metals
- Alkaline-earth metals
- Transition metals
- Other metals
- Hydrogen
- Semiconductors
- Halogens
- Noble gases
- Other nonmetals

State of matter at 25 °C

Gas	Liquid	Solid	Artificially prepared	Unknown
13 IIIA	14 IVA	15 VA	16 VIA	17 VIIA

Selected Oxidation States

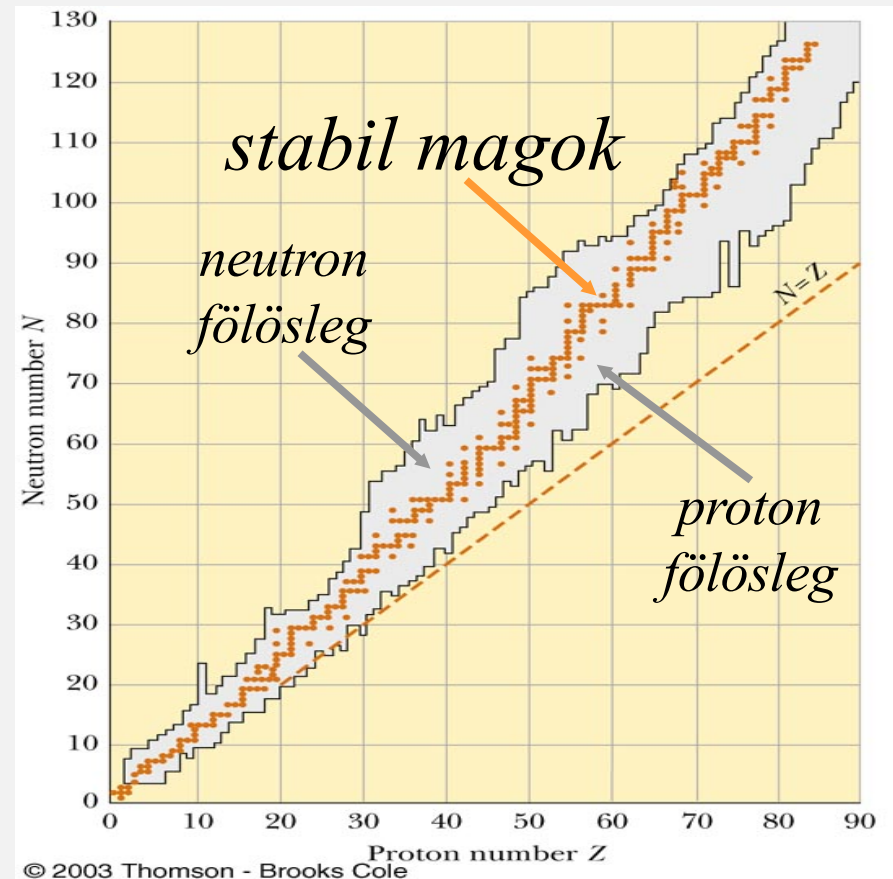
Atomic Number

Symbol

Electron Configuration

Atommag stabilitási diagramja

- könnyű magok stabilak, ha
 $N = Z$
- nehéz magok stabilak, ha
 $N > Z$
a protonszám növelésével növekszik
a Coulomb-féle taszítóerő, így
több neutron kell a mag egyben
tartására
- Nincs stabil mag, ha $Z > 83$



Mi történik, ha a mag nem stabil?

Radioaktív bomlás



Antoine Becquerel
1903 fizikai Nobel-díj a
radioaktivitás felfedezéséért



Becquerel fotólemeze, ami a
fölé tett urániumsó sugárzása
miatt exponálódott. A lemez
és az urániumsó közé
helyezett fém máltai kereszt
jól kivehető (1896).

Radioaktív bomlás

- *Radioaktivitás*: az energia spontán kibocsájtása részecskék vagy elektromágneses sugárzás útján
- a nem stabil atommagok bomlása hozza létre
- háromféle sugárzás keletkezhet

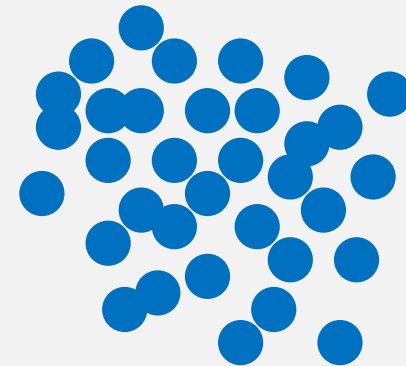
Alfa (α) részecske

Béta (β) részecske

Gamma (γ) sugarak

Radioaktív bomlás jellemzői

- statisztikai folyamat – az egyedi bomlások véletlenszerűen követik egymást
- a bomlásra képes magok száma csökken az idővel



A radioaktív bomlás jellemzői

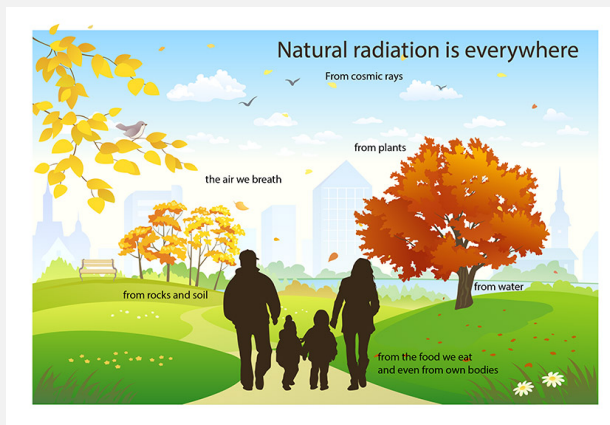
Aktivitás: $\Lambda = \left| \frac{\Delta N}{\Delta t} \right|$

N: még el nem bomlott magok száma
t: idő

Aktivitás = egységnyi idő alatt elbomlott magok száma

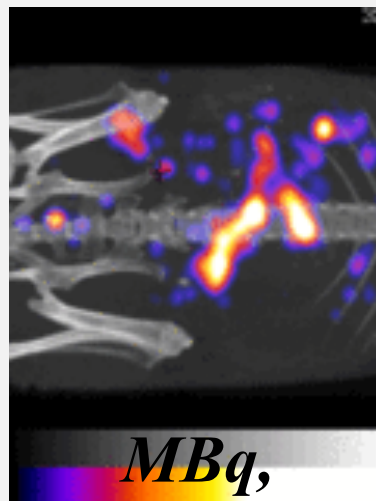
egysége: becquerel (Bq) 1Bq = 1 bomlás/s

háttérsugárzás



kBq,

diagnosztika

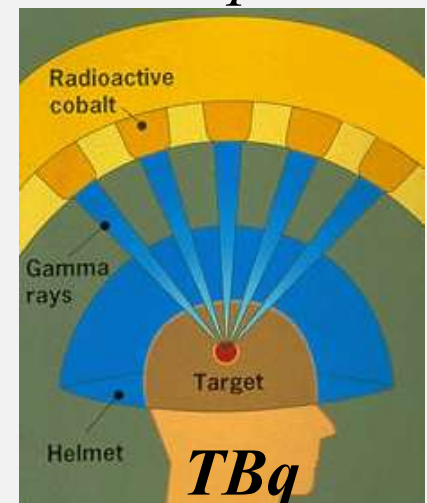


*laboratóriumi
gyakorlat*



GBq,

terápia



Bomlástörvények

Differenciális alak: $\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N$

megoldás

λ : *bomlási állandó* (1/s)

Integrális alak: $N = N_0 e^{-\lambda t}$

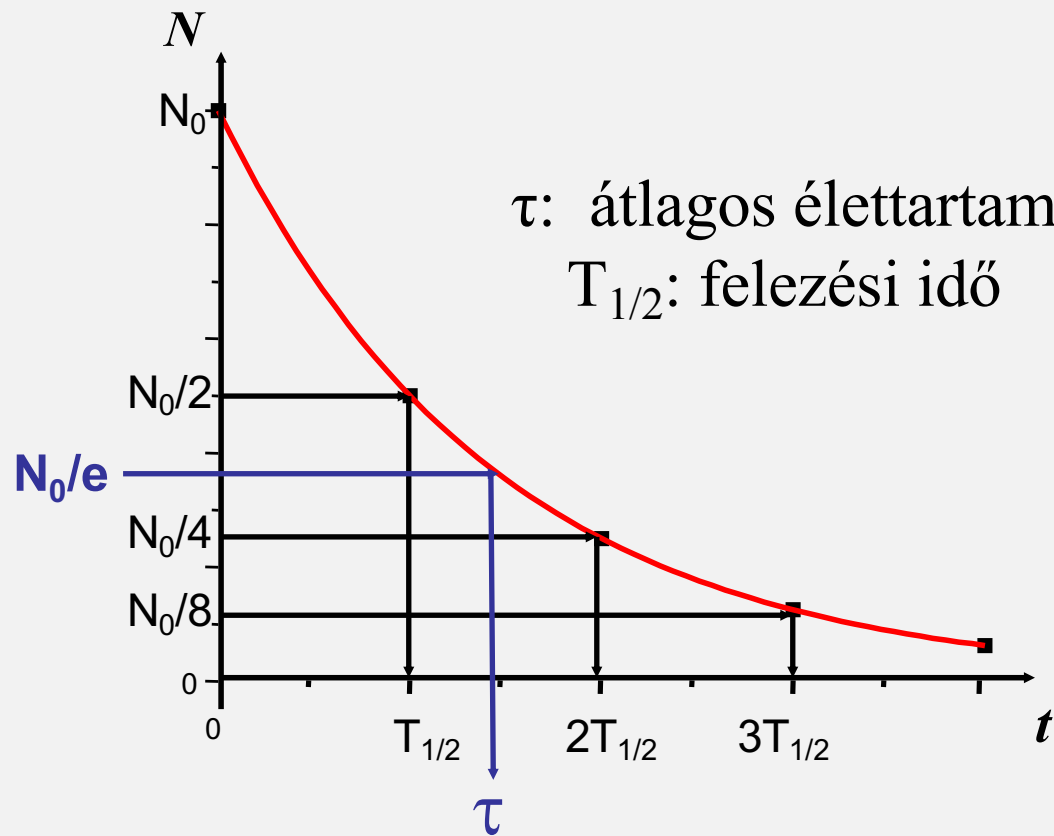
N_0 : bomlásra képes (rádioaktív) magok száma $t=0$ -kor,
 N : nem elbomlott magok száma egy későbbi t időpontban

Az aktivitás az izotóp típusától és a kezdetben jelen lévő bomlásra képes atommagok számától is függ.

Specifikus aktivitás: egységnyi tömegű izotóp aktivitása (Bq/kg)

Grafikus reprezentáció

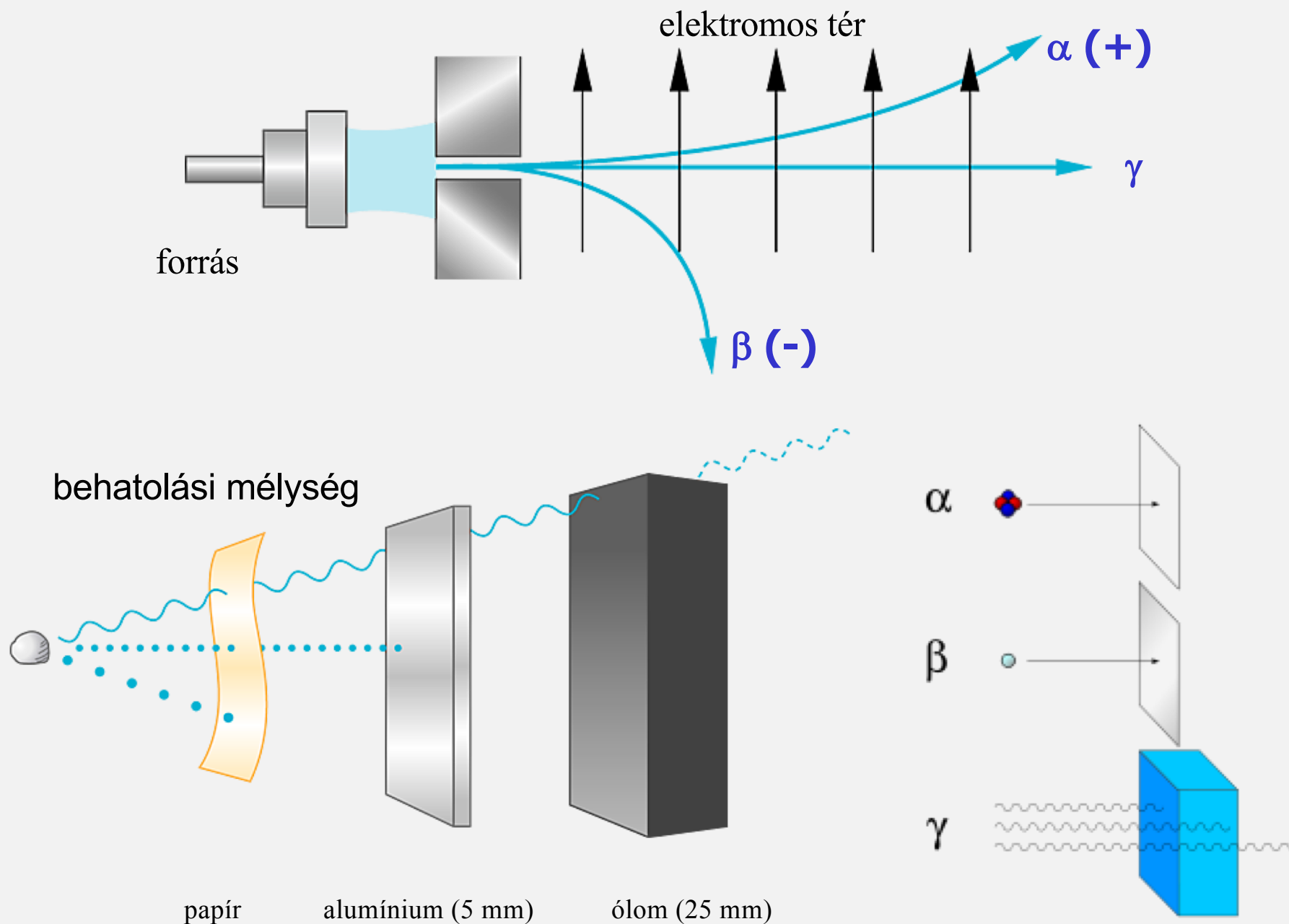
$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$



