



Az ionizáló sugárzások előállítása és alkalmazása

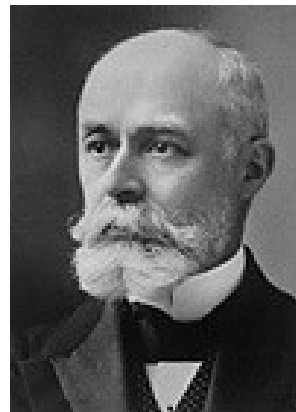
Dr. Voszka István

Semmelweis Egyetem Biofizikai és
Sugárbiológiai Intézet

(voszka.istvan@med.semmelweis-univ.hu)



Wilhelm Conrad Röntgen
1845-1923



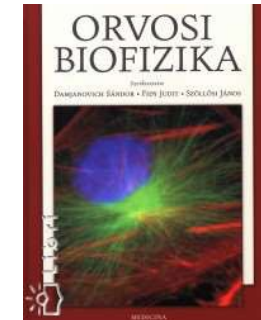
Antoine Henri Becquerel
1852-1908

Az előadások elérhetők a biofiz.semmelweis.hu honlapon.

Tankönyv: Damjanovich- Fidy- Szöllősi (szerk.)

Orvosi Biofizika (Medicina, 2007)

II., VIII., IX. fejezetei



Elérhető a digitális tankönyvtárban.

Ionizáló sugárzások

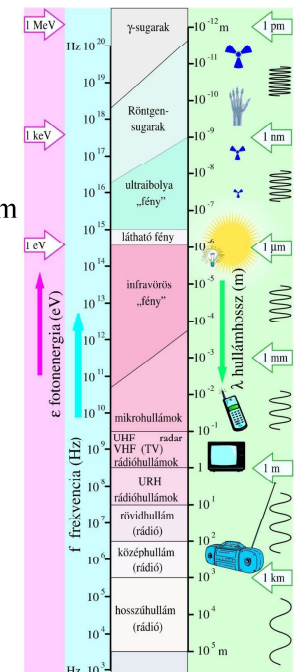
a) **körpuszkuális:** nyugalmi tömeggel
rendelkező részecskék alkotják

Pl: α , β , proton, neutron

b) **elektromágneses:** nyugalmi tömeggel nem
rendelkezik, fotonok alkotják

γ , röntgen

$$E = hf = hc/\lambda$$



1. Az atom szerkezete; ionizáció, gerjesztés

Atommag: $d = 10^{-15} - 10^{-14}$ m

benne protonok (számuk \rightarrow rendszám-Z)

neutronok (protonok + neutronok

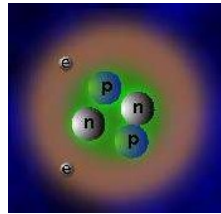
[nukleonok] száma együtt \rightarrow tömegszám-A)

Magsugárzások: α , β , γ

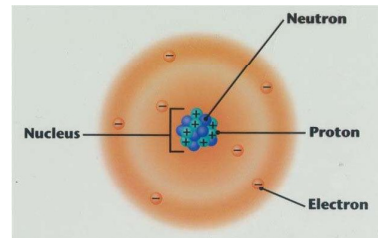
Elektronburok: $d \approx 10^{-10}$ m

elektronok száma = protonok száma

elhelyezkedés meghatározott sugarú és energiájú pályákon (kvantáltan)



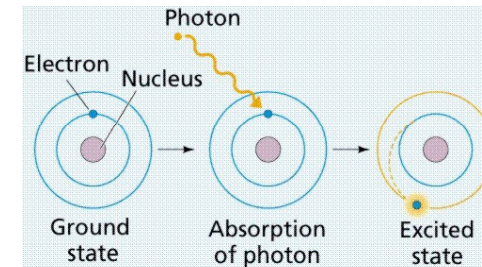
⁵⁶₂₆Fe



Gerjesztés: $\Delta E = h\nu = hc / \lambda$

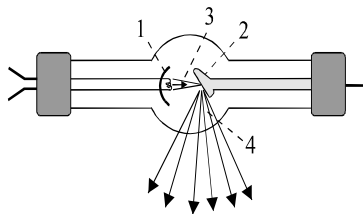
Ionizáció: $h\nu \geq \Delta E$

Elektronburokból származó sugárzás:
röntgen



2. Röntgensugárzás keletkezése

Előállítás leggyakrabban röntgensőben

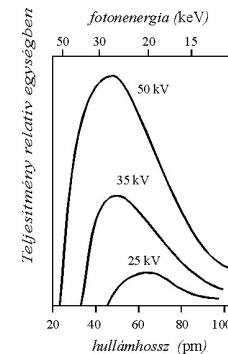


Típusai: **fékezési sugárzás**

- folytonos spektrum, rövidhullámú határral
- U növekedésével a sugárzás keményedik, az összteljesítmény nő (U^2 -tel arányosan)

