

IONIZÁLÓ SUGÁRZÁSOK DOZIMETRIÁJA

dózisfogalmak, dózismérés, sugárterápia, sugárvédelem

Liliom Károly

Sugárzás = energia terjedése

energia > ionizációs energia

→ ionizáló sugárzás

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

A dozimetria feladatai

Az egészségügyi kockázat becslése megelőzés céljából.

Az egészségkárosodás felmérése.

A terápiás folyamat tervezése.

*Dózisfogalmak
definiálása*



Méréstechnika



Kockázatbecslés

Dózisfogalmak

- Legyen a hatás (károsodás) mértékére jellemző
- Legyen arányos a károsodás mértékével, kockázatával
- Legyen additív
- Lehetőleg ne függjön más tényezőktől

Dózisfogalmak

Fizikai dózisok:
elnyelt dózis,
besugárzási dózis

Biológiai dózisok:
egyenértékdózis,
effektív dózis

Származtatott dózisok:
kollektív dózisok,
dózysteljesítmény

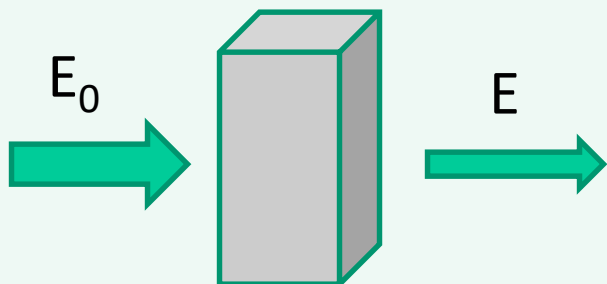
A biológiai hatás jellemzésére az elnyelt energia ismerete szükséges, de nem elégséges, a kiváltott biológiai hatás mérése és statisztikai kiértékelése is nélkülözhetetlen.

Fizikai dózisek

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.

Mértékegység: $[J / kg] \equiv Gy$



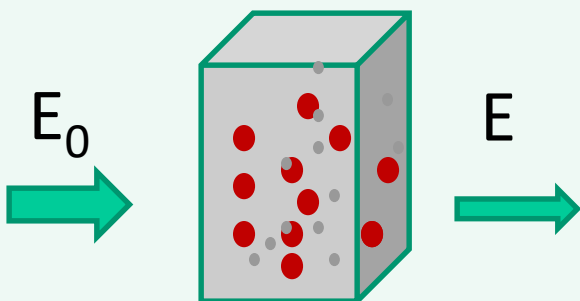
Louis Harold Gray
(1905-1965).

Hogyan tudjuk megmérni?

Fizikai dózisok

2. Besugárzási dózis

Egységnyi tömegű levegőben keltett pozitív töltések mennyisége.

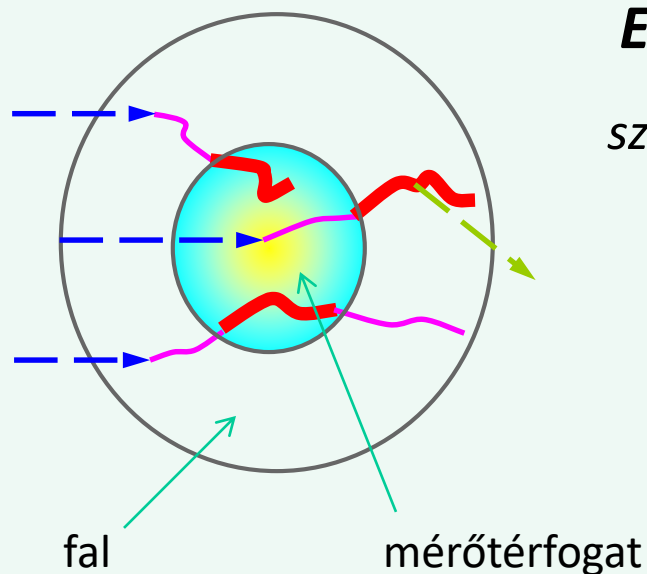


$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} [C / kg]$$

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

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

(DQ – szekunder elektronok!)



Elektron-egyensúly: A határfelületen átlépő szekunder elektronok nettó mennyisége nulla.

Befolyásolja:

- a környezet (a kamrafal) anyaga –
levegőekvivalens
- a kamra falának vastagsága
- a foton energiája ($E < 0,6 \text{ MeV}$)

Az elnyelt dózis és a besugárzási dózis kapcsolata

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

$$D_{lev} = f_0 X$$

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

~ 34 J/C

Levegőben az átlagos ionizációs
energia
~ 34 eV.

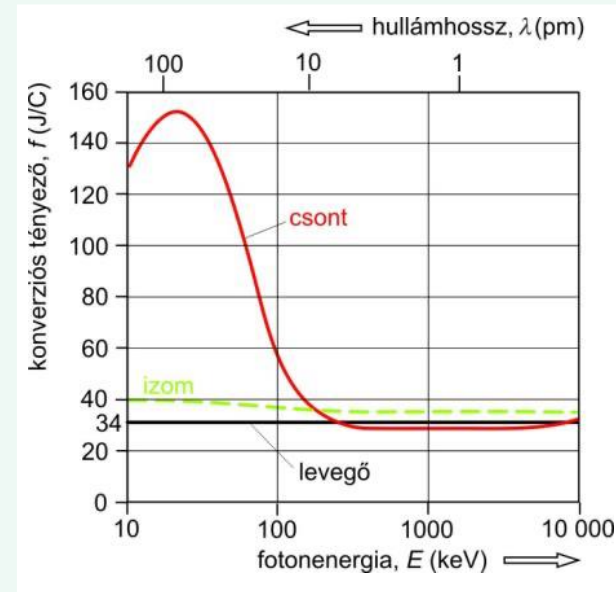
A szövetben elnyelt dózis

$$D = f X$$

$$\frac{\Delta E}{\Delta m} \approx \mu_m \cdot J$$

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

$$\frac{D_{lev}}{D_{szövet}} = \frac{\mu_{m.levegő}}{\mu_{m,szövet}}$$



Fotonenergia (MeV)	$\mu_{m,szövet}/\mu_{m,lev}$ (lágyszövetek)	$\mu_{m,szövet}/\mu_{m,lev}$ (csont)
0,1	1,07	3,54
0,2	1,08	2,04
0,4	1,10	1,24

Biológiai dózisok

Az elnyelt energia (elnyelt dózis) nem jellemzi egyértelműen a biológiai következmények mértékét.

A biológiai hatás mértéke függ:

A sugárzás fajtájától.



Sugárzásra jellemző korrekciós faktor

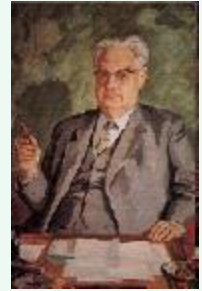
*A hatást elszenvedő biológiai objektum
érzékenységétől,
biológiai funkciójától*



Elnyelő szövetre jellemző
korrekciós faktor

Egyenértékdózis (H)

Rolf Sievert
1896-1966



A sugárzások „ionizációs hatékonysága” eltérő.

$$H_T = w_R D_T$$

Sugárzás hatékonyságára
jellemző **sugárzási
súlytényező**

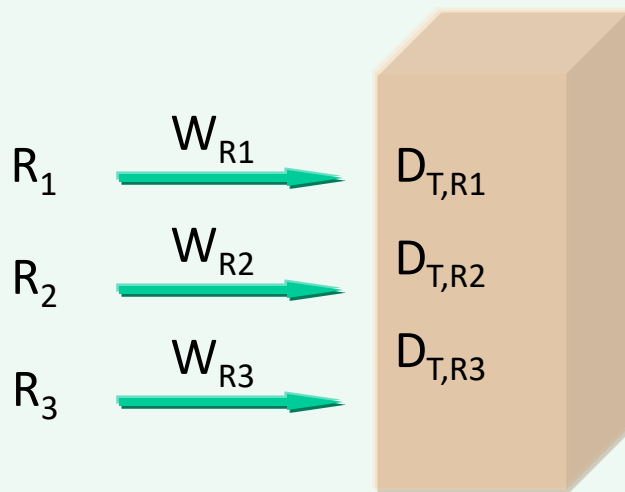
szövetben
elnyelt
dózis

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

Egyenértékdózis (H)

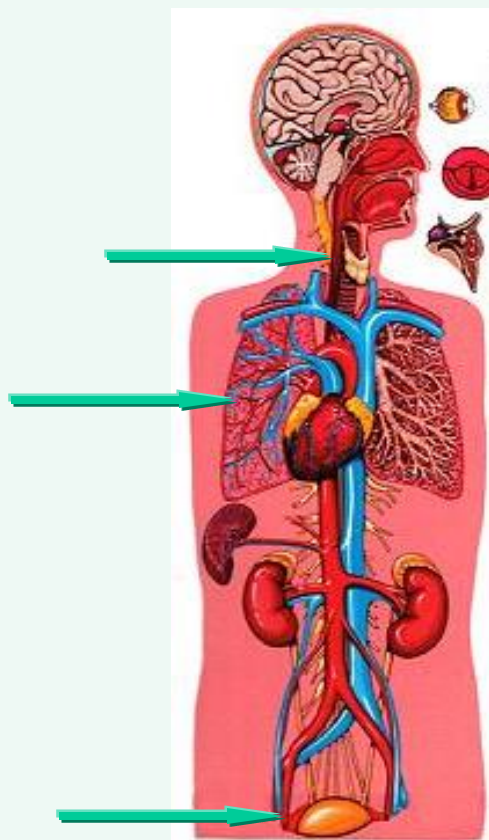
Többféle egyidejű sugárzás esetén az egyes sugárzások elnyelt dózisa súlyozottan adódnak össze.