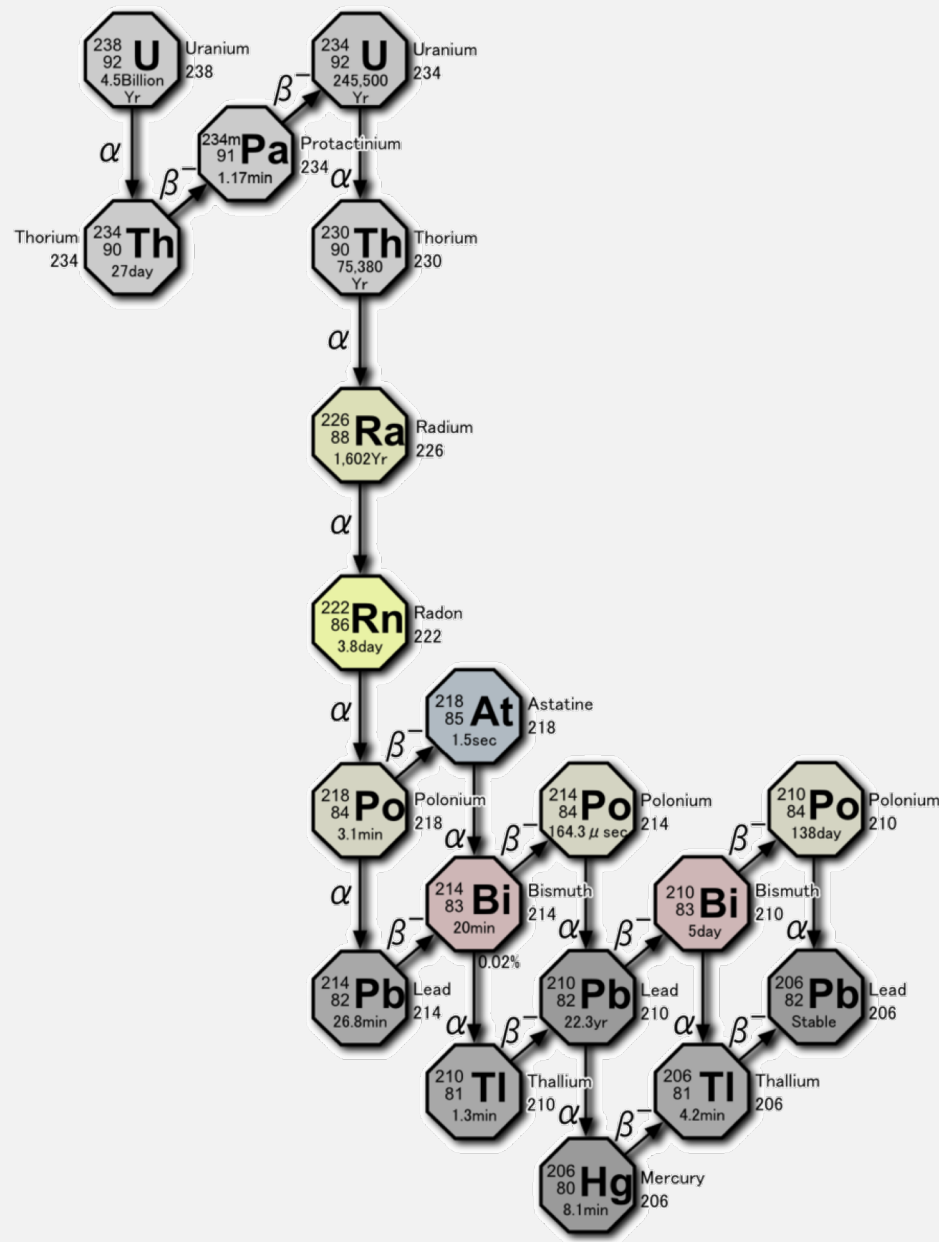
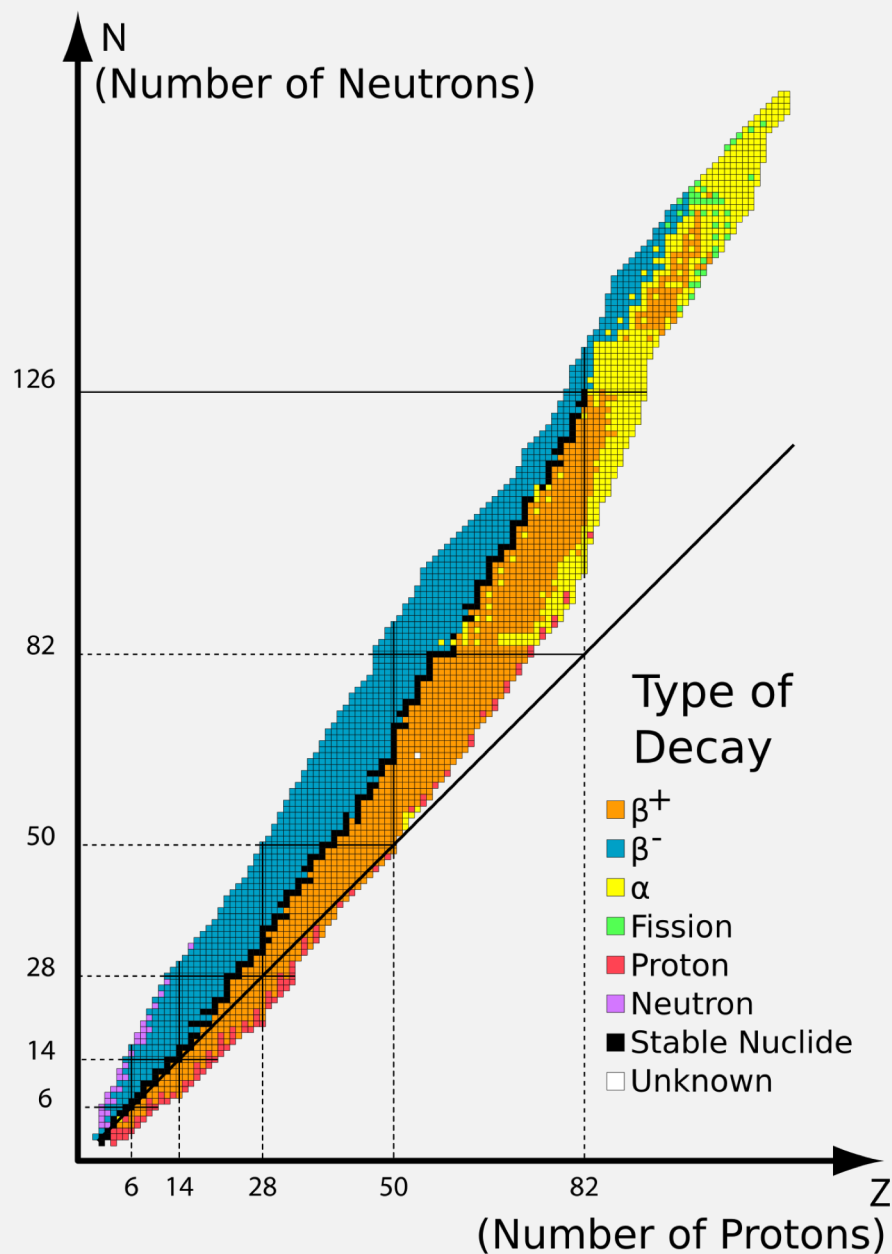
$$\begin{aligned} t &= \tau \\ \downarrow \\ N_0 / e &= N_0 e^{-\lambda \tau} \\ \downarrow \\ \lambda &= \frac{1}{\tau} \end{aligned}$$

$$t = T_{1/2} \longrightarrow N_0 / 2 = N_0 e^{-\lambda T_{1/2}} \longrightarrow \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} = \frac{0.693}{T_{1/2}}$$

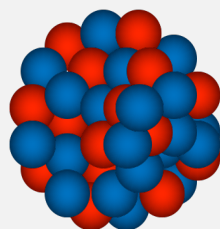
Radioaktív bomlás típusai



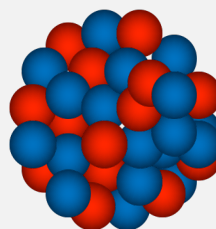
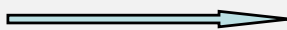
Radioaktív bomlás típusai



α bomlás



anyamag

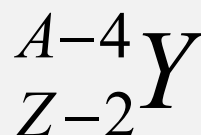
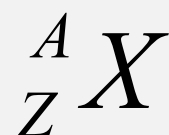


leánymag

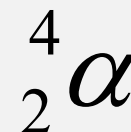
+



α részecske

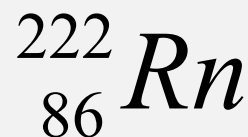
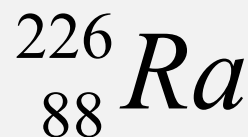


+

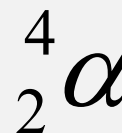


α részecske: a hélium atommagja, 2 proton és 2 neutron alkotja

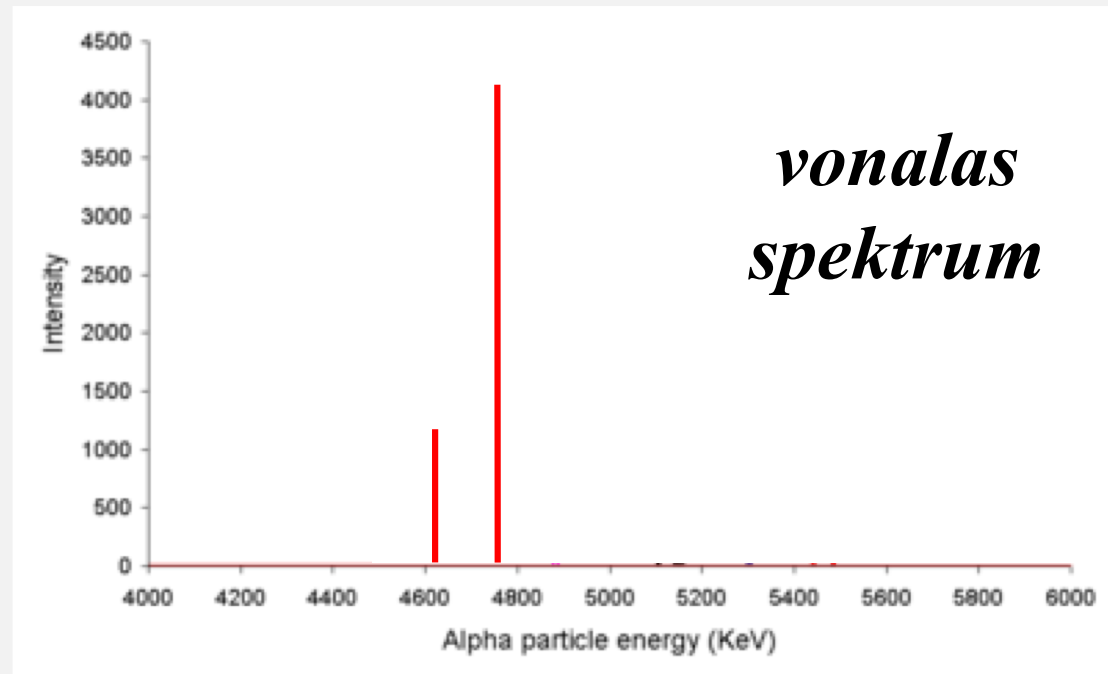
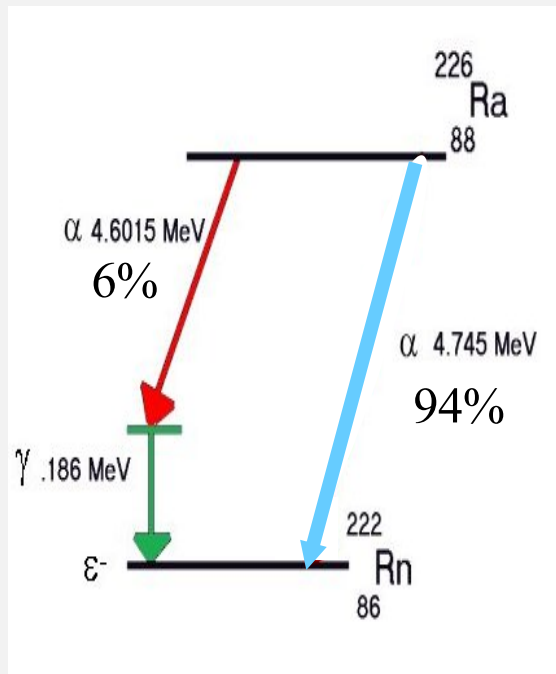
Nehéz magok ($A > 150$) tipikusan α részecske kibocsájtásával bomlanak



+

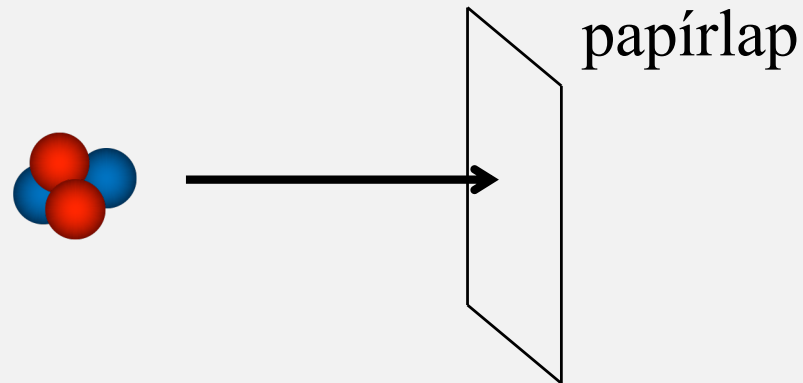


α sugárzás energia-spektruma



Az energiaszintek jellemzőek a magra

α részecskék behatolási mélysége



absorber	density	alpha range
air (STP)	1.2 mg/cm ³	3.7 cm
paper (20lb)	0.89 g/cm ³	53 μ m
water (soft tissue)	1.0 g/cm ³	45 μ m

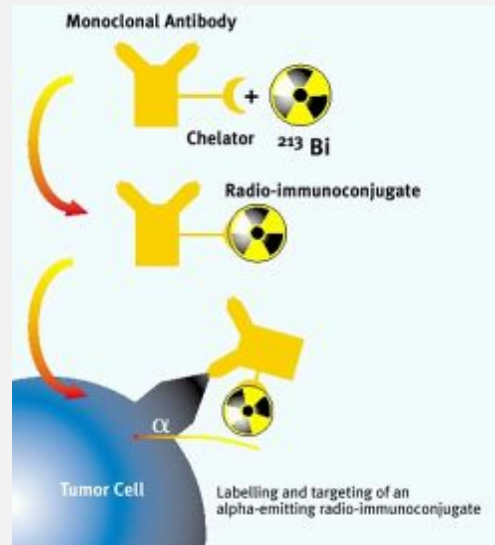
α sugárzás a gyógyászatban

Diagnózis: –

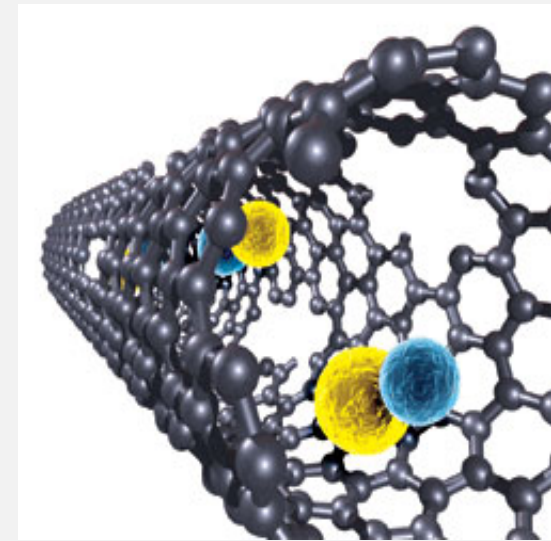
Célzott rákterápia α sugárzással



beültetés tűvel



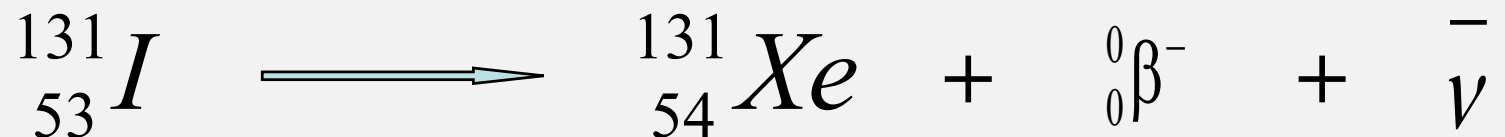
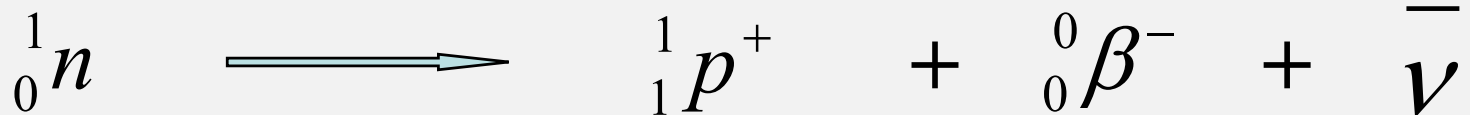
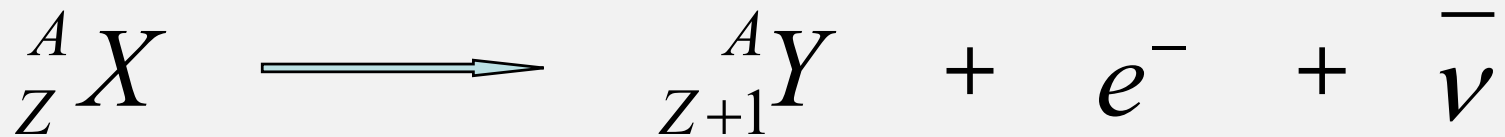
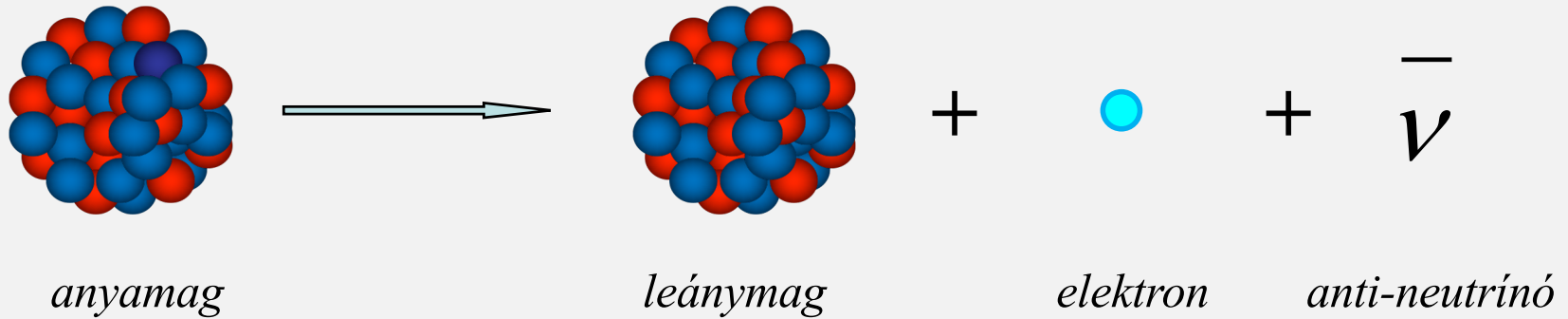
monoklonális antitest