$$P = c U^2 I Z \quad \eta = c U Z$$

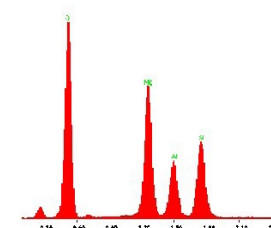
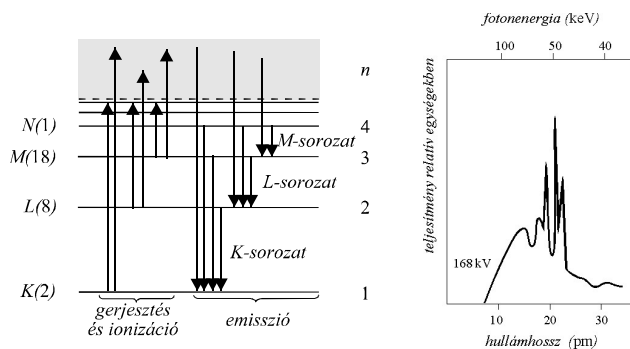
Alkalmazása: röntgen képalkotás



karakterisztikus sugárzás

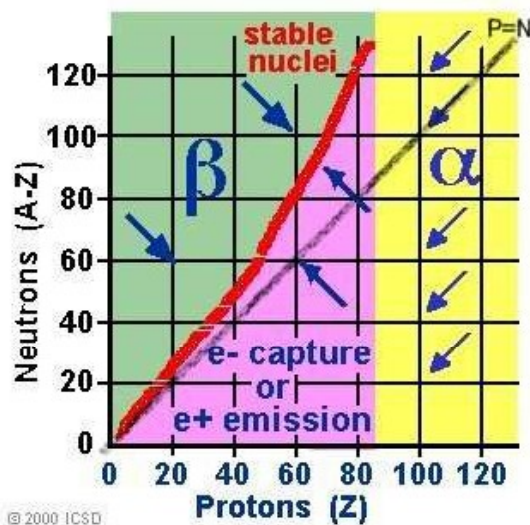
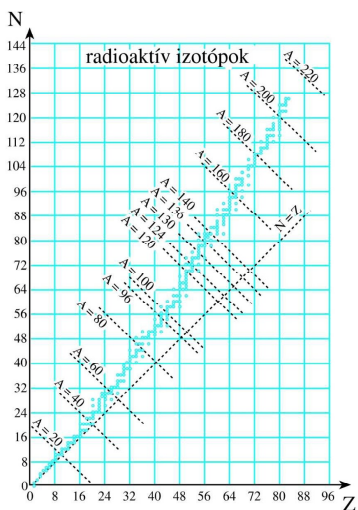
- nagy gyorsító feszültség esetén
- vonalas, az anódra jellemző spektrum

Alkalmazása: csontdensitometria, anyagazonosítás, molekulaszervezet vizsgálata

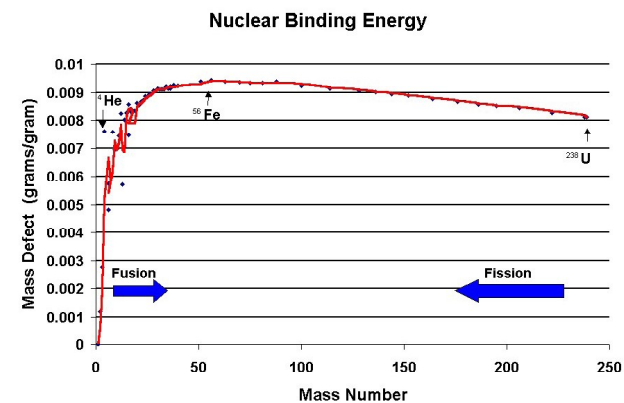


3. Magerők, az atommag stabilitása

A protonok és neutronok között vonzó- és taszítóerők hatnak

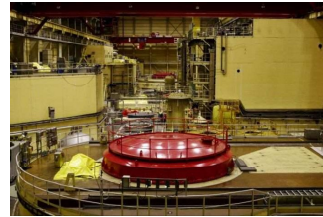
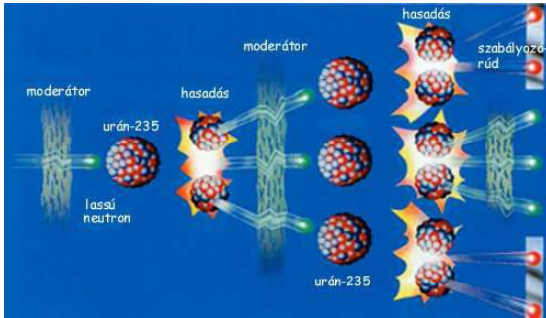


Az egy nukleonra jutó kötési energia közepes méretű magok esetén a legnagyobb (legstabilabb magok)

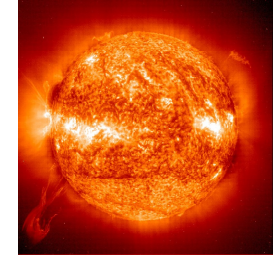
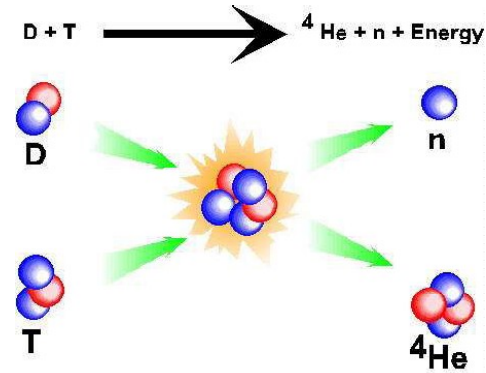