$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Effektív dózis (E)

A szövetek eltérő érzékenységét megfelelő súlyozással figyelembe vehetjük.

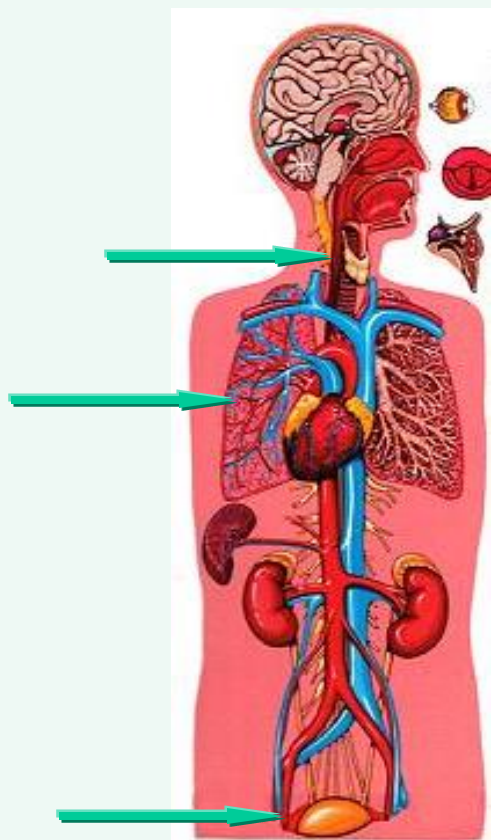


$$E = \sum_T w_T H_T$$

E mértékegysége: ***Sievert (Sv)***

Effektív dózis (E)

$$E = \sum_T w_T H_T$$

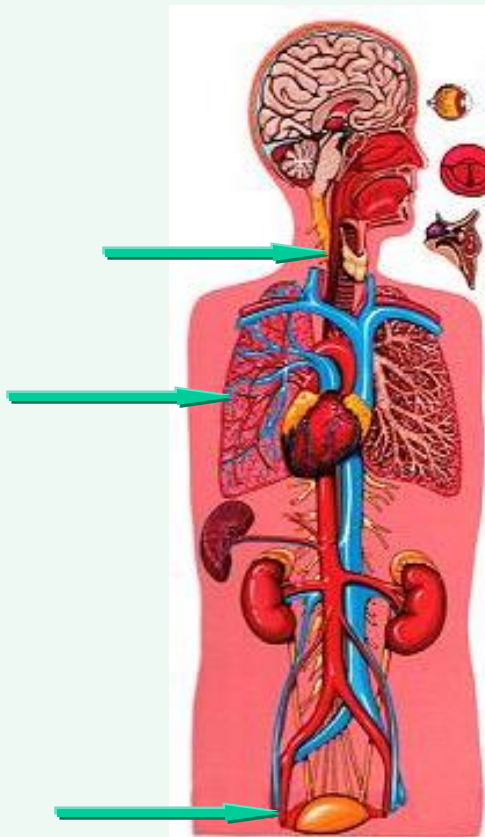


szövet	w_T	szövet	w_T
gonádok	0,12	emlő	0,05
vörös csontvelő	0,12	máj	0,05
vastagbél	0,12	nyelőcső	0,05
tüdő	0,12	pajzsmirigy	0,05
gyomor	0,12	bőr	0,01
hugyhólyag	0,05	csontfelszín	0,01

$$\sum_T w_T = 1$$

$$E = \sum_T w_T H_T$$

$$\sum_T w_T = 1$$



Ismereteink gyarapodásával a szöveti súlytényezőket időnként újraértékeljük

ICRP = International Commission on Radiological Protection

Organ or tissue	W_T ICRP 30 (1979) ^a	W_T ICRP 60 (1991)	W_T ICRP 103 (2007)
Gonads	0.25	0.20	0.08
Red bone marrow	0.12	0.12	0.12
Large intestine		0.12	0.12
Lung	0.12	0.12	0.12
Stomach		0.12	0.12
Bladder		0.05	0.04
Breast	0.15	0.05	0.12
Liver		0.05	0.04
Oesophagus		0.05	0.04
Thyroid	0.03	0.05	0.04
Skin		0.01	0.01
Bone surface	0.03	0.01	0.01
Rest ^b	0.30	0.05	0.12
Brain			0.01
Total	1.00	1.00	1.00

^a ICRP 30 W_T are used to calculate EDE, whereas ICRP 60 W_T and ICRP 103 W_T give E values.

^b 'Rest' includes adrenals, small intestine, kidney, muscle, brain (except ICRP 103 W_T), pancreas, spleen, thymus and uterus.

Dózisteljesítmény

Egységnyi idő alatt elszenvedett dózis.

*Mértékegysége a dózistól és az időtartamtól függ:
pl. Gy/hónap, mSV/év,...*

Kollektív dózisok

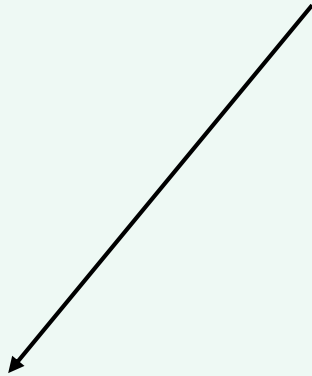
Az emberek egy meghatározott csoportjában,
meghatározott időre vonatkozóan összegzett
dózismennyiségek.

$$S = \sum_i N_i E_i$$

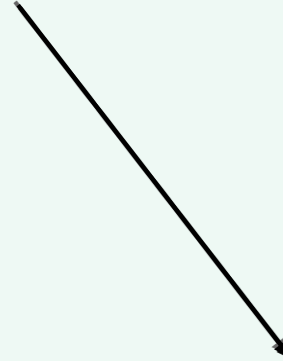
N_i személy

E_i effektív dózist

Sugárhatások típusai



Sztochasztikus hatás



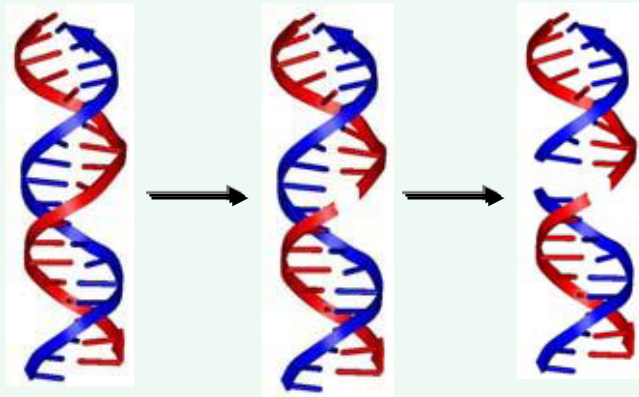
Determinisztikus hatás

A sugárzás kémiai hatása

Direkt sugárhatás:

Közvetlenül a biológiai szempontból fontos molekulában létrejövő sérülés.