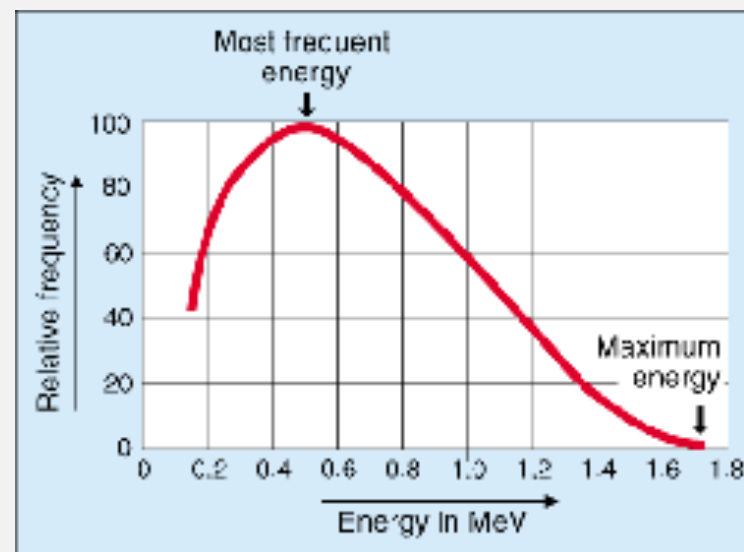
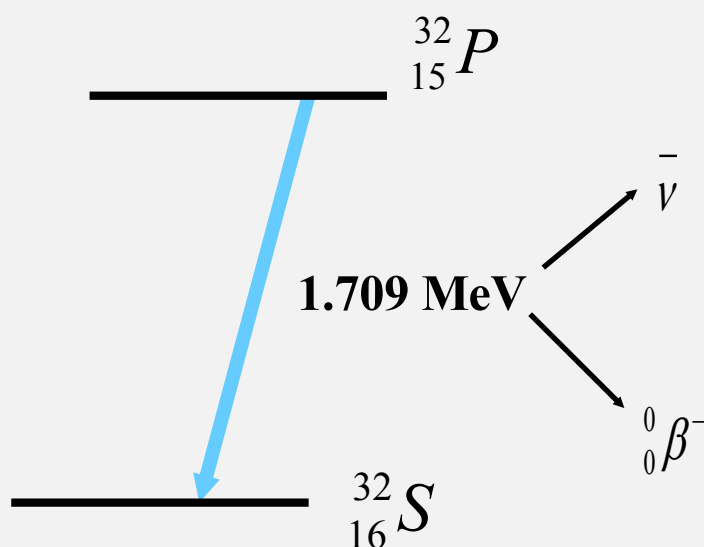
karbon nano-cső

β bomlás

1. Neutron-felesleg: β^- bomlás



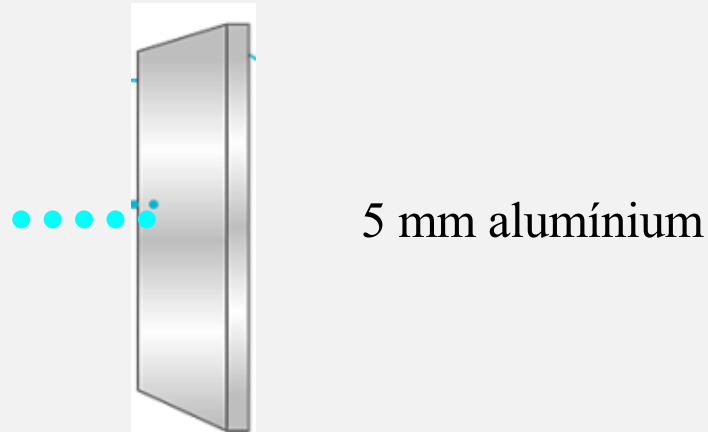
β sugárzás energia-spektruma



folytonos spektrum

DE, a β részecske energiájának van maximuma!

β^- részecskék behatolási mélysége

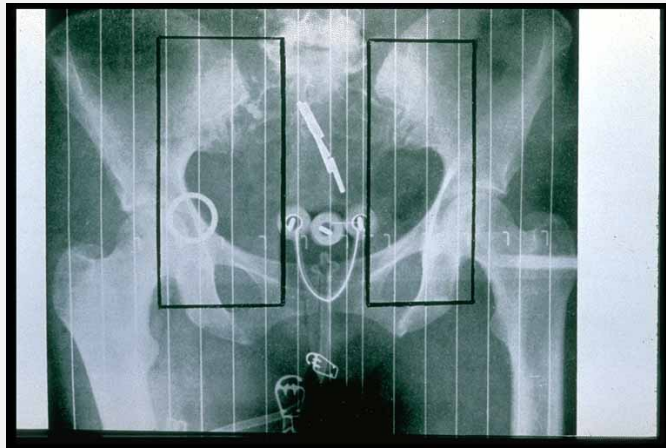


<i>absorber</i>	<i>density</i>	<i>maximum beta range</i>	
		<i>(2.3 MeV)</i>	<i>(1.1 MeV)</i>
air	1.2 mg/cm ³	8.8 m	3.8 m
water (soft tissue)	1.0 g/cm ³	11 mm	4.6 mm
aluminum	2.7 g/cm ³	4.2 mm	2.0 mm
lead	11.3 g/cm ³	1.0 mm	0.4 mm

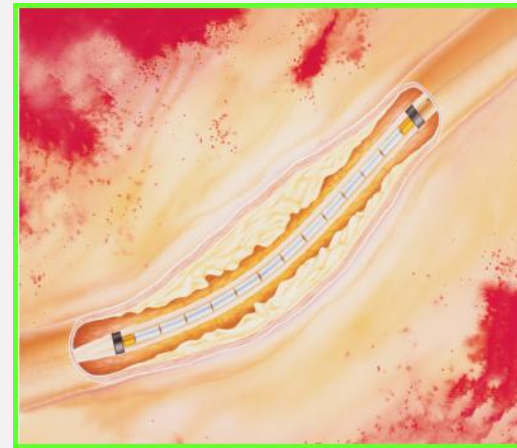
β^- sugárzás a gyógyászatban

Diagnózis: –

Célzott terápiák: hipertiroidizmus,
pajzsmirigy, prosztata és egyéb tumorok



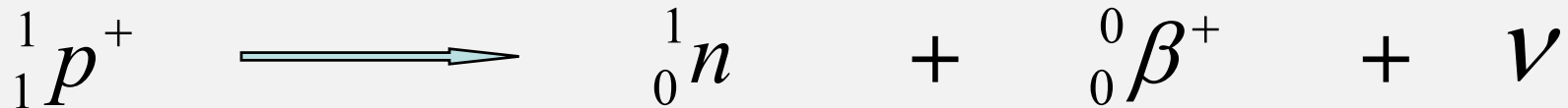
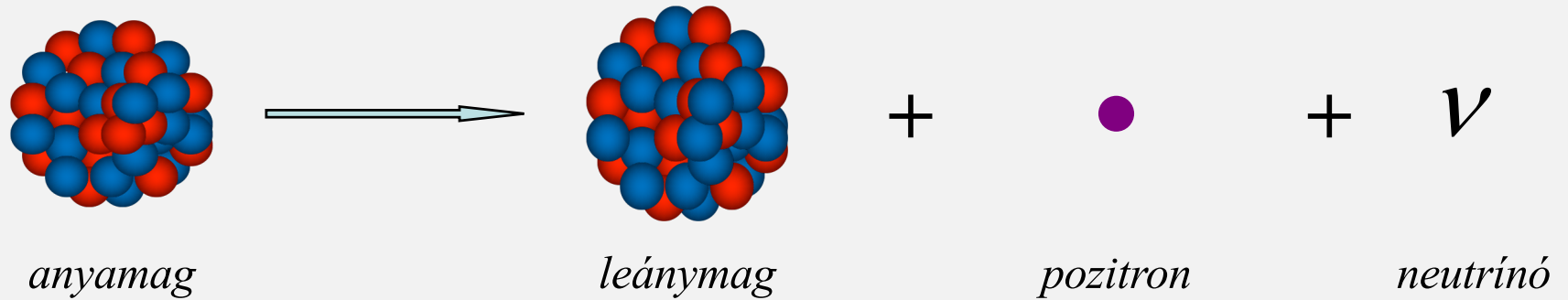
Brachytherapy:
implants into the
tumor