Ezen állapot elérhető:

- nehéz magok hasadásával (atomreaktor, atombomba)



- könnyű magok fúziójával (fúziós reaktor, H-bomba)



Izotópok: azonos rendszám, de eltérő tömegszám
(lehet stabilis vagy radioaktív)
 $\swarrow \searrow$
 természetes mesterséges

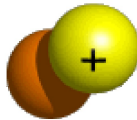
The Nuclei of the Three Isotopes of Hydrogen

Protium



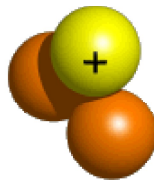
1 proton

Deuterium



1 proton
1 neutron

Tritium

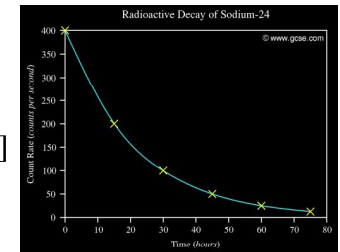


1 proton
2 neutrons

4. Radioaktív bomlás, aktivitás

Bomlási sebesség: $\frac{dN}{dt} = -\lambda N$ $\frac{dN}{dt} = \Lambda$
 (aktivitás) [bomlás/s = 1/s = Bq (becquerel)]

(1 Ci (curie) = $3,7 \times 10^{10}$ Bq)

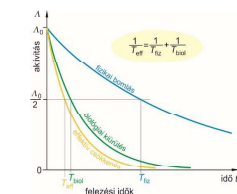
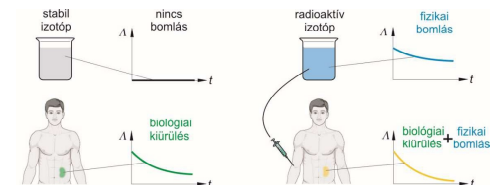


$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad \lambda = \frac{0,693}{T}$$

$$\lambda = \frac{1}{\tau} \quad \Lambda = \Lambda_0 e^{-\lambda t}$$

Kapcsolat a felezési idők között:

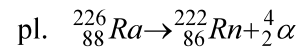
$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_{fiz}} + \frac{1}{T_{biol}}$$



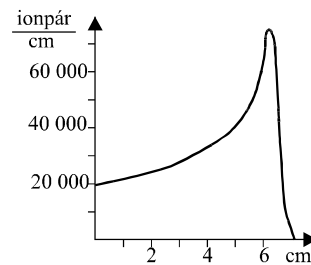
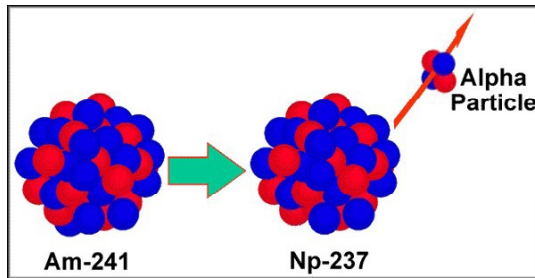
5. Bomlási típusok

Alfa bomlás

Z 2-vel, A 4-gyel csökken

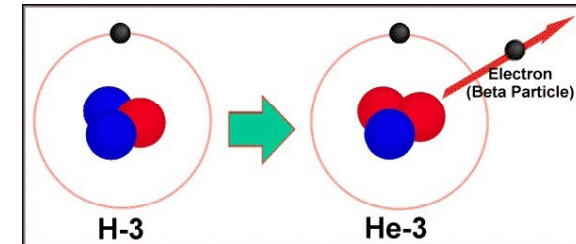
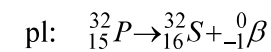


- meghatározott energiájúak (vonalas spektrum)
 - hatótávolságuk rövid (vízben, szövetben néhányszor 10 μm)
- Alkalmazás: csak terápia

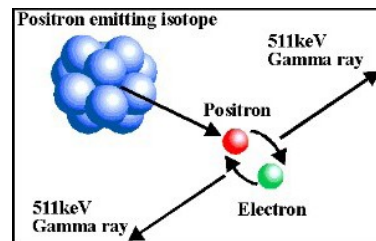
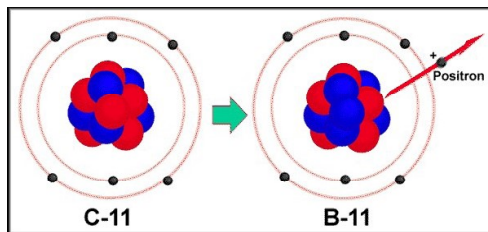
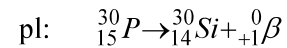