Legfontosabb a **DNS károsodása!**



egyszeres
lánctörés

kétszeres

lánctörés



kromoszómatörés

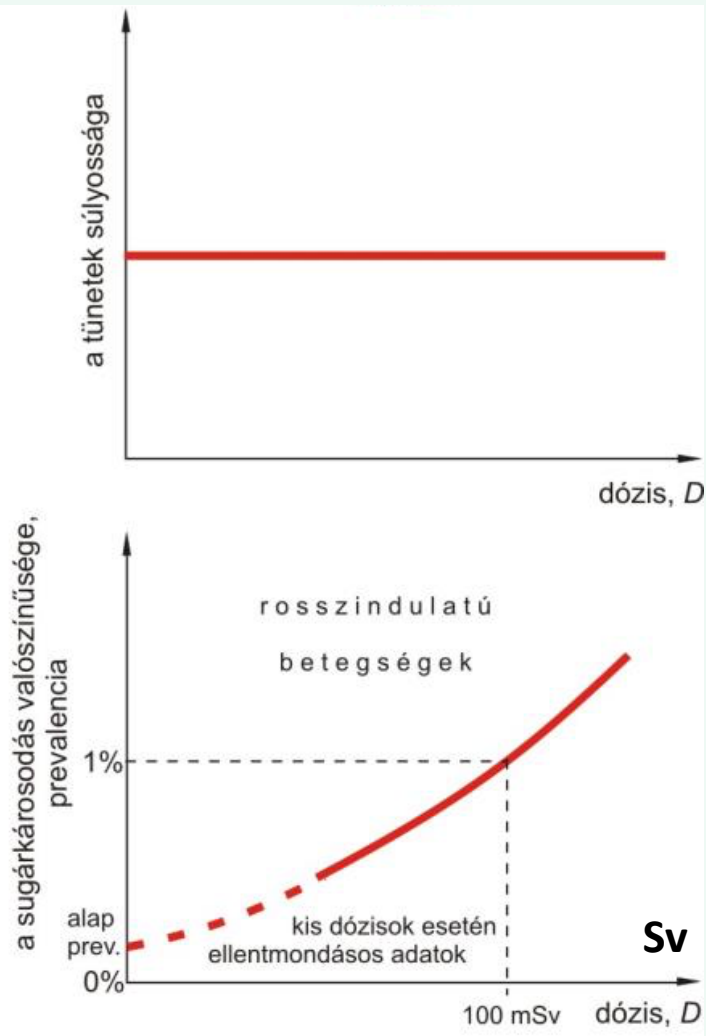
Indirekt sugárhatás:

Reaktív ionok (pl. OH^-) és gyökök (pl. $\cdot\text{OH}$)
keletkezése elsősorban vízből.
(Az emberi test kb. 65-70%-a víz)



Általuk kiváltott kémiai reakciók a
makromolekulákban vagy
membránszerkezetekben.

Stochasztikus hatás



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

Különböző jellegű és forrású, de kis dózisu sugárterhelés esetén.

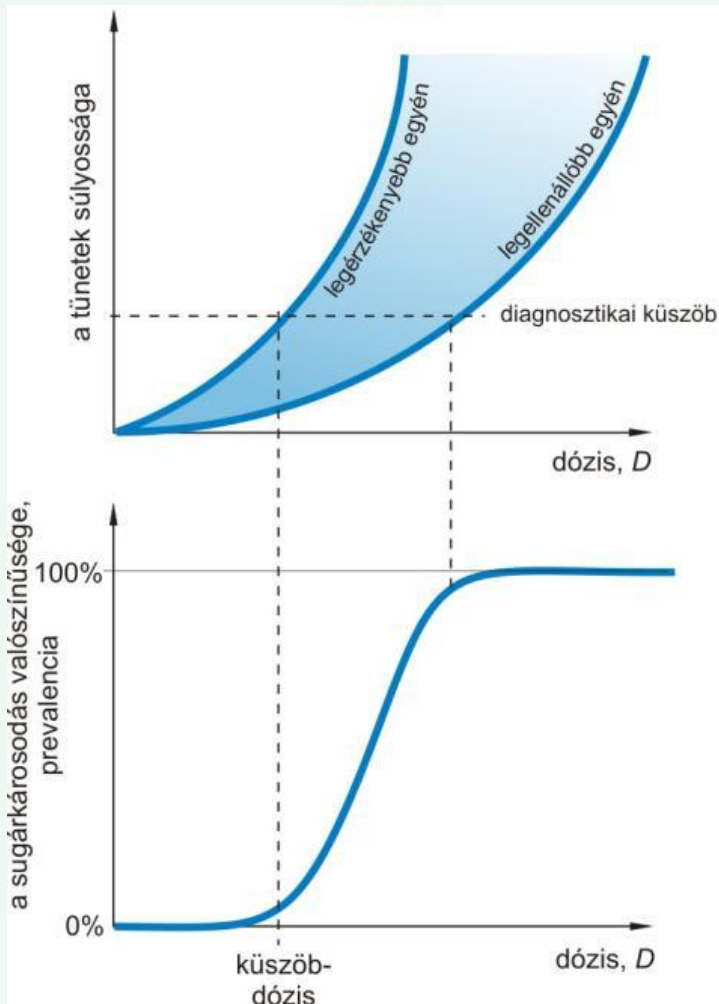
A károsodás megjelenése időben elhúzódó is lehet (pl. daganatok, magzati fejlődési rendellenességek).

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

Diagnosztikai eljárásokban jelen van.

vizsgálat	becsült effektív dózis mSv
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 kontrasztanyag vizsgálat	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.

Sugárterápia: ionizáló sugárzás károsító hatásának felhasználása (elsősorban) daganatos szövetek elpusztítására

1. Milyen típusú sugárzást használjunk?
2. Mekkora dózist alkalmazzunk?
3. Hogyan állítsuk elő?
4. Hogyan juttassuk el a besugározandó
testrészbe (a többi szövet károsítása nélkül)?

A sugárterápiában használható sugárzások

Elektromágneses sugárzás

- röntgen – fékezési és karakterisztikus
- gamma
 - ^{60}Co (1,25MeV) – teleterápia
 - ^{192}Ir , ^{125}I (35 keV), ^{137}Cs , ^{60}Co - brachyterápia

Elektron/ b^- – energia tartomány 6 – 21 MeV

Alfa - ^{225}Ac 6 MeV, ^{226}Ra 4,78 MeV

Proton –

Nehéz ionok – limitáltan

Neutron – limitáltan

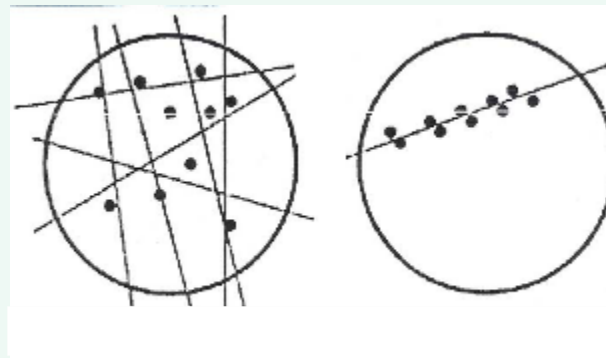
A sugárzások „hatékonysága” eltérő.

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

Tipikus LET-értékek

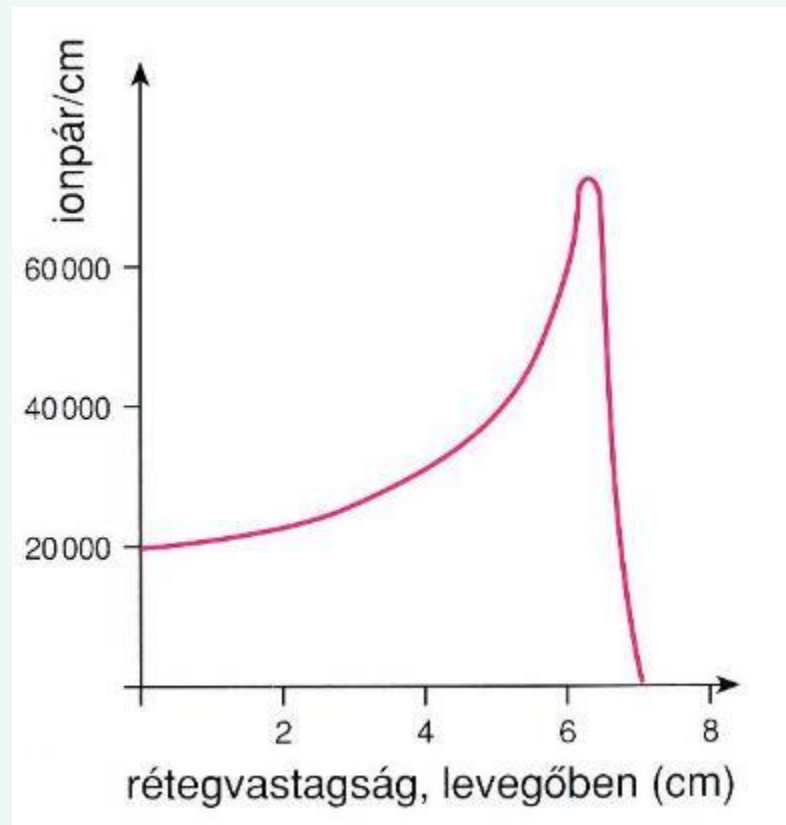
LET-érték:	Sugárfajta:	Energia (MeV):	LET(keV/μm):
magas	α -részecske	5.0	90
	gyors neutron	6.2	21
	protonok	2.0	17
alacsony	röntgensugár	0.2	2.5
	^{60}Co γ	1.25	0.3
	beta-sugárzás	2.0	0.3
	elektronok	10.0	