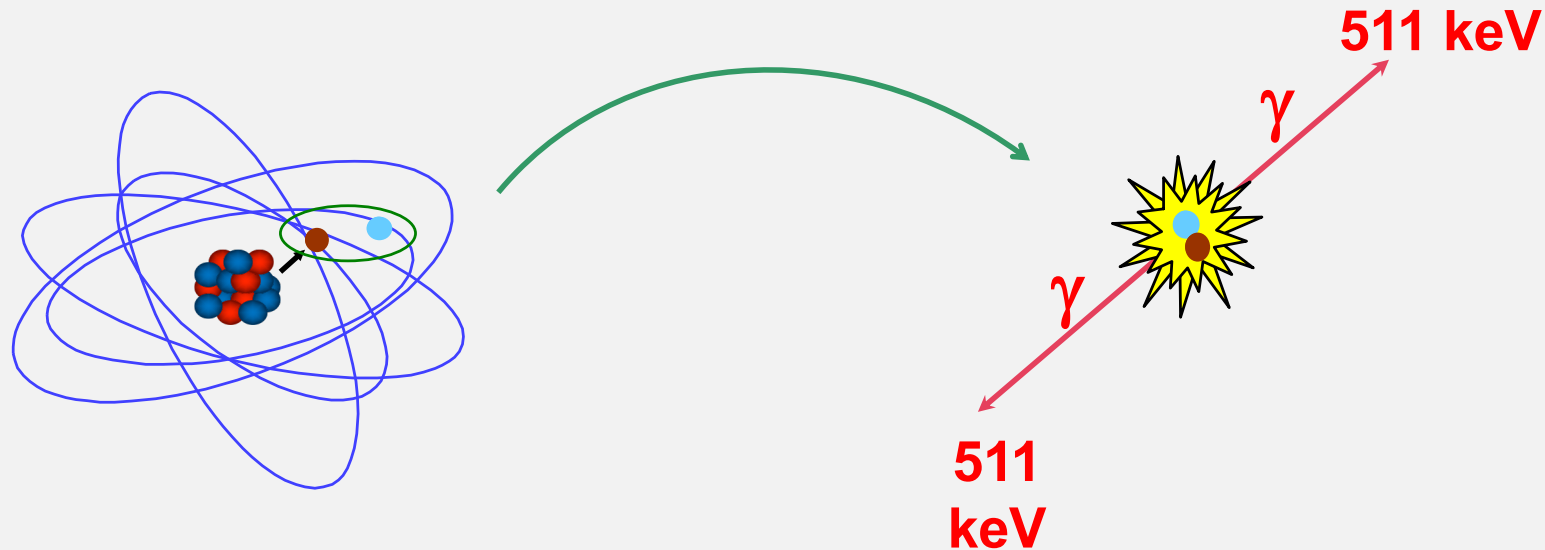
Endovascular
irradiation

β bomlás

2. Proton-felesleg: β^+ bomlás



Annihiláció - részecske-antirészecske párok megsemmisítik egymást

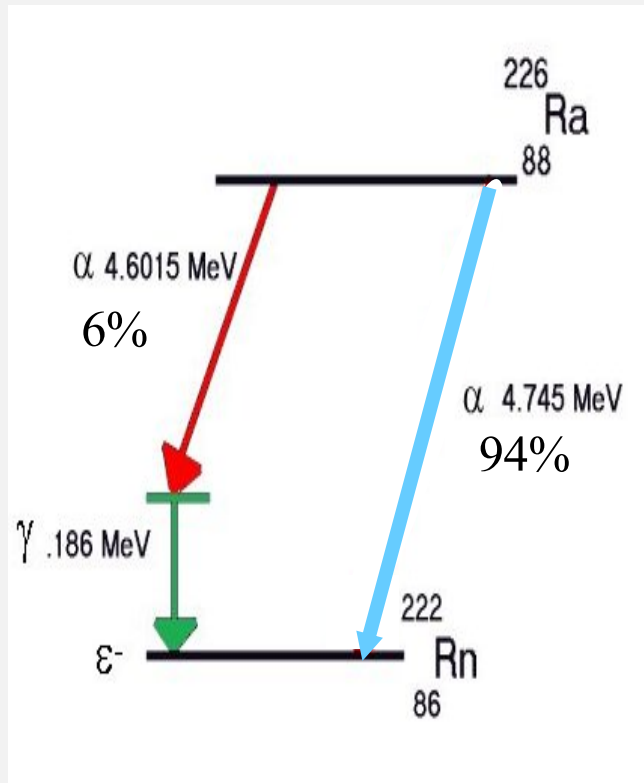


1. Lendület megmaradás törvénye: két egymással átellenesen kirepülő foton születik

2. Energiamegmaradás törvénye:

$$m_e c^2 + m_p c^2 = 2 h f$$

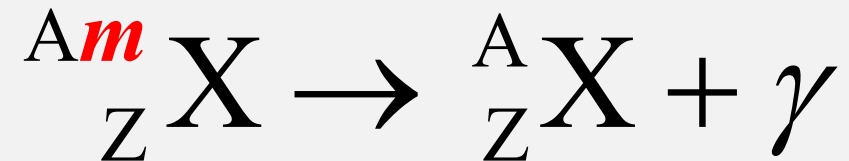
γ bomlás – nukleonok izomerizációja



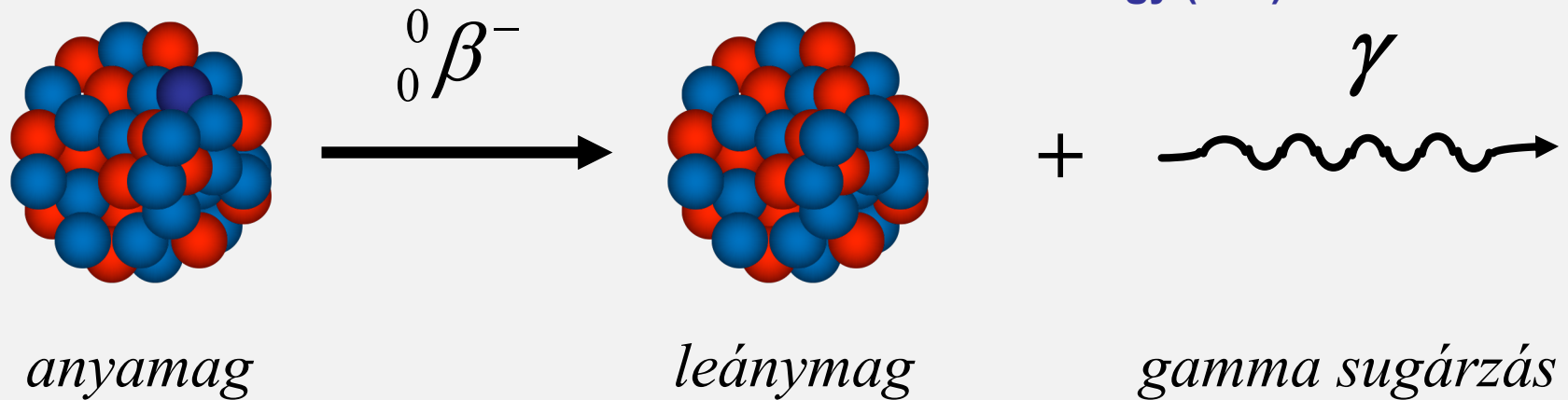
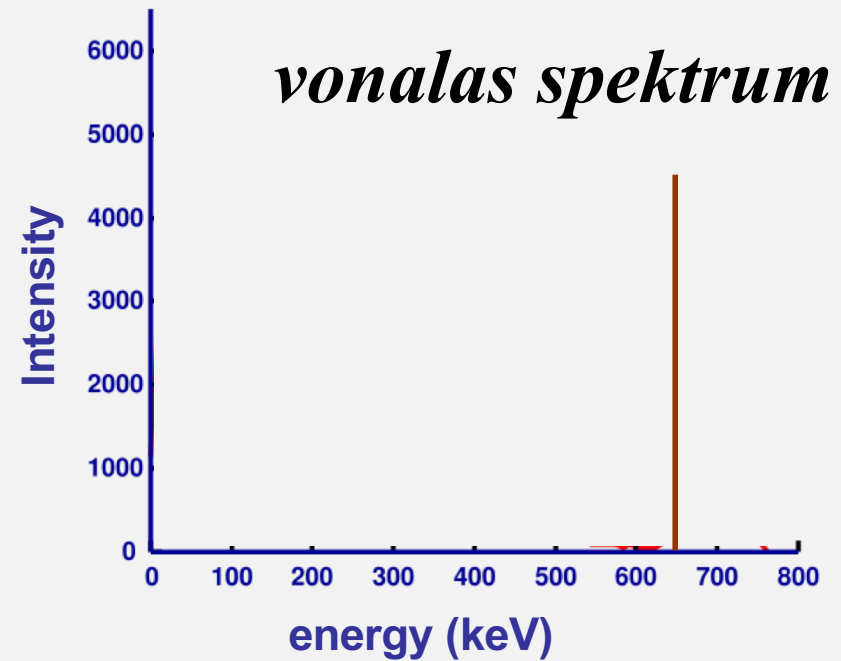
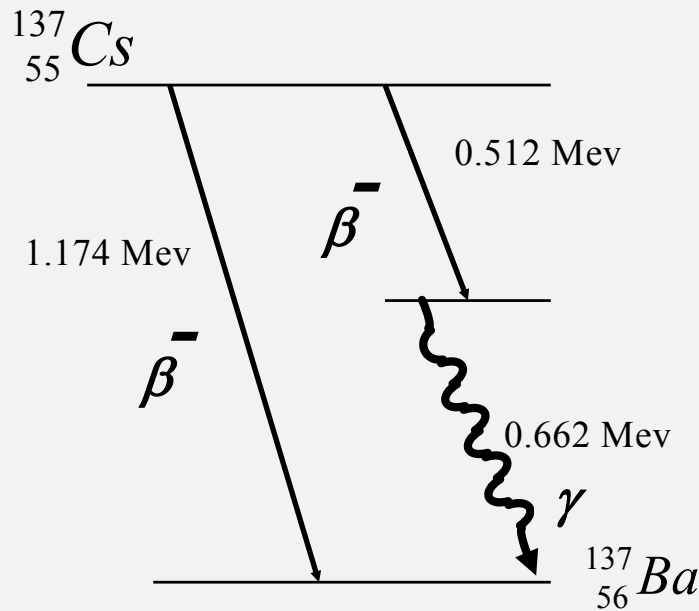
A leánymag néha gerjesztett állapotban van α vagy β bomlást követően.

A gerjesztett mag gamma-sugárzással szabadul meg fölös energiájától.

A fél-életidő néhány órától néhány száz évig változhat.

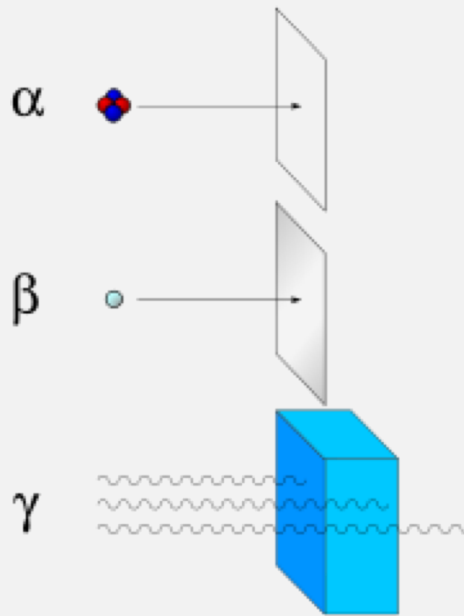


γ sugárzás energia-spektruma



A gamma-energia jellemző a magra.

γ sugárzás behatolási mélysége

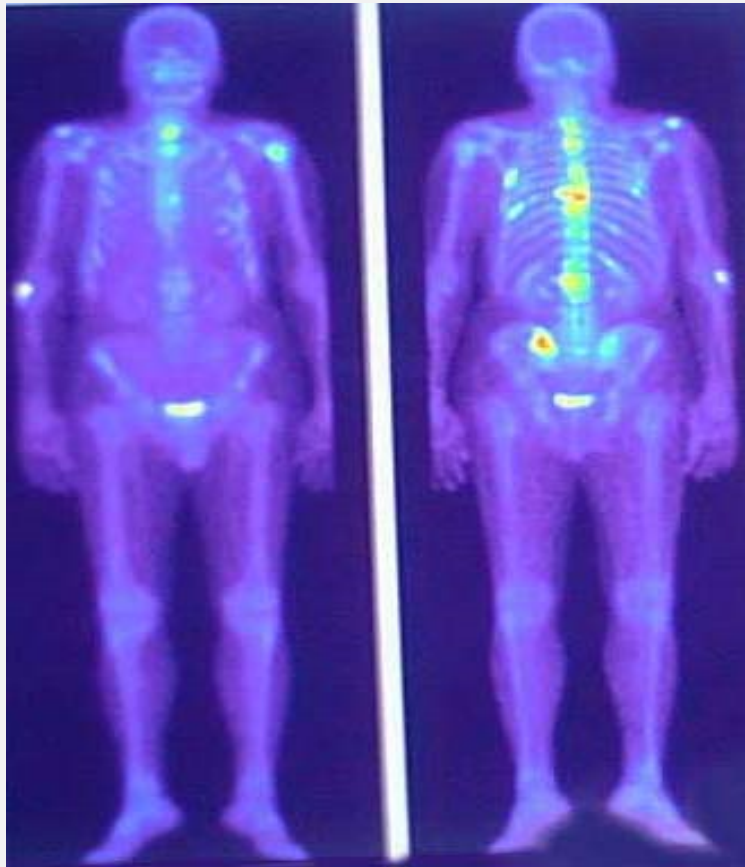


A gamma sugárzás behatolási mélysége sokkal nagyobb, mint az α vagy β részecskéké, és nagymértékben függ a gamma foton energiájától.

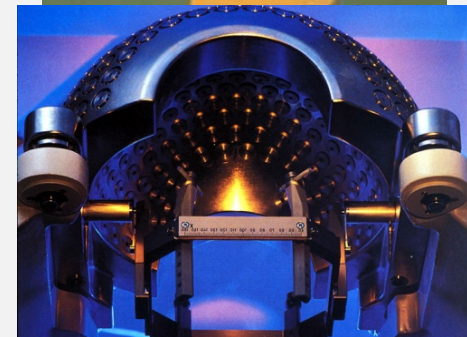
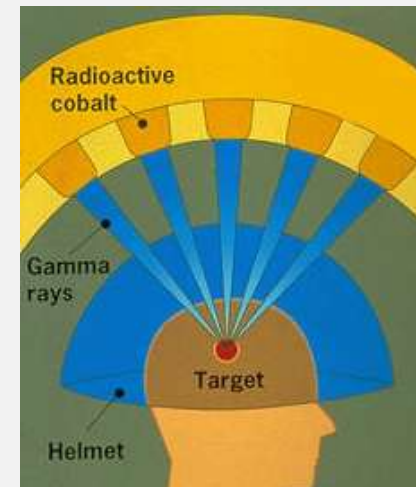
Gamma fotonok akár néhány száz métert is megtehetnek levegőben és könnyedén átszelik az emberi testet.

γ sugárzás a gyógyászatban

Diagnosztika: gamma kamera, SPECT (PET)



Csontfelvétel ^{99m}Tc -jelölt foszfátvegyülettel



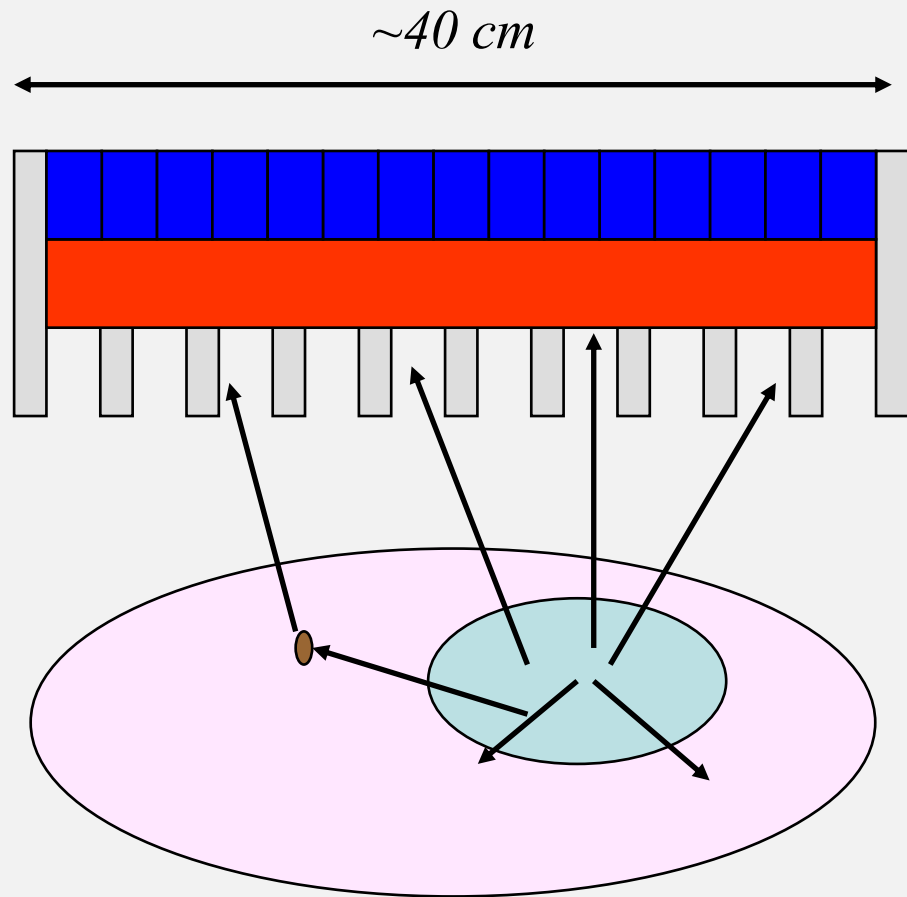
terápia: gamma-kés



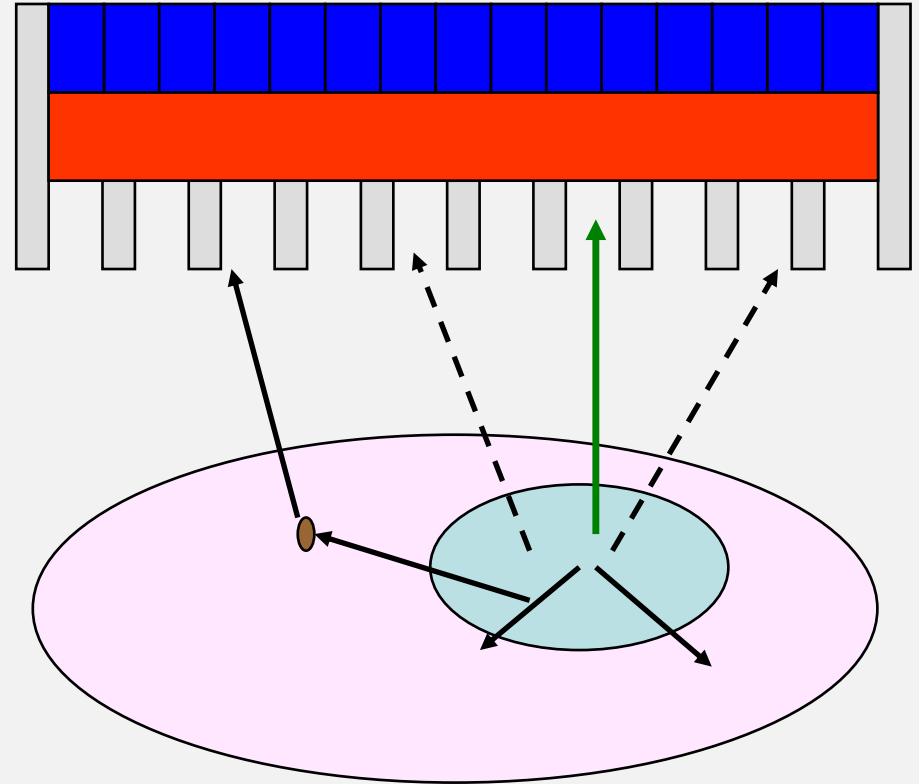
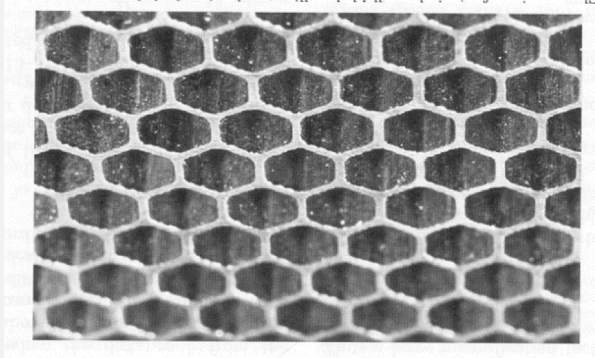
Hal Anger
1920-2005

Gamma kamera

PM cső →
Szcintillációs kristály →
Kollimátor →



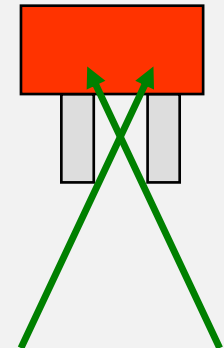
Kollimátor



*Jó abszorpcióképességű anyagból
(ólom) álló csöves/lemezes rendszer.*

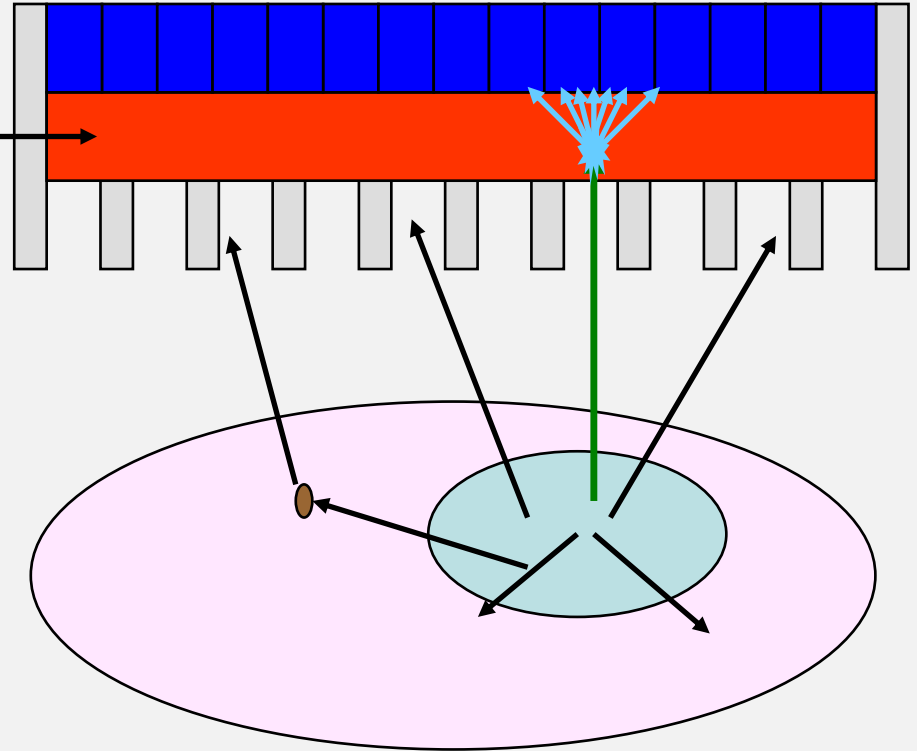
Csak bizonyos szög alatt érkező fotonokat enged át.