Béta bomlás

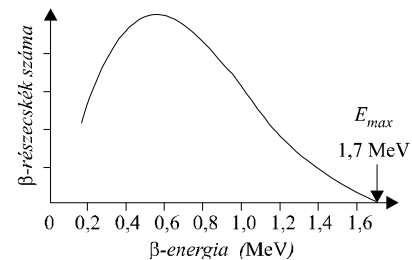
- negatív β -bomlás: Z 1-gyel nő



- pozitív β -bomlás: Z 1-gyel csökken

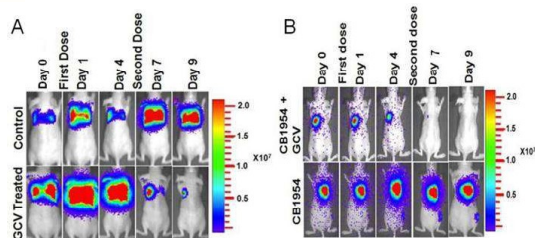
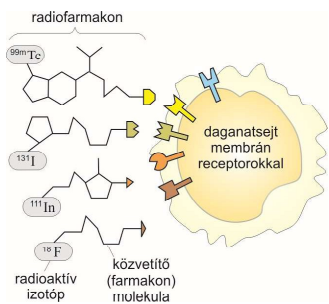


A mag energiavesztése adott értékű, a spektrum mégis folytonos. Oka: neutrínó.

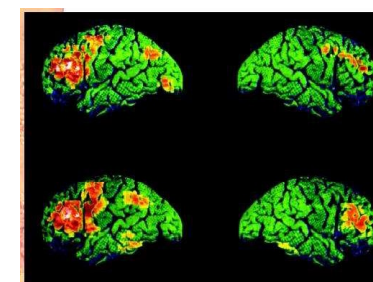
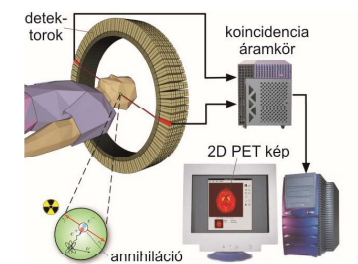


Alkalmazás: β^- : terápia és in vitro
 β^+ : PET

Tumordiagnosztika és terápia (teranosztika)



PET vizsgálat



Gamma sugárzás

Az α - vagy β -bomlást követően a mag energiafölöslegétől elektromágneses sugárzás formájában szabadul meg.

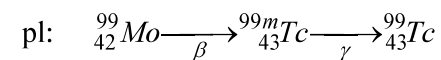
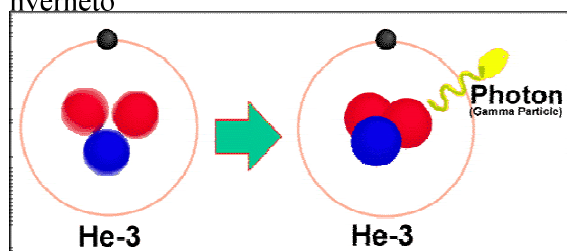
- prompt γ -sugárzás:

10^{-13} - 10^{-18} s-on belül követi a részecskesugárzást

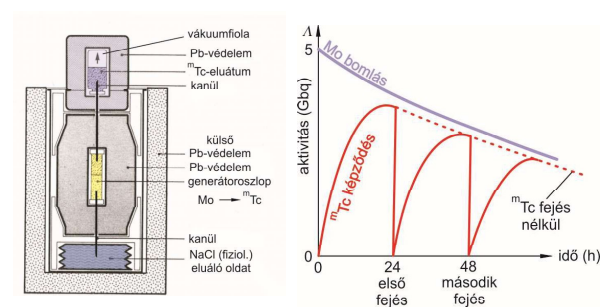
- izomer magátalakulás:

hosszabb, mérhető felezési idővel követi a részecskesugárzást

Előny: a kettő szeparálható, tisztán γ -sugárzó izotóp nyerhető

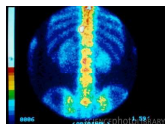


Alkalmazás: in vivo diagnosztika (igen jól használható)



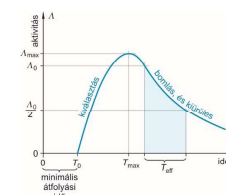
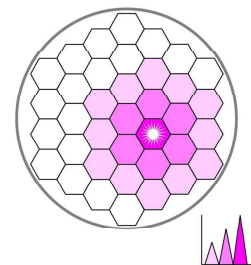
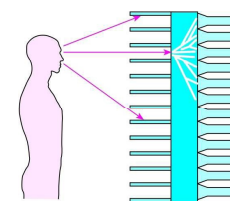
Az „in vivo” alkalmazott izotópok kiválasztásának szempontjai

- gamma-sugárzó
- rövid felezési idő (de ne legyen rövidebb, mint a vizsgált folyamat)
 $\Lambda \sim N/T$
- nem túl kicsi (sugárterhelés csökkentése) és nem túl nagy (jó hatásfokú detektálás) fotonenergia

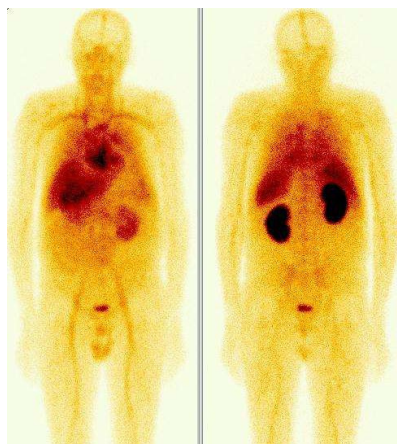


Az „in vitro” alkalmazások során a mérés technikai szempontok a döntőek

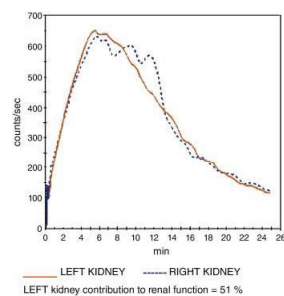
Gamma-kamera (statikus és dinamikus vizsgálat)