α



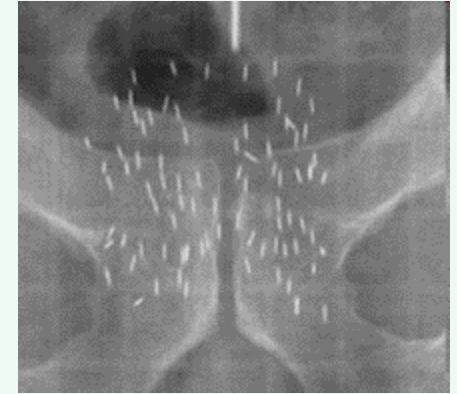
csak célzottan a tumorba juttatva
(brachyterápia)

levegőben: $E_{ionpár} = 34 \text{ eV}$



β^- :

energiája nem optimális
folytonos energiaeioszlású
tipikus energia: néhány MeV



csak célzottan a tumorba juttatva
(brachyterápia)

e^- :

gyorsított elektron - 10-20 MeV

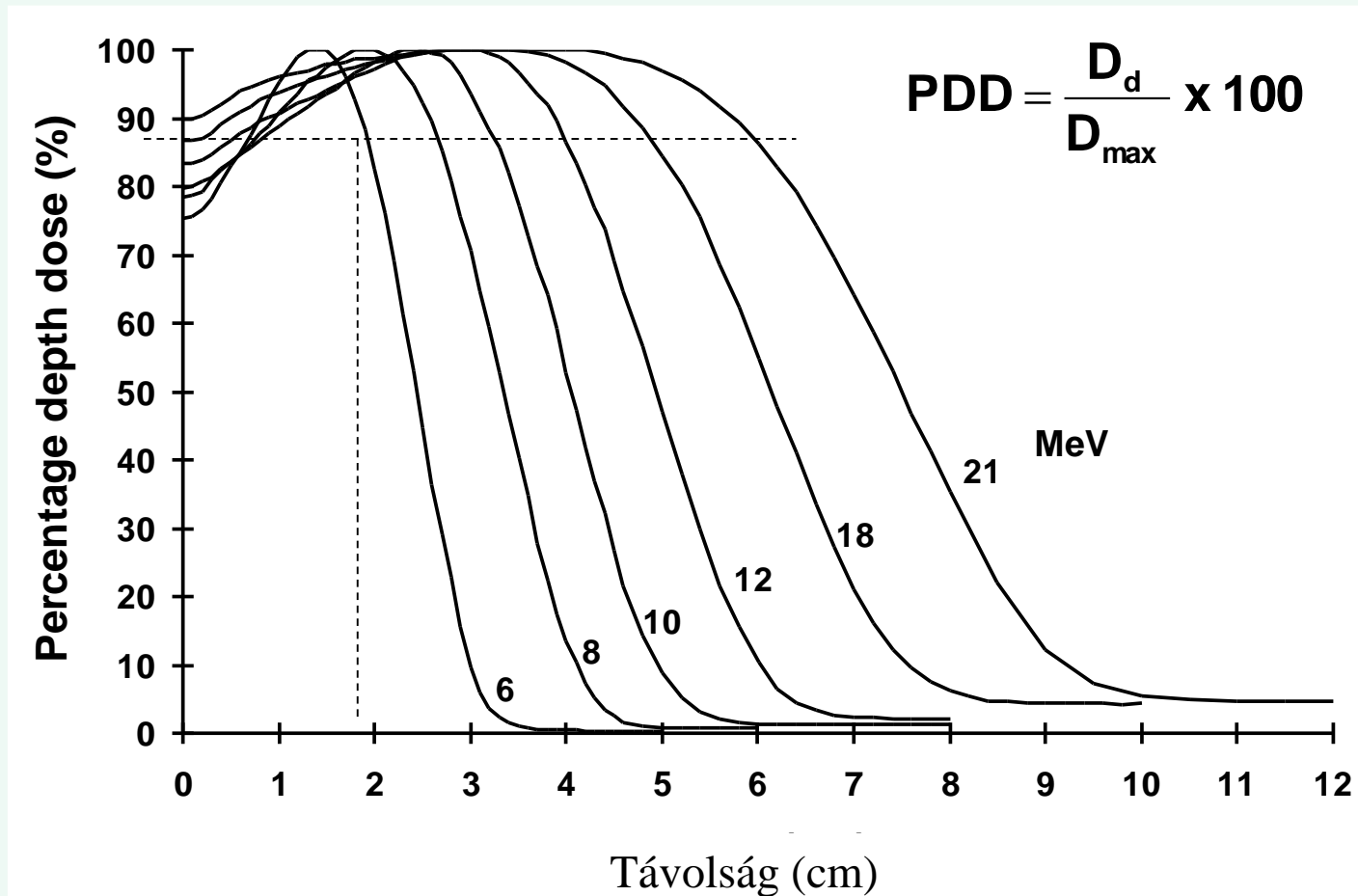
előállítás: lineáris gyorsító

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

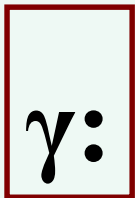
gyakorlatban: 6-21 MeV \Rightarrow 2-7 cm

felületközei tumorok

Elektron PDD (percentage depth dose) görbék különböző részecske energiáknál

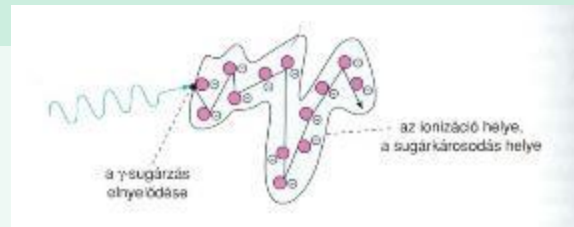


Konklúzió: csak felszínhez közeli tumor kezelhető elektron besugárzással

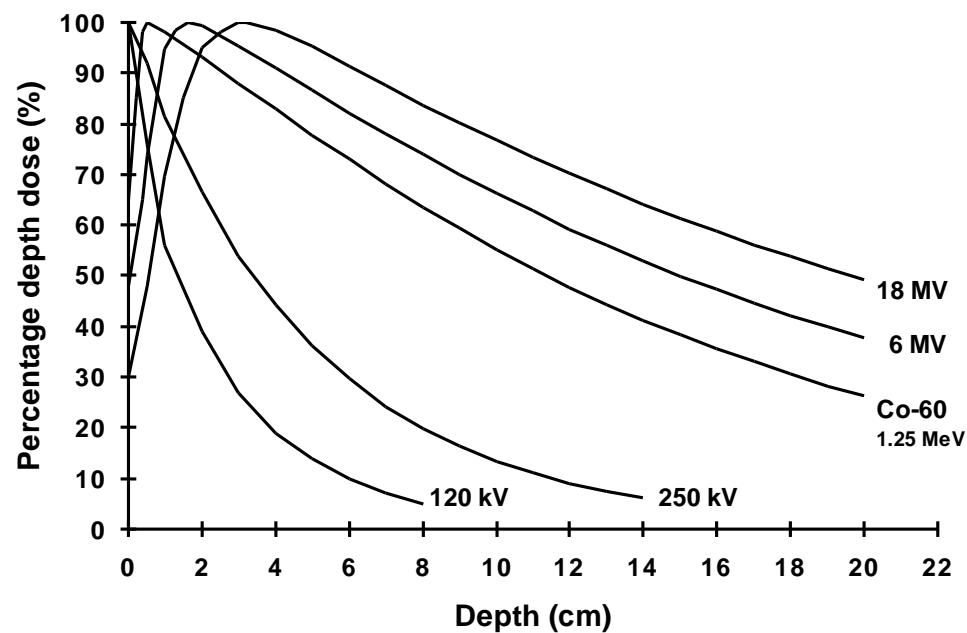


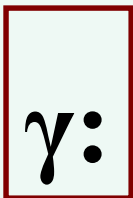
Probléma:

foton elnyelődésének helye \neq szekunder ionizáció helye = sugárkárosodás helye



Foton PDD görbék
különböző energiáknál





γ-kés:

összesen kb. 200 db sugárnyaláb

pl. ^{60}Co , használt aktivitás: TBq

agysebészeti célra különösen alkalmas

Izocentrum - a nyalábok irányainak metszéspontja



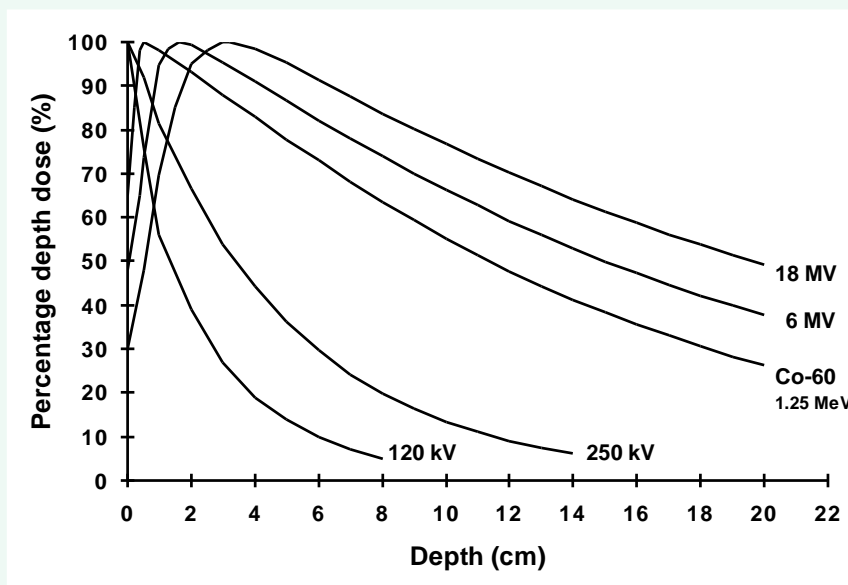
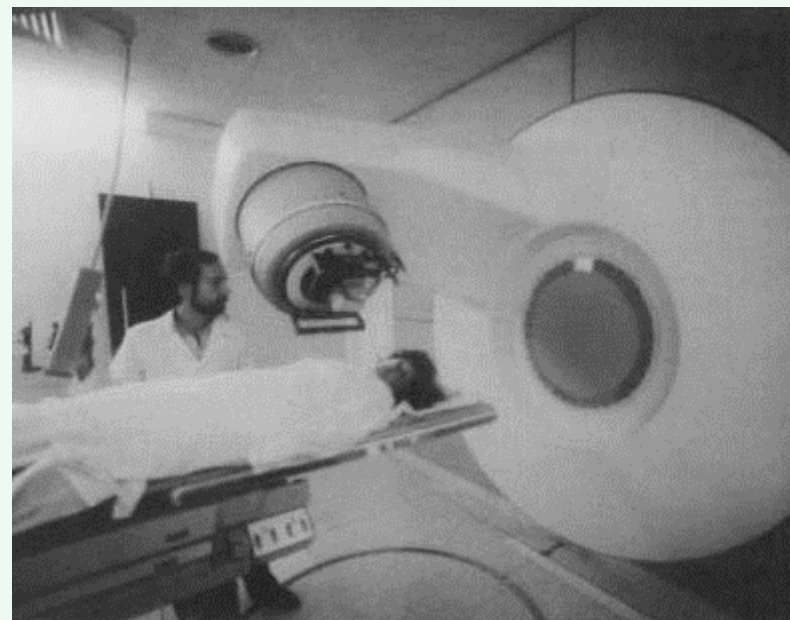
4, 8, 14, 18 mm-es kollimátorok

Röntgen:

Részecskegyorsító a rtg. sugárzás előállítására.

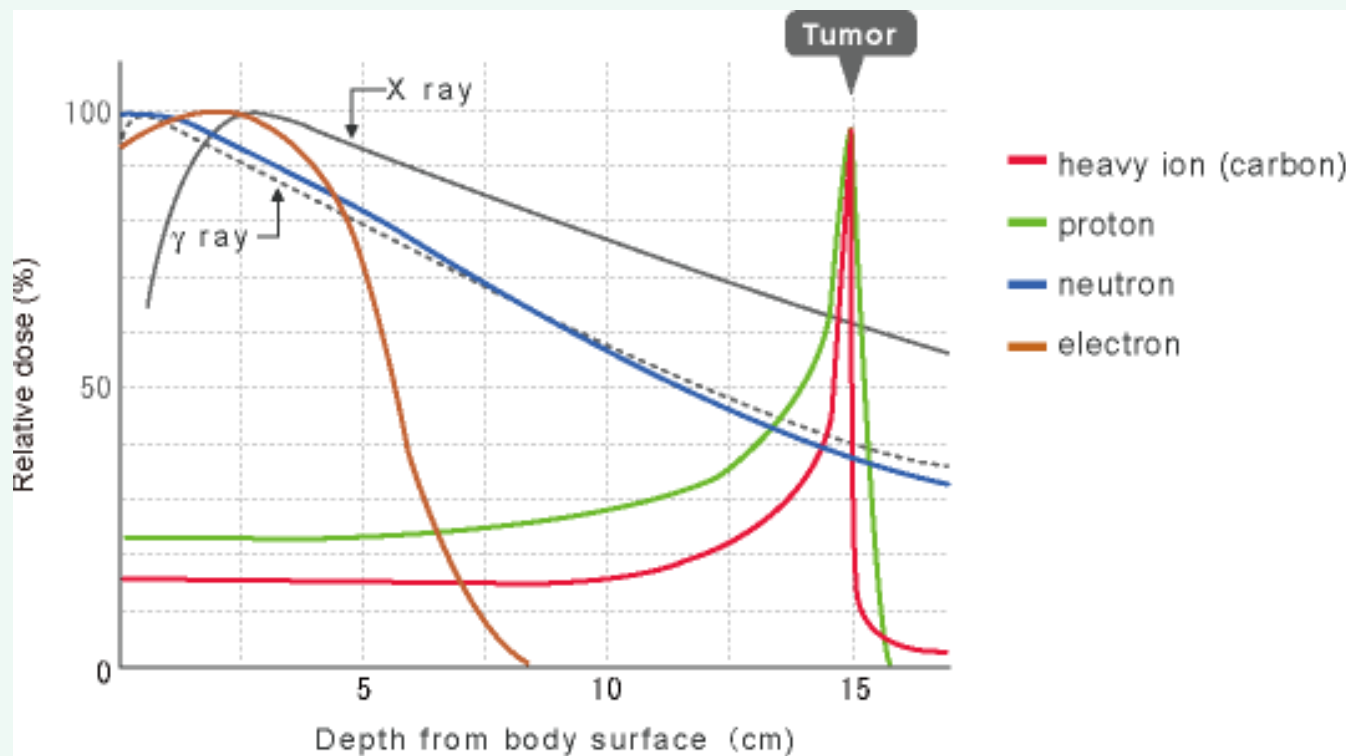
Néhány MeV fotonenergia.

Besugárzás ideje jól szabályozható.