*A nyílások mérete, geometriája fontos az érzékenység és
a feloldóképesség szempontjából.*



detektorkristály

NaI(Tl) szcintillációs kristály



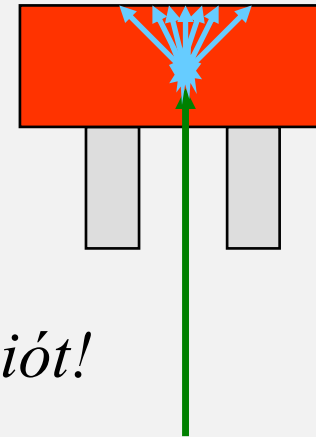
Megfelelő detektálási hatások

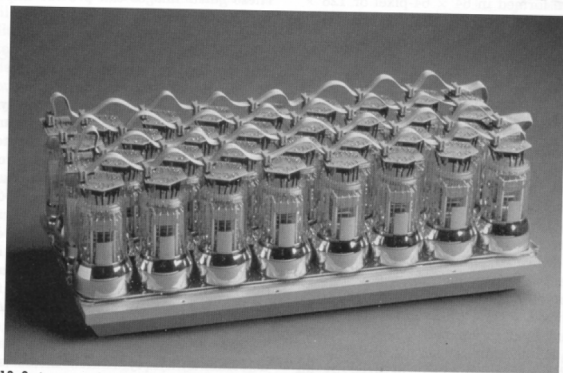
150 keV-os fotonra $\mu \sim 2.2 \text{ cm}^{-1}$

*Az emittált fény hullámhossza – 415 nm –
megfelel a PMT követelményeinek.*

Sajnos törékeny, hőmérsékletérzékeny, higroszkópos.

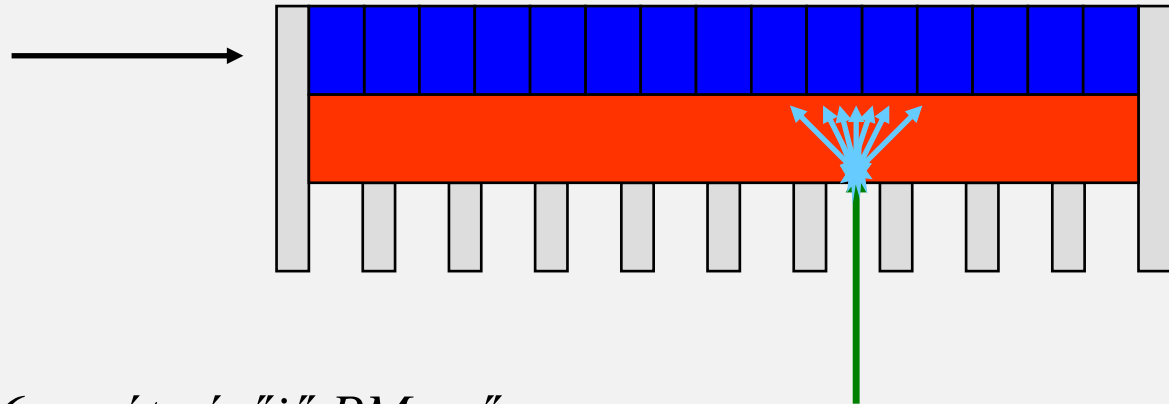
A szcintilláció befolyásolja a lokalizációt!





13-3. A rectangular gamma camera detector with the cover removed showing the photomultiplier tubes (PMTs).

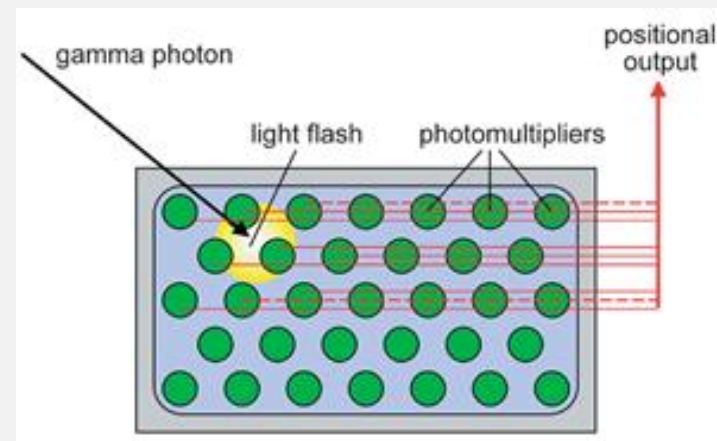
fotoelektronsokszorozók



Tipikusan 37-91 db, 5.1-7.6 cm átmérőjű PM-cső

*A keletkező feszültségimpulzusok
nagysága változatos, mert*

- egy γ -foton elnyelődése nemcsak egy
fotoelektronsokszorozóban indukál
elektromos jelet*
- nem csak fotoeffektus történik*



SPECT

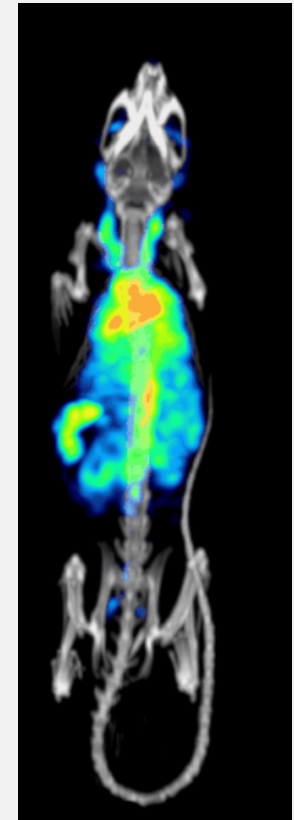
Single Photon Emission Computed Tomography

Több gamma kamera szkennel egy-egy réteget – adatgyűjtés 360°-ban.

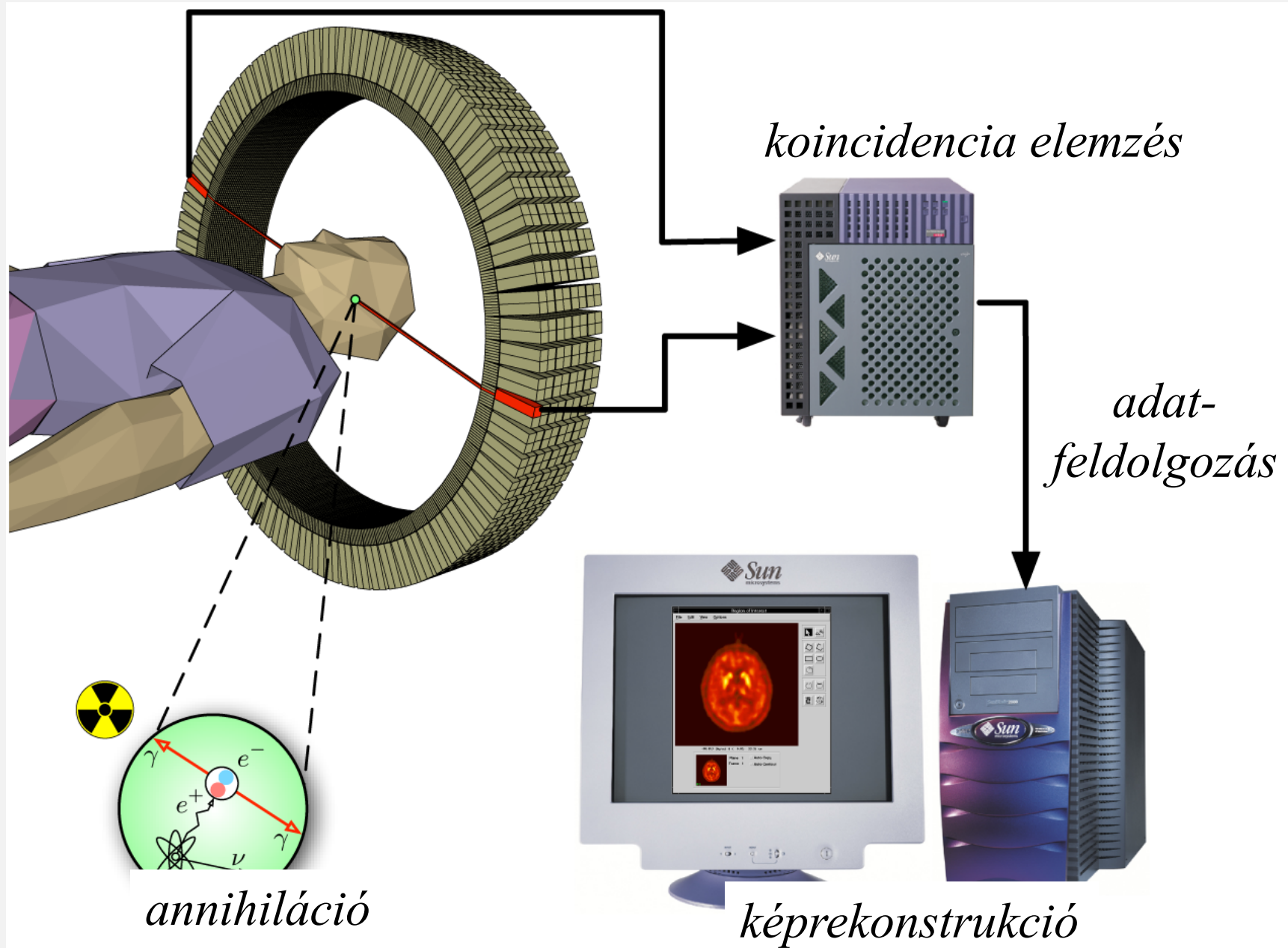
Az egyes szeletekben az aktivitás eloszlását a számítógép rekonstruálja.

Szinkódolt kép-rekonstrukció.

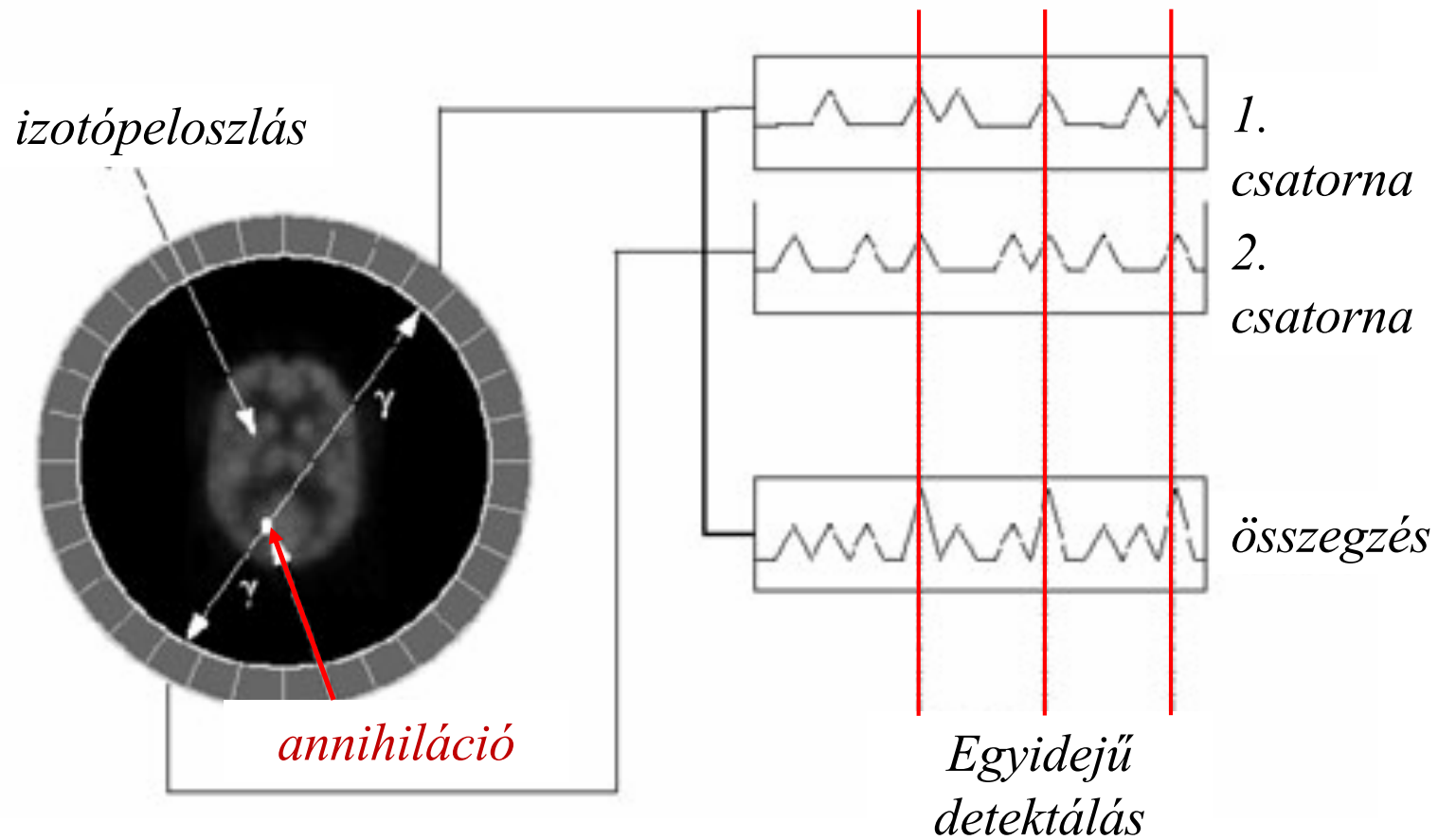
Egymást követő rétegek felvétele az x-tengely mentén.