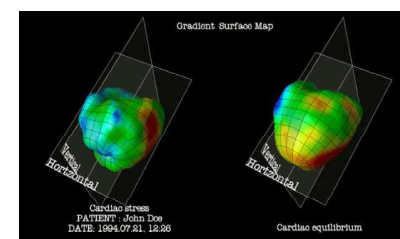
Statikus vizsgálat (szcintigram)



Dinamikus vizsgálat



SPECT



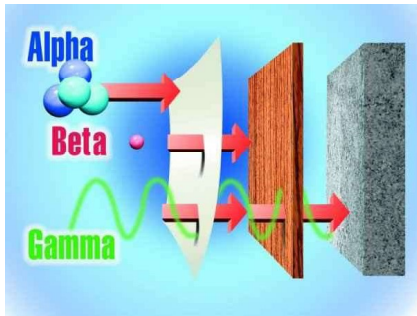
Ionizáló sugárzások és a közeg kölcsönhatása

Jellemző paraméterei:

- hatótávolság
- fajlagos ionizáció (lineáris ionsűrűség)

$$\frac{n}{l}$$

$$\text{- lineáris energiaátadás (LET)} = w \frac{n}{l}$$

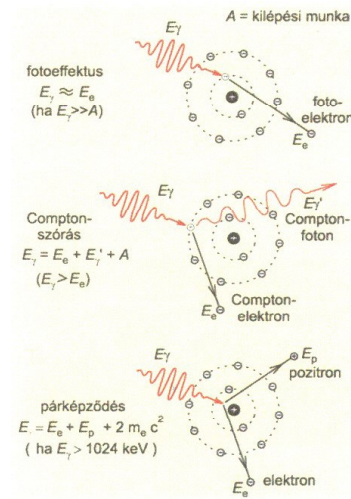


b) Indirekt ionizáló sugárzások (γ , rtg)

Elsődleges kölcsönhatás:

- fotoelektromos effektus
- Compton effektus
- párképződés

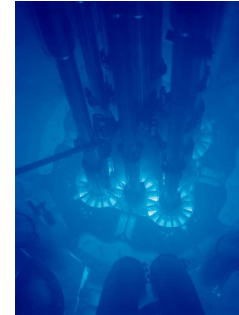
Az ezen folyamatokban kiváltott nagy energiájú elektronok ionizálnak.



a) Direkt ionizáló sugárzások (α , β)

A kölcsönhatás típusai:

- ionizáció
- gerjesztés
- elektromágneses sugárzás keltése (fékezési röntgen v. Cserenkov sugárzás)
- magreakciók keltése (csak nagy energiájú α)



α -sugárzás

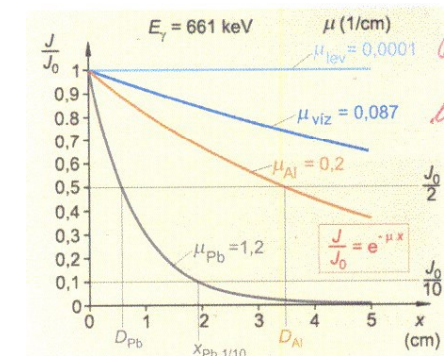
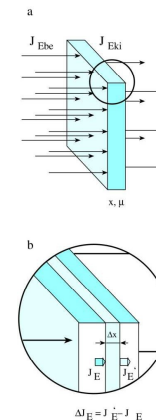
igen nagy fajlagos ionizáció
kis hatótávolság (levegő ~ cm, víz ~ 10 μ m)

β -sugárzás

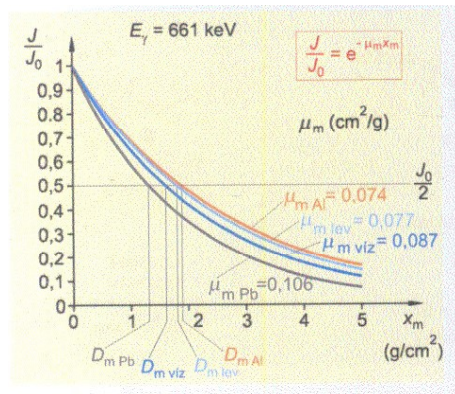
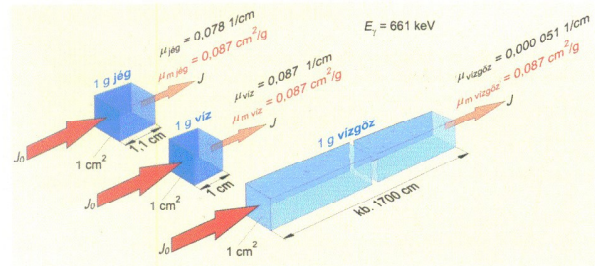
nagyobb hatótávolság (levegő ~ m, víz ~ mm)
kb. 100 \times kisebb fajlagos ionizáció, mint α -nál