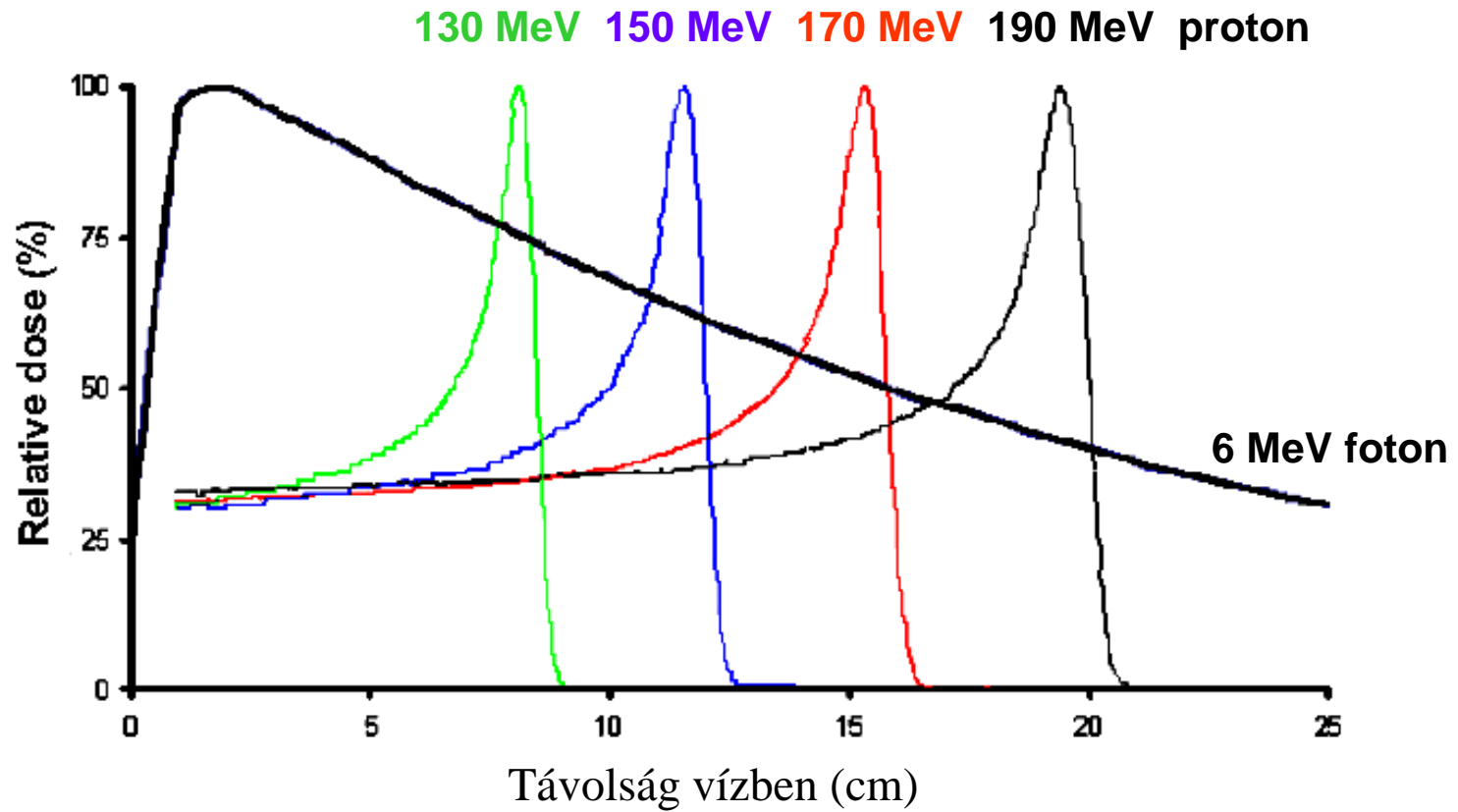


p:

Ideális lenne, de nagyon drága!



Foton és proton mélydózis összehasonlítása



Sugárterápia

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

Sugárvédelem

Determinisztikus hatások **kizárása**.
Stochasztikus mellékhatások valószínűségének csökkentése.

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

környezeti



foglalkozási

katonai

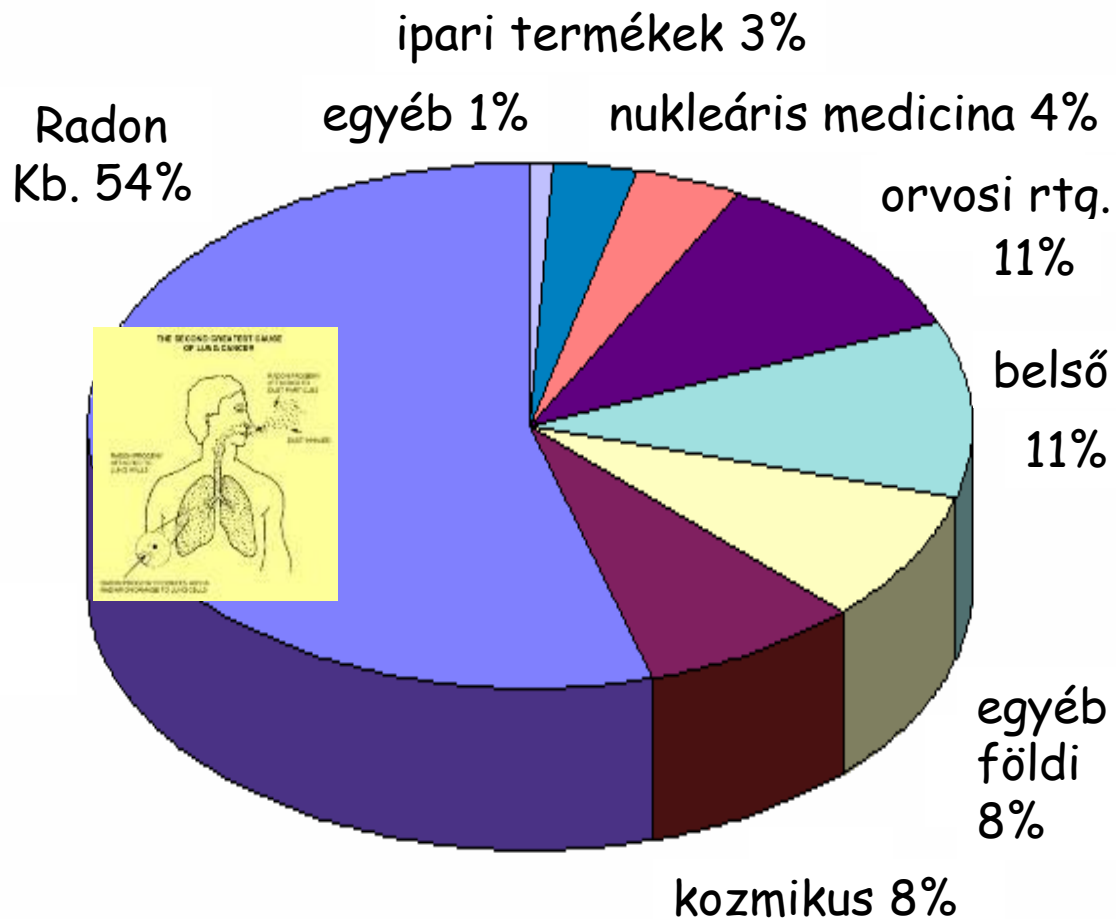
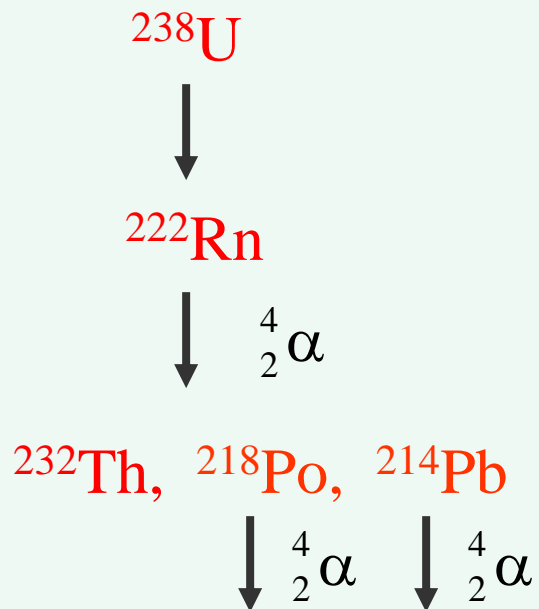


nukleáris ipari

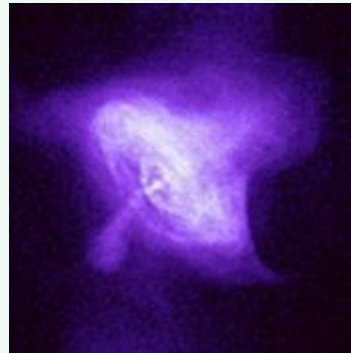
orvosi



A terhelés megoszlása a források között



Sources of natural background



cosmic radiation
 $\sim 0,4 \text{ mSv/year}$

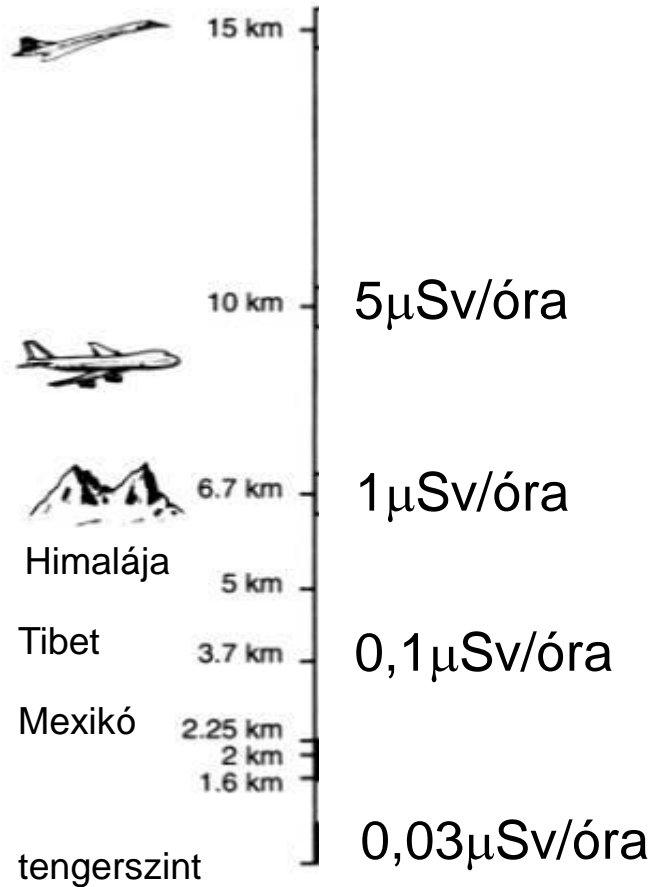


radon: cc. $1,8 \text{ mSv/year}$



potassium: cc $0,1 \text{ mSv/year}$

A kozmikus sugárzásból származó
dózisteljesítmény változása a
tengerszint feletti magassággal



Kockázati tényezők összehasonlítása

a várható átlagos élettartam csökkenése napokban

házastárs nélküli élet (férfiaknak)	3500
dohányzás (1 csomag naponta)	2250
házastárs nélküli élet (nőknek)	1600
szénbányász munkakör	1100
25% túlsúly	777
alkoholizmus	365
építőmunklás munkakör	227
közlekedés motorkerékpárral	207
1 mSv/év effektív dózis 70 éven át	10
kávézás	6

Sugárvédelem

A sugárvédelem célkitűzései:

biztosítani, hogy az ionizáló sugárzás alkalmazásával kapcsolatban determinisztikus hatások ne léphessenek föl

sugárveszélyes tevékenységet folytató személyek foglalkozási kockázata ne legyen nagyobb, mint az egyéb foglalkozási ártalmak kockázata (10^{-4} eset/év)

a lakosság sugárterhelésből adódó kockázata ne haladja meg az egyéb civilizációs ártalmakból eredő kockázatot (10^{-5} eset/év).