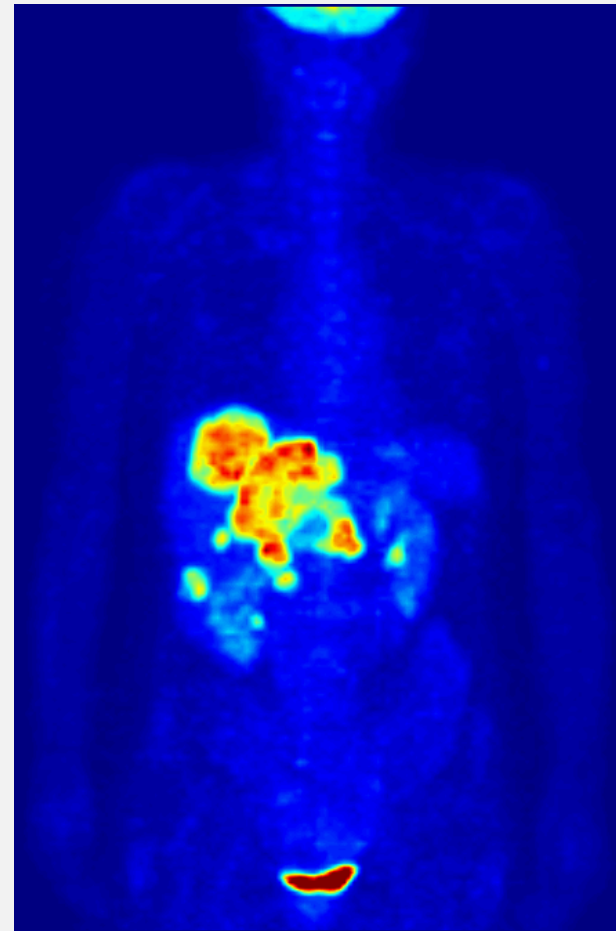
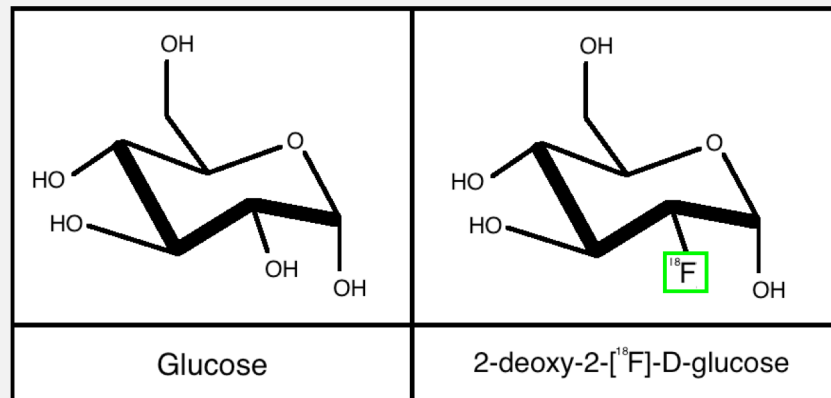
Positron Emission Tomography *PET*



Koincidencia -detektálás



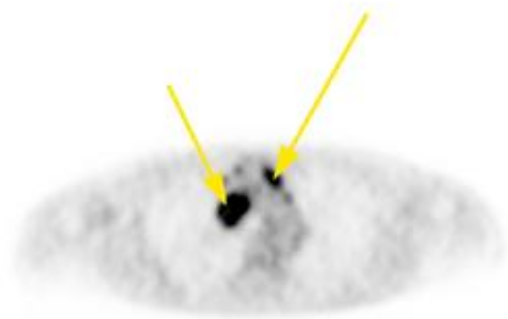
[¹⁸F]-fluorodeoxiglükóz (FDG) cukor-metabolizmus indikátor



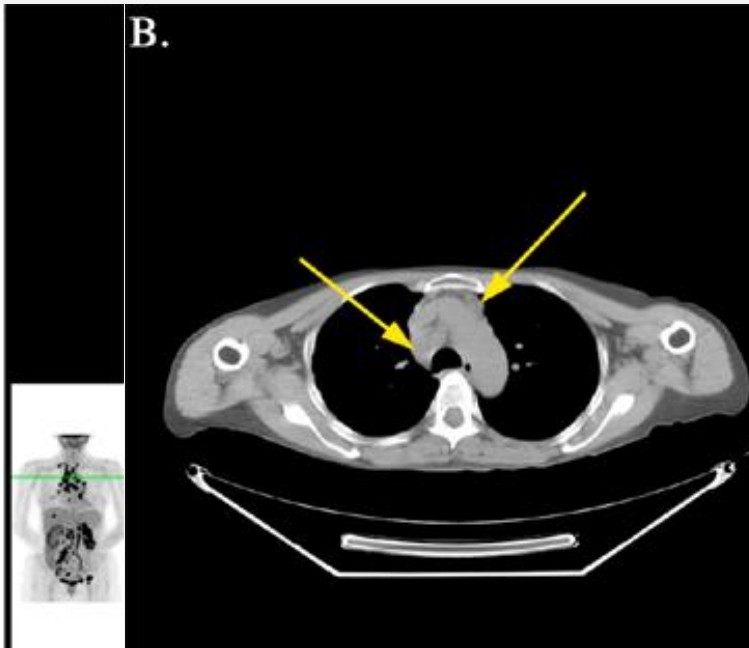
PET/CT

A PET kombinálható pontosabb morfológiai képet adó módszerrel.

A.



B.



C.



Ionizáló sugárzások

csoportosításuk az elsődlegesen kiváltott hatás alapján:

Közvetlenül (direkt) ionizáló

A sugárzással töltések lépnek a közegbe, a sugárzást alkotó részecskék hozzák létre a töltéseket (ionizálnak).

Pl. α - és β -sugárzás, protonok

Közvetve (indirekt) ionizáló

A sugárzás részecskéi (fotonjai) által keltett (elsődleges) elektronok hozzák létre a töltéseket (másodlagos ionpárok).

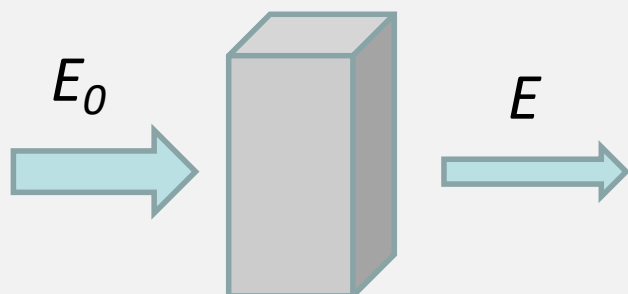
Pl. γ - és röntgensugárzás

Fizikai dózisok

1. Elnyelt dózis

Egységnyi tömegben elnyelt energia

$$DE = E_0 - E$$



$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} [J / kg]$$

Érvényesség: minden abszorbeáló anyagra és mindenfajta sugárzásra.



*Louis Harold Gray
(1905-1965).*

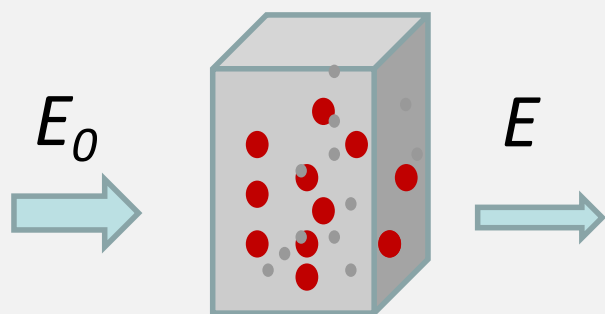
Mértékegység: $[J / kg] \equiv Gy$

Hogyan tudjuk megmérni?

Fizikai dózisok

2. Besugárzási dózis

Egységnyi tömegű levegőben keltett pozitív töltések mennyisége.



$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} [C / kg]$$

Érvényesség: levegőben, csak γ - és rtg.-sugárzásra, elektron-egyensúly esetében.*

Az elnyelt dózis és a besugárzási dózis kapcsolata

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} [C / kg]$$

$$D_{lev} = f_0 X$$

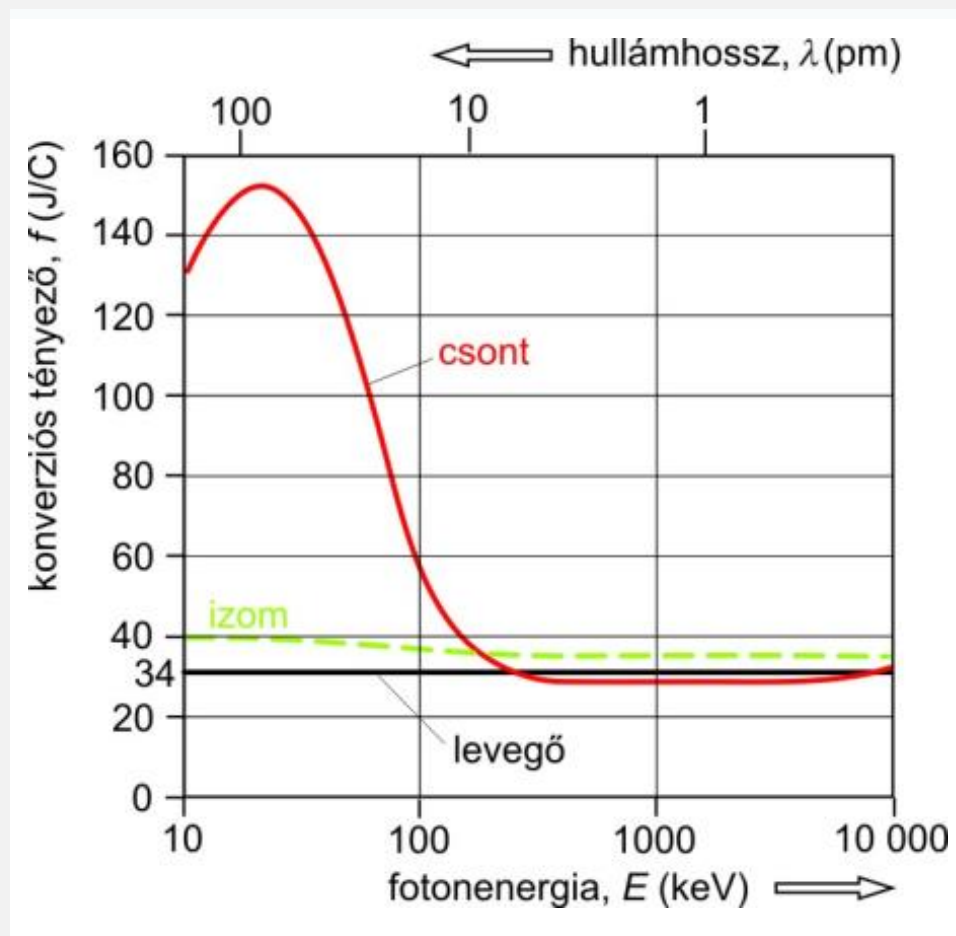
$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} [J / kg]$$

$\sim 34 \text{ J/C}$

*Levegőben az átlagos ionizációs
energia
 $\sim 34 \text{ eV}$.*

A szövetben elnyelt dózis

$$D = f X$$



Egyenértékdózis (H)

Rolf Sievert
1896-1966



A sugárzások „ionizációs hatékonysága” eltérő.

$$H_T = w_R D_T$$

*Sugárzás hatékonyságára
jellemző sugárzási
súlytényező*

*szövetben
elnyelt
dózis*

*H mértékegysége **is** J/kg,
de az elnevezése Sievert (Sv)*

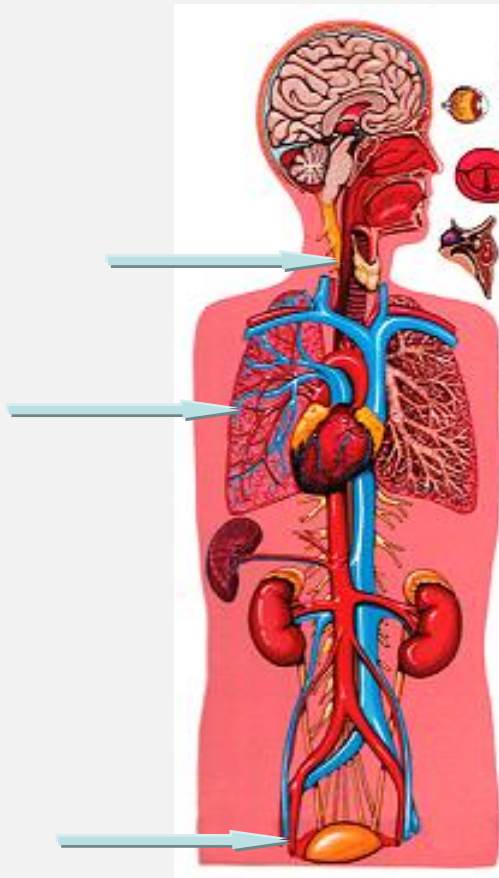
sugárzás	W_R
foton	1
elektron	1
neutron	5-20
proton (>2MeV)	2
α -sugárzás	20

Effektív dózis (E)

A szövetek eltérő érzékenységét megfelelő súlyozással figyelembe vehetjük.

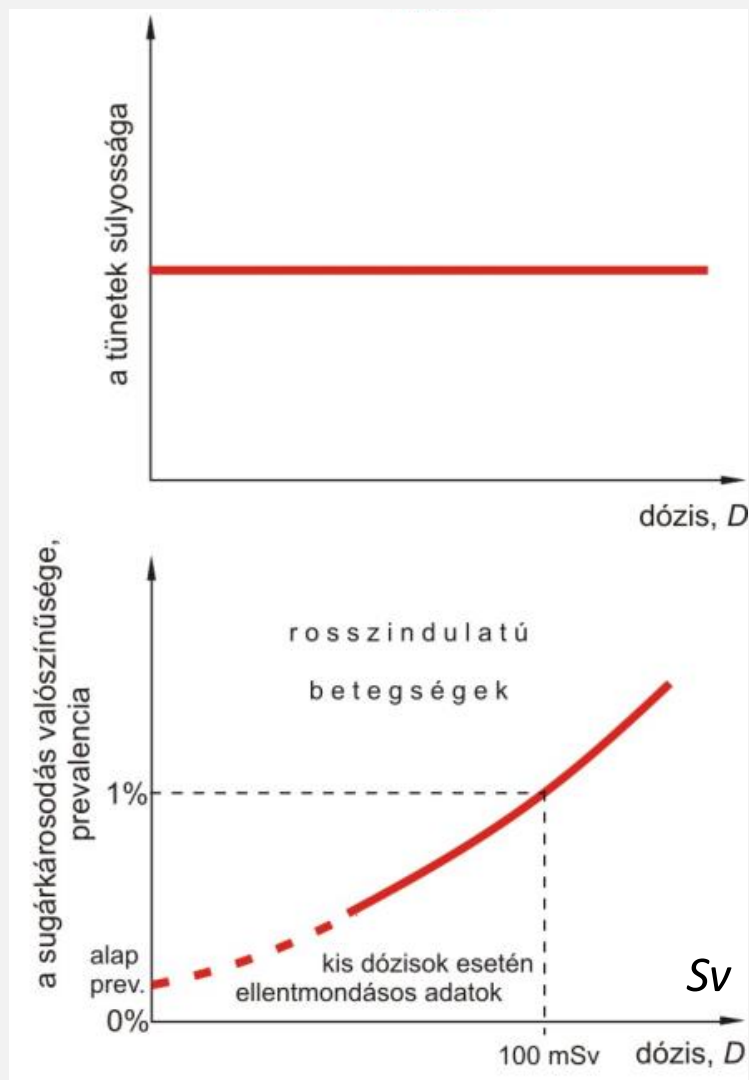
$$E = \sum_T w_T H_T$$

szövet	w_T	szövet	w_T
gonádok	0,12	emlő	0,05
vörös csontvelő	0,12	máj	0,05
vastagbél	0,12	nyelőcső	0,05
tüdő	0,12	pajzsmirigy	0,05
gyomor	0,12	bőr	0,01
hugyhólyag	0,05	csontfelszín	0,01



$$\sum_T w_T = 1$$

Stochasztikus hatás



A károsodás bekövetkezésének a valószínűsége függ a dózistól, míg a károsodás méretke/súlyossága nem.

Különböző jellegű és forrású, de kis dózisú sugárterhelés esetén.

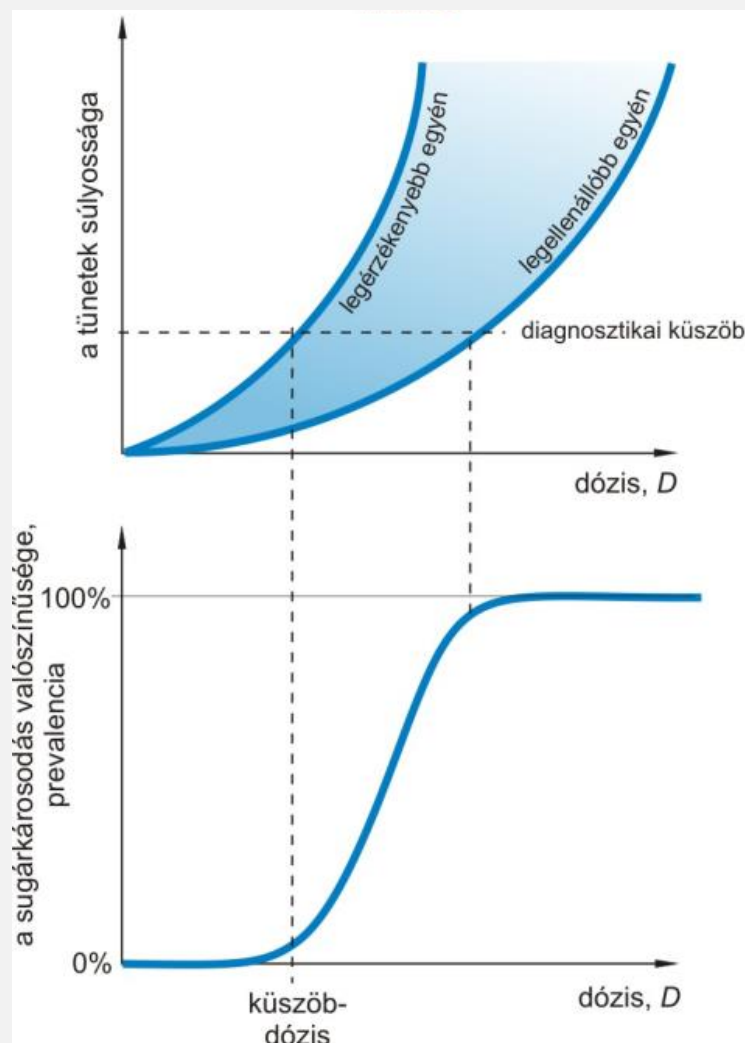
A károsodás megjelenése időben elhúzódó is lehet (pl. daganatok, magzati fejlődési rendellenességek).