A kölcsönhatások következtében a sugárzás intenzitása gyengül.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \mu = \frac{1}{\delta} \quad \mu = \frac{0,693}{D}$$

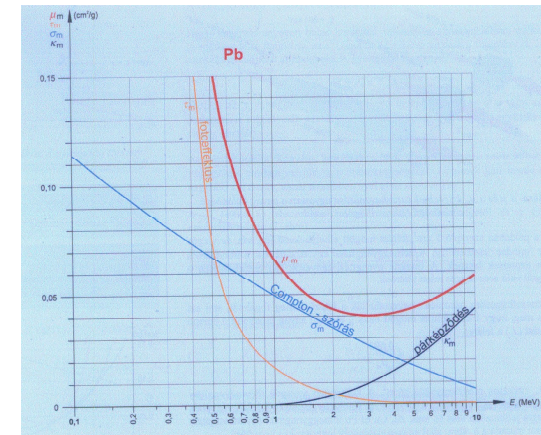


$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$



$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad \text{ill.} \quad \mu_m = \tau_m + \sigma_m + \kappa_m$$

A komponensek aránya a fotonenergiától és a gyengítő anyag minőségétől függ.



Kisebb fotonenergiáknál (diagnosztikus rtg és γ), nagyobb rendszámú gyengítő anyagoknál (pl. Pb, csont) főleg fotoeffektus.

Erre vonatkozóan: $\tau_m = c \lambda^3 Z^3$

Kisebb effektív rendszámú gyengítő anyagoknál (víz, lágy szövetek)

Főleg Compton-effektus ($Z_{\text{eff}, \text{víz}} = 7,69$, $Z_{\text{eff}, \text{lev}} = 7,3$)

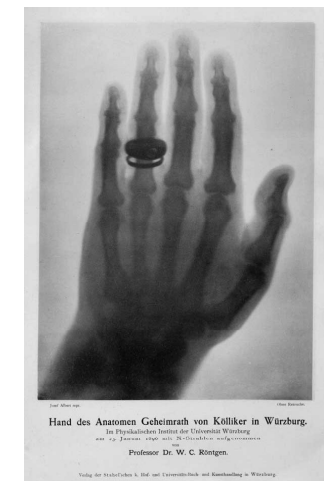
Erre: $\sigma_m \sim Z$

Gyakorlati következmények:

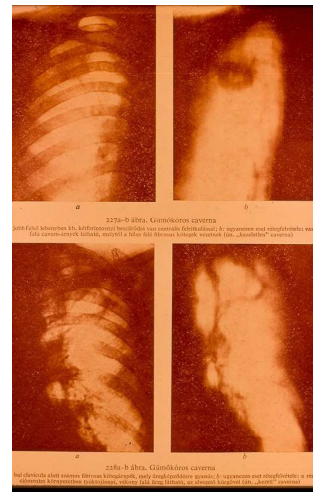
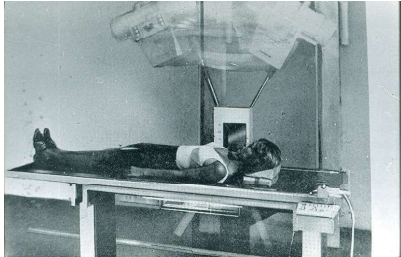
- sugárvédelem nagy rendszámú anyagokkal Pb)
- szűrők
- rtg-diagnosztika (kép kontrasztossága, kontrasztanyagok)
- terápia: kis energia - felületi
- nagy energia – mély

hatótávolság: energiától függ (levegő ~ 100 m, víz ~ dm)
fajlagos ionizáció kisebb, mint β esetén

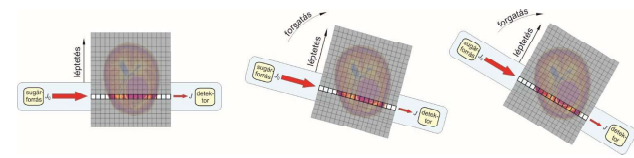
Röntgendiagnosztika
- szummációs kép



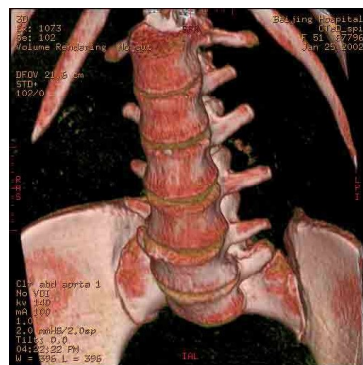
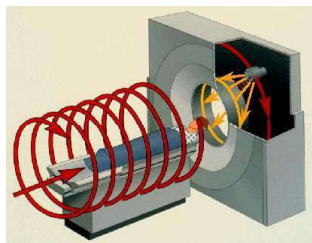
- hagyományos rétegfelvétel