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

A dózist olyan alacsonyra csökkenteni, hogy a kockázat mértéke „elfogadható” legyen.

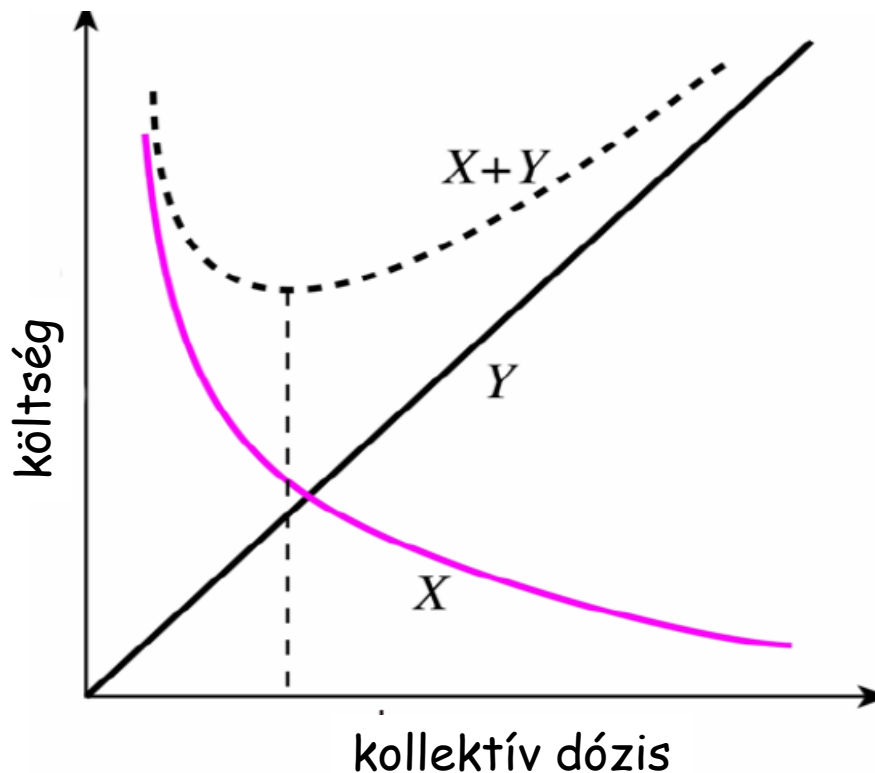


Teljes sugárvédelem nincs!

Sugárvédelmi szabályok dóziskorlátokat írnak elő.

ALARA-elv

As Low As Reasonably Achievable



X : sugárvédelm költsége

Y : sugárkárosodás kezelésének költsége

Optimum a minimum

ALARA elv: A sugárveszélyes munkahelyen foglalkoztatott személyek sugárterhelését az ésszerűen elérhető legalacsonyabb szinten kell tartani a gazdasági-társadalmi tényezők figyelembe vételével

Orvosi tevékenység

- Laboratóriumi alkalmazás – radioaktív nyomjelzők
- Képalkotó eljárások
- Sugárterápia

Minden alkalmazás sugárterheléssel jár!

*A várható előny és a kockázat
mérlegelése fontos!
(Cost-Benefit elv)*

Foglalkozással összefüggő

Sugárvédelmi dóziskorlátok

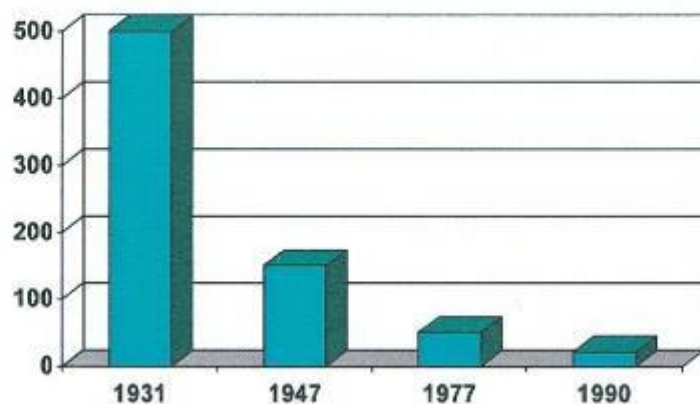
	Foglalkozási (mSv/év)	Lakossági (mSv/év)
Effektív dózis	20 *	1
Egyenérték- dózis (szemlencse)	150	15
Egyenérték- dózis (végtag/bőr)	500	50



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

Sugárvédelmi dóziskorlátok

**A foglalkozási egészsztest
dóziskorlátok (mSv/év) változása
(ICRP ajánlás)**

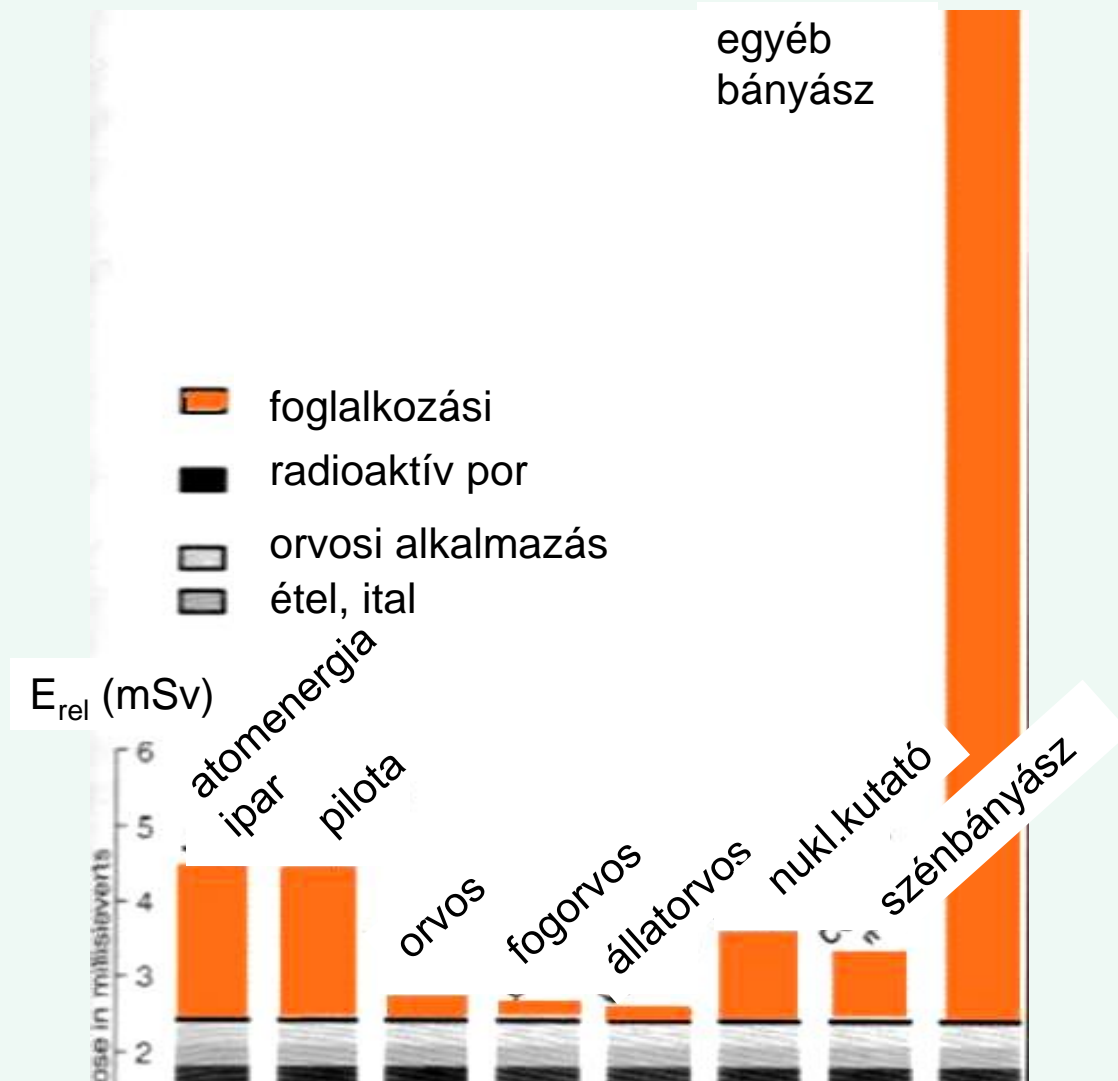


*International Commission on Radiological Protection

	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.