Az egyenérték ill. effektív dózis alapján becsülhetjük a stochasztikus sérülések valószínűségét.

Diagnosztikai eljárásokban jelen van.

<i>vizsgálat</i>	<i>becsült effektív dózis mSv</i>
Mellkasi átvilágítás	0,4
Mellkasi CT	7,8
Koponya CT	1,8
Hasi átvilágítás	1,2
Hasi CT	7,6
Háti gerinc átvilágítás	1,0
Ágyéki gerinc átvilágítás	2,1
Vastagbél kontrasztanyagos vizsgálata	8,7
Fogászati röntgenfelvétel	0,005

Determinisztikus hatás



Egy küszöbdózis felett a károsodás mértéke, súlyossága arányos a dózissal.

Tipikusan egyféle sugárzás nagy dózisban.

Rövid idővel a sugárterhelés után fellép. (pl. eritema, hajhullás, katarakta, sejtek pusztulása, egyed halála)

Sugárterápia velejárója/mellékhatása.

Diagnosztikai eljárásokban nem várható.

Dózis (Gy)	Biológiai hatás
0,15-0,2	A kimutatható sugársérülés küszöbdózisa.
0,5	Hematológiai módszerekkel kimutathatóság határa.
0,8	Az akut sugárbetegség küszöbdózisa
2,0	Minimális halálos dózis (LD1/60)*
4,0	Félhalálos dózis (LD50/60)
7,0	Minimális abszolút letális dózis LD99/60.

**1% halálozás 60 nappal az esemény után*

Mellkasi röntgenfelvétel: kb. 160 μ Gy a bőrben

Sugárterápia

Determinisztikus hatások kiváltása. (pl. Daganatsejtek elpusztítása.) Stochasztikus mellékhatások lehetnek.

Sugárvédelem

*Determinisztikus hatások kizárása.
Stochasztikus mellékhatások valószínűségének csökkentése.*

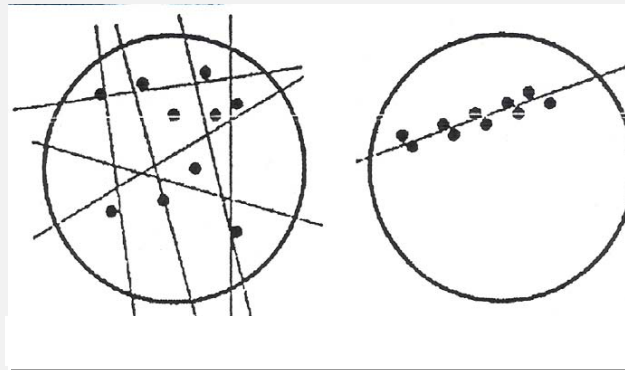
A sugárzások „hatékonysága” eltérő.

Lineáris ionsűrűség:

egységnyi úthosszon létrehozott ionpárok száma (n/l)

LET (Linear Energy Transfer) - lineáris energiaátadás:

egységnyi úthosszon leadott energia ($nE_{\text{ionpár}}/l$)



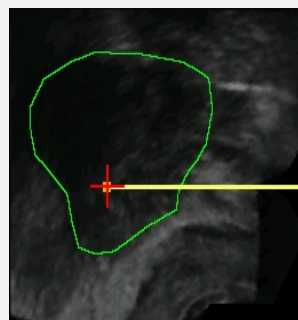
Alacsony LET

Pl. γ , rtg

Magas LET

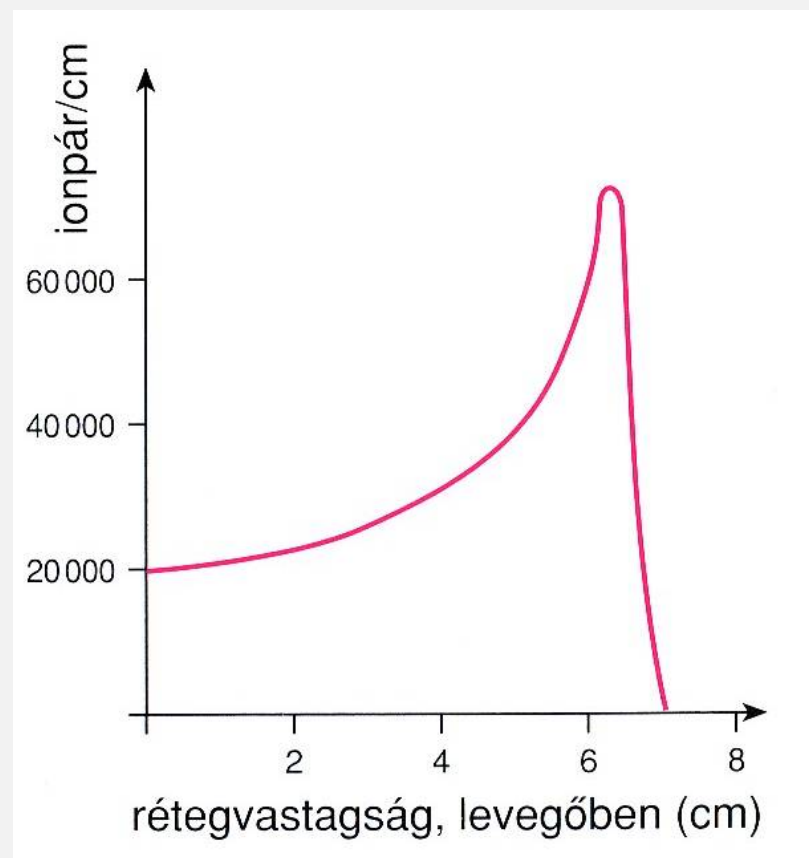
pl. α , proton

α



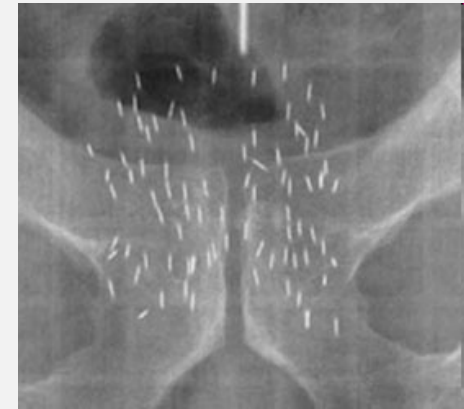
*csak célzottan a tumorba juttatva
(brachyterápia)*

levegőben: $E_{ionpár}=34\text{ eV}$



$\beta^-:$

*energiája nem optimális
folytonos energiaszórású
tipikus energia: néhány MeV*



*csak célzottan a tumorba juttatva
(brachyterápia)*

$e^-:$

gyorsított elektron - 10-20 MeV

előállítás: lineáris gyorsító

behatolási mélység: $\approx 1\text{cm}/3\text{MeV}$

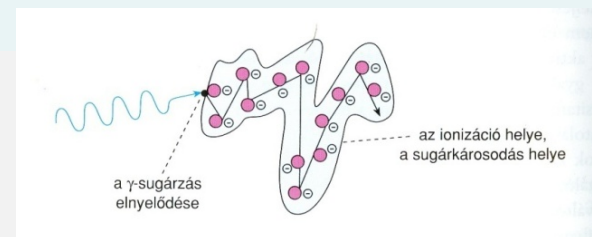
gyakorlatban: 6-21 MeV \Rightarrow 2-7 cm

felületközeleli tumorok

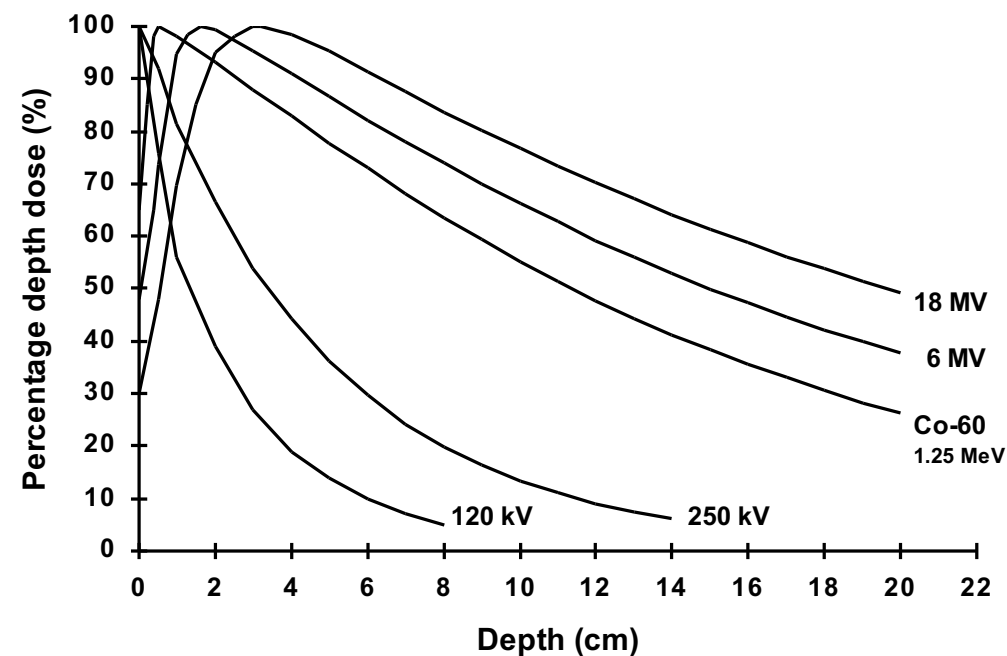
γ :

Probléma:

foton elnyelődésének helye \neq szekunder ionizáció helye = sugárkárosodás helye

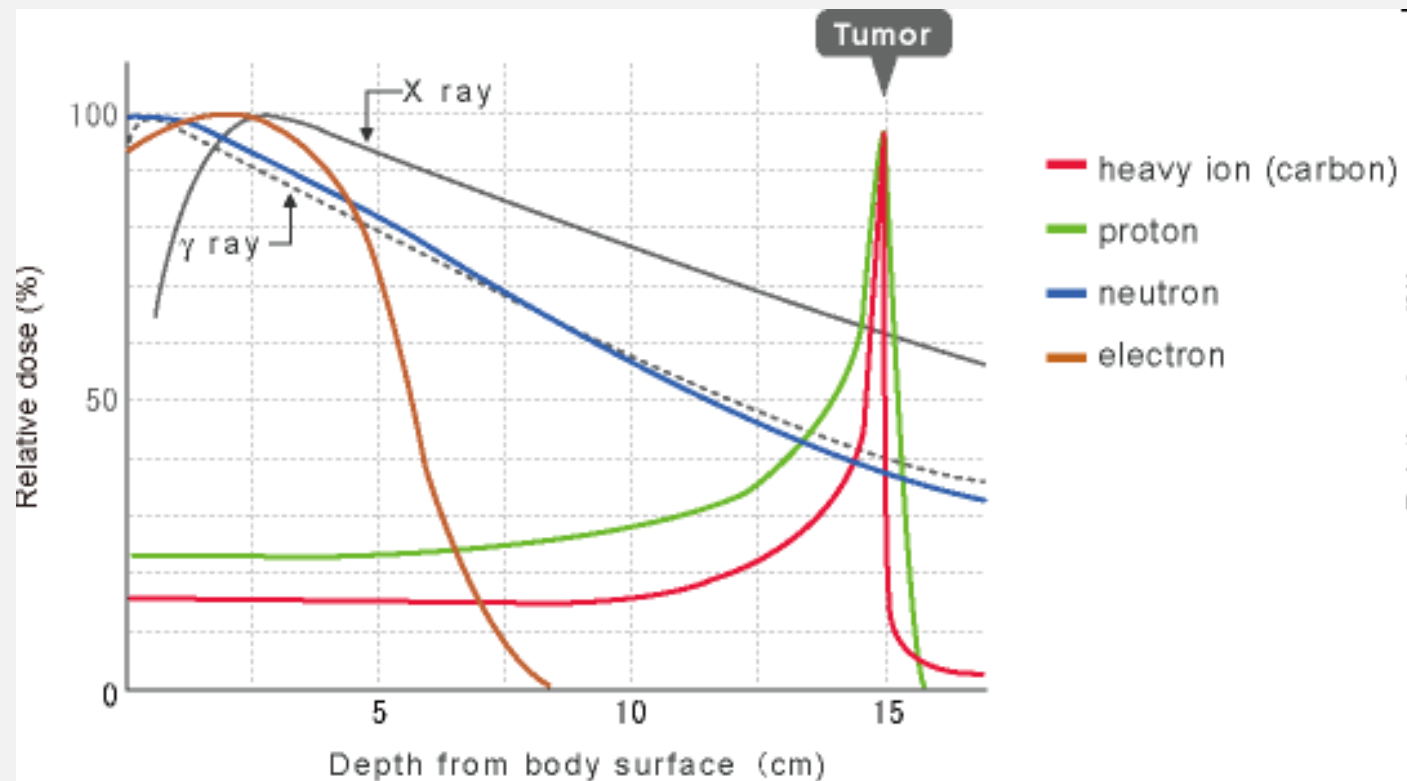


*Foton PDD görbék
különböző energiáknál*



p :

Ideális lenne, de nagyon drága!



A becsült átlagos évi dózis természetes és mesterséges forrásokból 3.6 mSv.

környezeti



foglalkozási

katonai

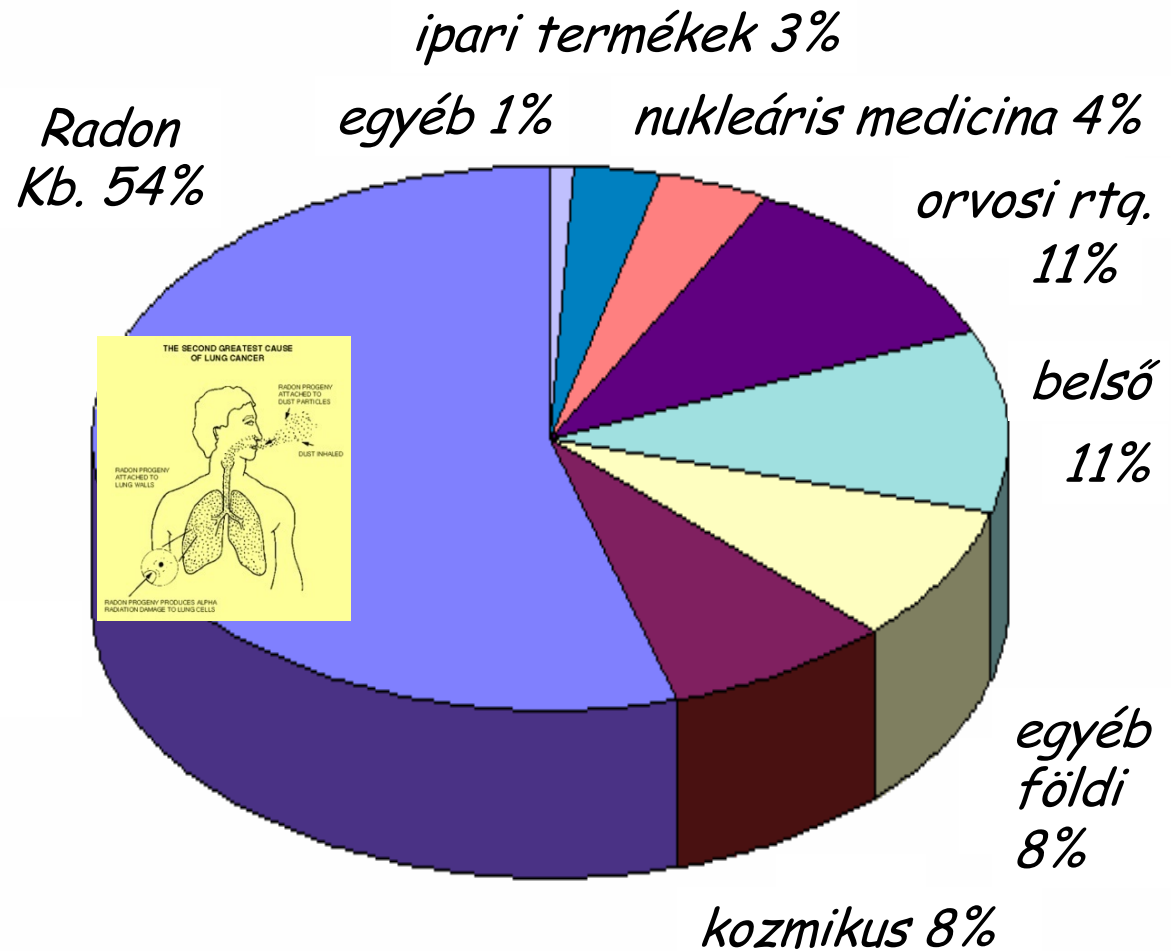
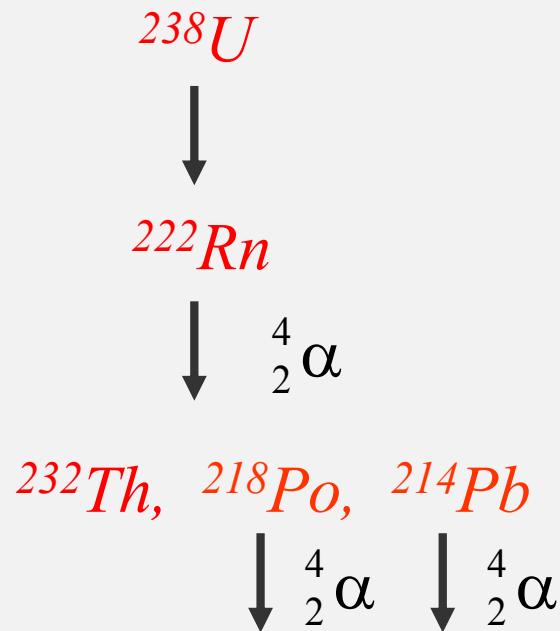