CT



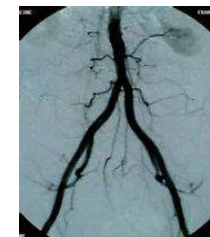
Spirál CT és 3D rekonstrukció



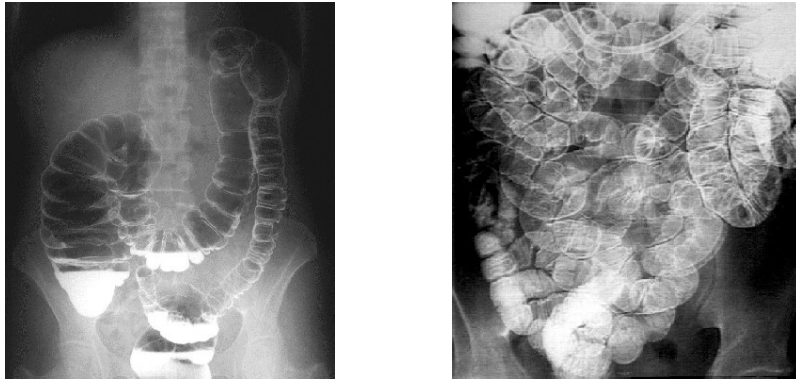
Kontrasztanyagok alkalmazása I.
-pozitív



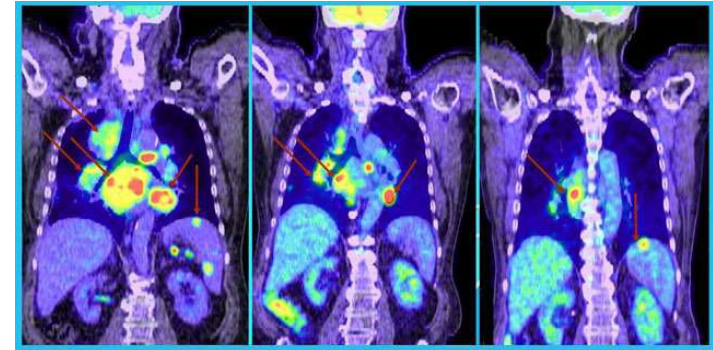
Digitális szubtrakciós angiográfia (DSA)



Kontrasztanyagok alkalmazása I.
-negatív, illetve kettős kontraszt



Hibrid képalkotás (funkcionális és morfológiai információ kombinációja)
PET-CT



Dozimetria

Célja a sugárzás biológiai hatásának számszerű
(kvantitatív) jellemzése.

Biológiai hatást csak a szövetben elnyelődött
sugárzás fejt ki.

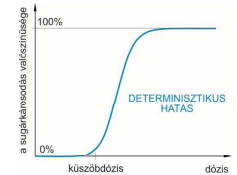
Elnyelt dózis:
$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \cdot \text{egysége} \cdot \frac{J}{kg} = Gy$$

A sugárkárosodások fajtái:

Determinisztikus

-Csak küszöbdózis felett

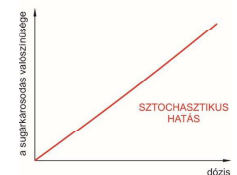
-A károsodás súlyossága arányos a dózissal
(pl. bőrpír, sugárbetegség)



Sztokasztikus

Nincs küszöbdózis

A valószínűsége arányos a dózissal
(pl. daganatkeletkezés)

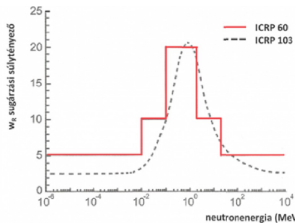


Egyenérték dózis: $H_T = D_{T,R} w_R$ mértékegysége: J/kg = Sv

A sugárvédelemben leggyakrabban előforduló típusú és minőségű sugárzások súlytényezője:

6. táblázat. Sugárzási súlytényezők.

Sugárzás fajtája	Sugárzási súlytényező (w_R)	
	ICRP 60	ICRP 103
foton	1	1
elektron, müon	1	1
proton (nem visszaszórít)	5	
proton és pion		2
α -részecske, nehéz magok	20	20
neutronok	5 (< 10 keV) 10 (10 – 100 keV) 20 (100 keV – 2 MeV) 10 (2 MeV – 20 MeV) 5 (> 20 MeV)	folytonos görbével ábrázolták az energia függvényében (2.1. ábra)



1. ábra. A w_R súlytényező grafikus ábrázolása az ICRP 60 és ICRP 103 alapján.

Effektív dózis: $E = \sum H_T w_T$ mértékegysége: J/kg = Sv

Az egyes szövetek sugárvédelemben használt súlytényezője:

7. táblázat. Az ICRP 60 és ICRP 103 ajánlásában található testszöveti súlytényezők.

Testszövet	Testszöveti súlytényező (w_R)	
	ICRP 60	ICRP 103
tüdő, gyomor, csontvelő, vastagbél	0,12	0,12
emlő	0,05	0,12
ivarmirigyek	0,20	0,08
pajzsmirigy hólyag nyelőcső, máj	0,05	0,04
csontfelszín, bőr	0,01	0,01
agy		0,01
nyálmirigy		0,01
maradék	0,05	0,12
összes	1,00	1,00