orvosi



nukleáris ipari

A terhelés megoszlása a források között



A sugárvédelem alapelvei

- Indokoltság – az ionizáló sugárzás alkalmazásának *hasznosnak* kell lennie: az alkalmazás kockázata kisebb, mint az alkalmazás elhagyásának kockázata (cost-benefit elv)
- Optimálás – az alkalmazás által okozott dózis az észszerűen elérhető legkisebb legyen – *tervezési dózis* – ALARA
- Korlátozás – a tervezés révén a személyek dózisa az átlag körüli *eloszlást* mutat, a valószínű kimenetek nem léphetik túl a biztonságot adó *egyéni* dóziskorlátot

Foglalkozással összefüggő

Sugárvédelmi dóziskorlátok

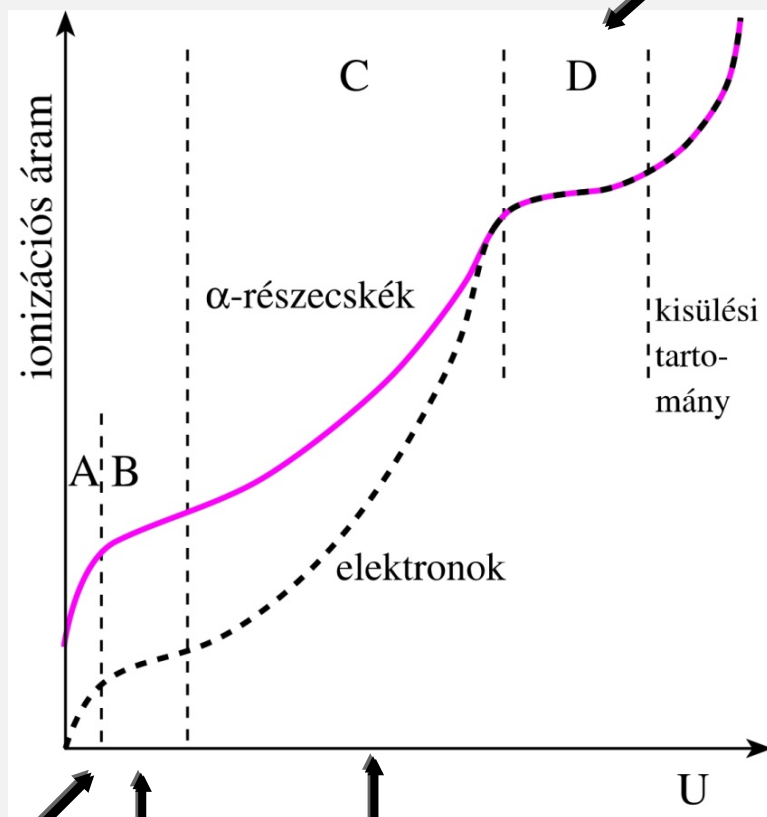
	Foglalkozási (mSv/év)	Lakossági (mSv/év)
Effektív dózis	20 *	1
Egyenérték- dózis (szemlencse)	150	15
Egyenérték- dózis (végtag/bőr)	500	50

** 5 éves átlagban évi 20 mSv, feltéve, hogy egy évben sem haladja meg az 50 mSv-et.*



Ionizációs kamra

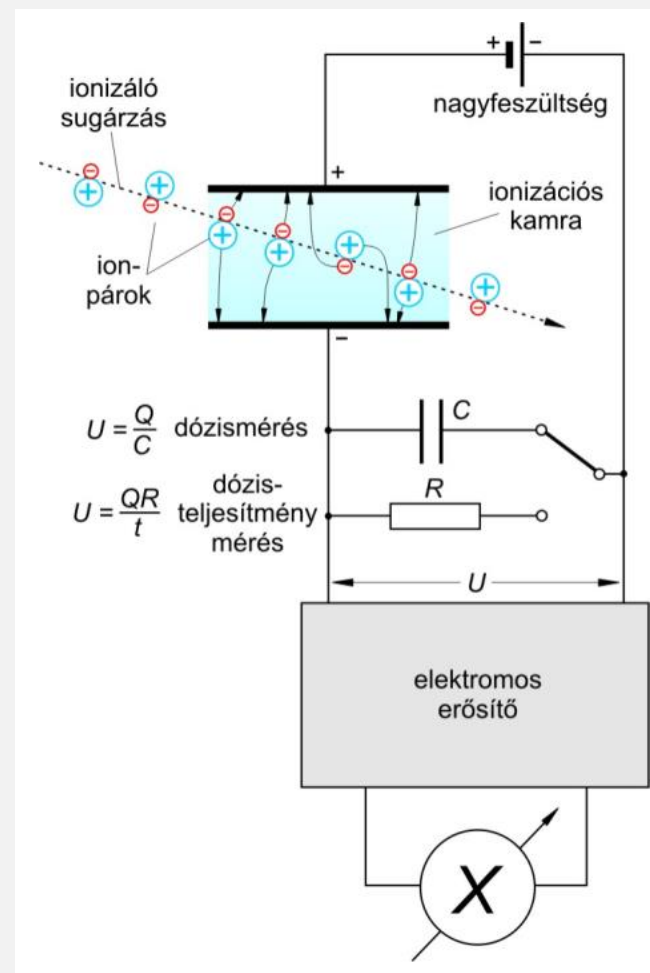
Geiger -
tartomány



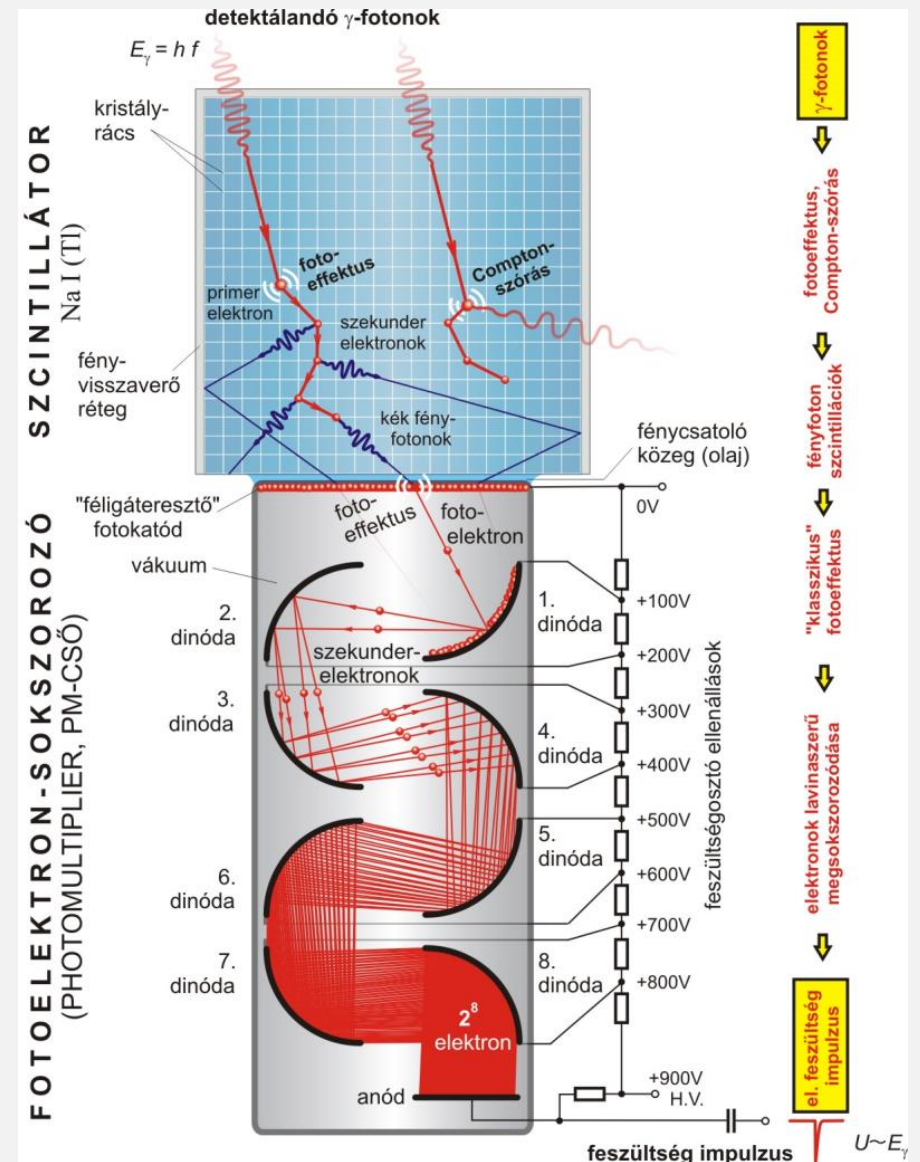
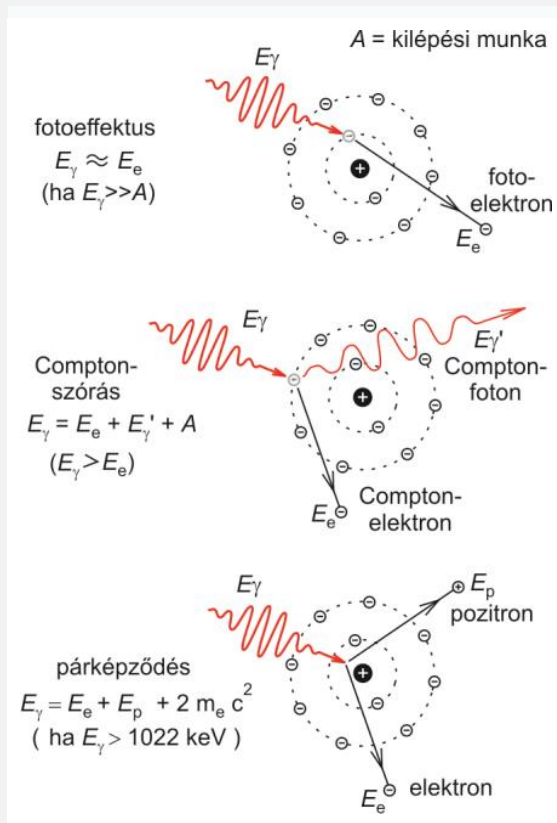
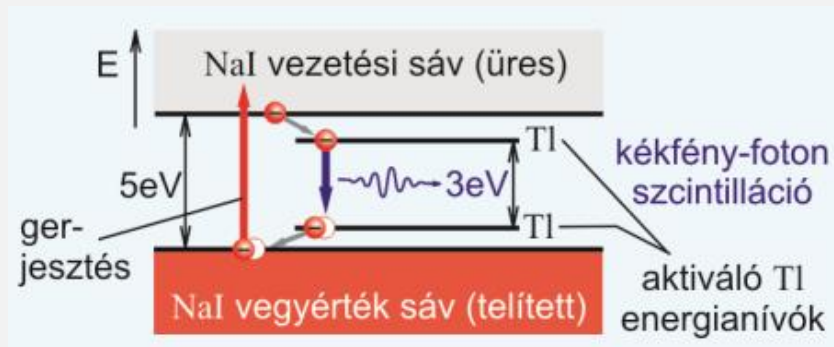
rekombinációs
tartomány

ionizációs
kamra
tartomány

proporcionális
tartomány

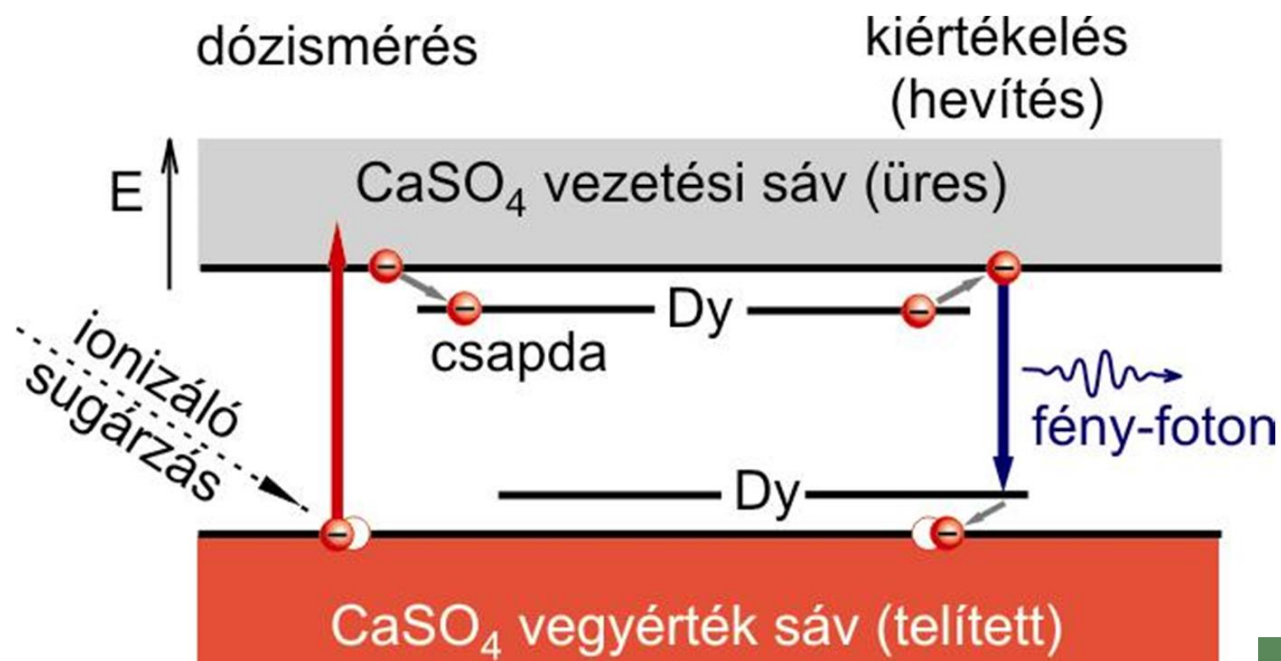


Szcintillációs detektorok



Szilárdtest detektorok

Termolumineszcens dózismérő



Egyéni dozimetriai ellenőrzés, monitorozás, orvosi gyakorlatban

- Egyéni külső dózis követésére személyre szólóan dozimétert használjunk.
- Egyéni dozimétert mell-magasságban, a váll és derék között hordjuk
- A monitorozási időtartam legyen 1 hónap, de semmi esetre sem 3 hónapnál hosszabb.
- Doziméter csere és eredmény közlés ne legyen 3 hónapnál ritkább!