Dóziskorlátok

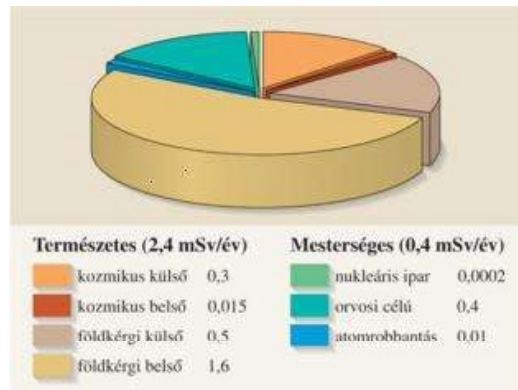
	Foglalkozási sugárterhelés	Tanulók, gyakornokok (16-18 év között)	Lakosság (orvosi sugárterhelés nélkül)
Egésztest	20 mSv/év	6 mSv/év	1 mSv/év
Szemlencse	20 mSv/év	15 mSv/év	15 mSv/év
Bőr, végtagok	500 mSv/év	150 mSv/év	50 mSv/év

Néhány orvosi beavatkozás során kapott dózis

In vivo izotópvizsgálatok általában: 4 – 5 mSv
Fogászati röntgen vizsgálatok: 2 – 16 μ Sv
Mellkas ernyőképszűrés: 0.1 mSv
Koponya CT: 1,5 – 2 mSv
Hasi, mellkasi CT: 7 -8 mSv
Intervenciós radiológia: több 10 mSv

Átlagos háttérsugárzás Magyarországon: 3,1 mSv/év

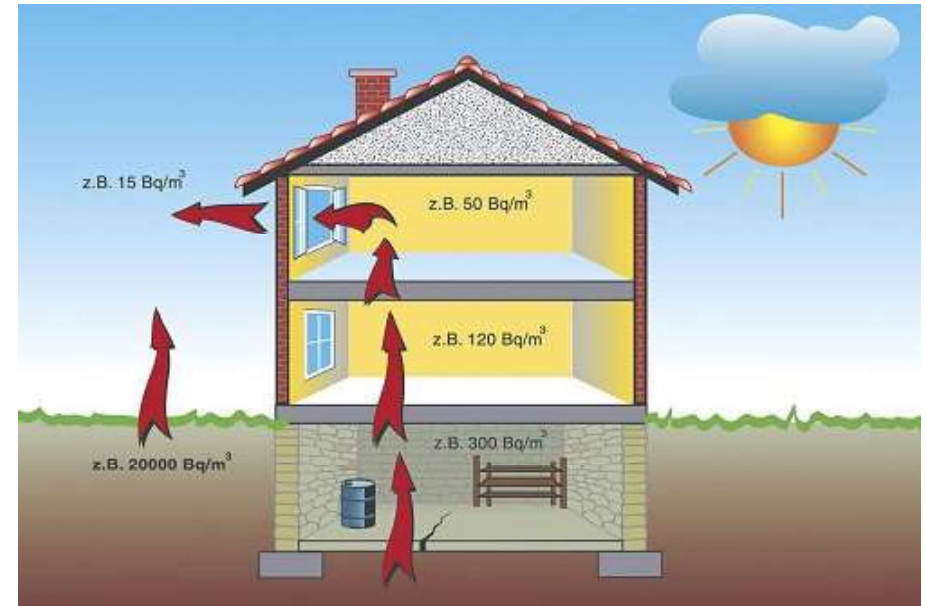
A lakossági sugárterhelés forrásai



Egyéni dozimetriai ellenőrzés, monitorozás, orvosi gyakorlatban

- Egyéni külső dózis követésére személyre szólóan dozimétert használunk, melynek típusa lehet:
 - Film kazetta)
 - Termolumineszcens (TL)
 - Elektronikus (operatív) doziméter
- 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!

A radon útja



2013 során a Személyi Dozimetriai Szolgálat átállt a filmdoziméterekről az egésztest termolumineszcens doziméterek használatára.

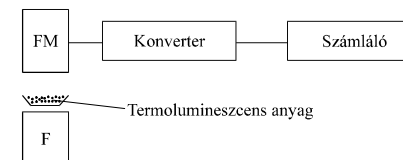
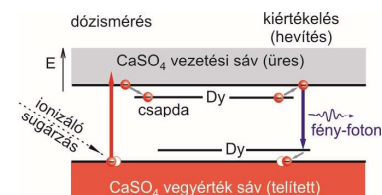


Termolumineszcens dózismérő



Termolumineszcens dózismérő

(1. gyakorlat)



Elektronikus operatív doziméter



Sugárvédelmi szempontok minden ionizáló sugárzással végzett tevékenység során

1. **Indokoltság** – az ionizáló sugárzás alkalmazásának hasznosnak kell lennie: az alkalmazás kockázata kisebb, mint az alkalmazás elhagyásának kockázata (kára) – ezt kell mérlegelni a páciens szempontjából.
2. **Optimálás** – az alkalmazás által okozott dózis az ésszerűen elérhető Legkisebb legyen. (ALARA-elv: **A**s **L**ow **A**s **R**easonably **A**chievable) Mind a páciens, mind a személyzet szempontjából mérlegelni kell.
3. **Korlátozás** – a valószínű dózisok nem léphetik túl a biztonságot adó egyéni dóziskorlátot. A munkavállalók szempontjából kell mérlegelni.

Lehetőségek a sugárterhelés csökkentésére

- A távolság növelése
- Az expozíciós idő csökkentése
- Sugárelnyelő rétegek alkalmazása