Különböző foglalkozásokkal járó relatív dózisterhelés



Dozismérés

fizikai jel változása \sim elnyelt dózis

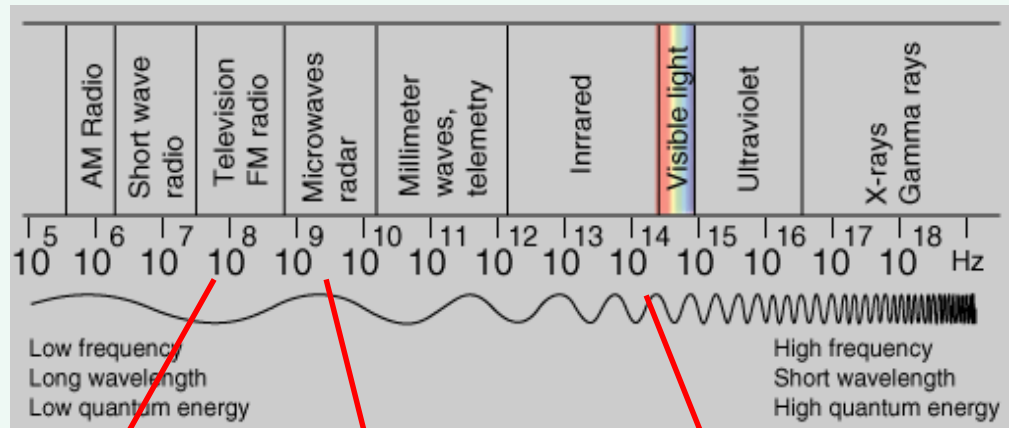
Sugárzásdetektorok – Dózismérő eszközök

- Mit? α^{++} p^+ (n) β γ ν

- Milyen energiájút?

- Mennyit?

- Milyen pontosan?

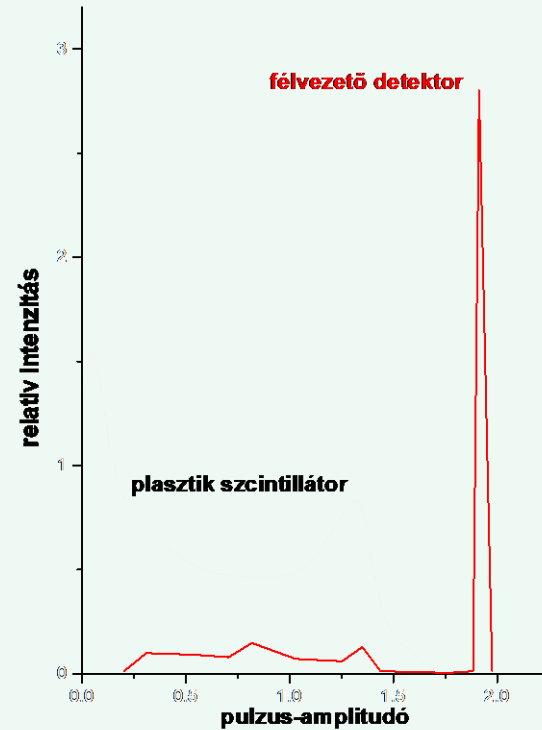
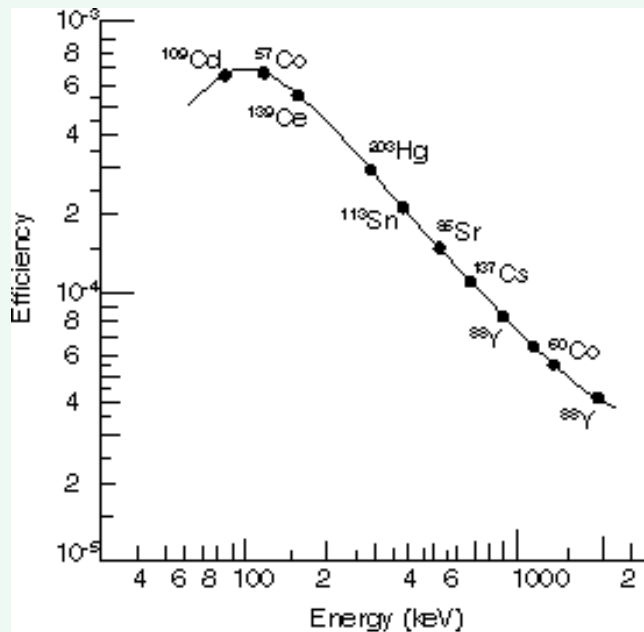


Dózis- és dózisteljesítmény-mérők fajtái

- * elektronikus működésű detektorok – az elnyelt sugárzási energia közvetlenül szabad töltéshordozókat hoz létre
gáztöltésű detektorok – utólagos és azonnali kiértékelésre is alkalmasak
- szcintillációs detektorok** – szerves kristály és folyadék
- félvezető detektorok** – szilícium, germánium
- * kémiai dózismérők – a válaszjel kialakításához vegyi folyamat vezet el
FILM – utólagos kiértékelés
- * szilárdtest-dózismérők – kristályok fizikai tulajdonságait használják ki
termolumineszcens detektor – **TLD** (LiF, CaF₂, BeO, Al₂O₃)

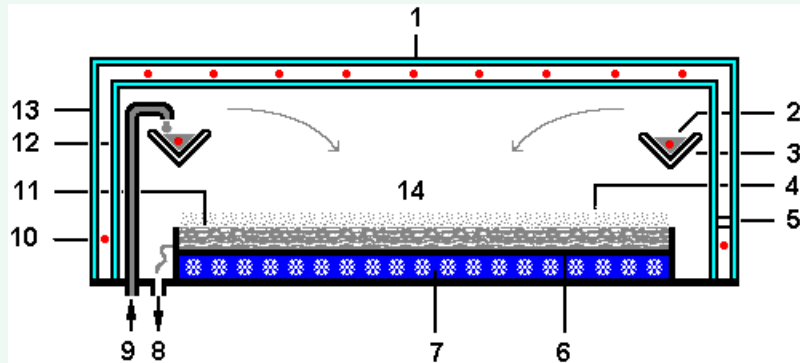
A detektorok jellemzői

- információ
 - nyom, energia, szám
- reakcióidő
 - 100 ps-tól néhány ms-ig
- hatásfok



- érzékenység
- válaszfüggvény
- háttér
 - árnyékolás: aktív, passzív

Egyszerű részecskedetektorok



• ionizációs (köd-)kamra

1- fűtés, ion kivonás

2- fűtés

3- alkohol csatorna

4- túltelített gőz

5- nyílás forrásnak

6- fekete fém alaplapp

7- hűtés

8- alkohol visszafolyás

9- alkohol bevitel

10- fűtés

11- alkohol

12- belső üvegfal

13- külső üvegfal

14- alkoholgőz

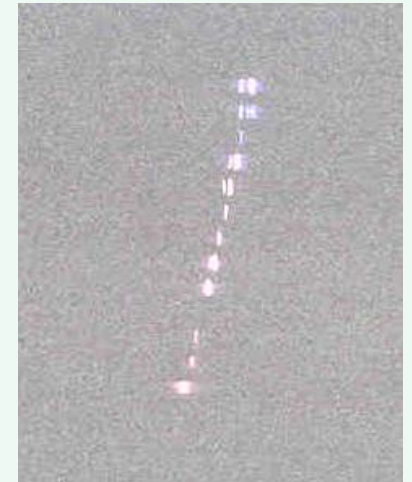
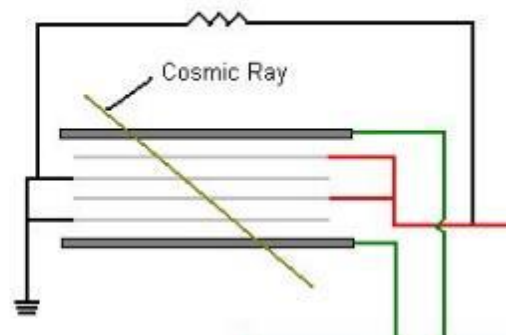
• szikrakamra

– nagyfeszültségű vezetékek

• buborékkamra

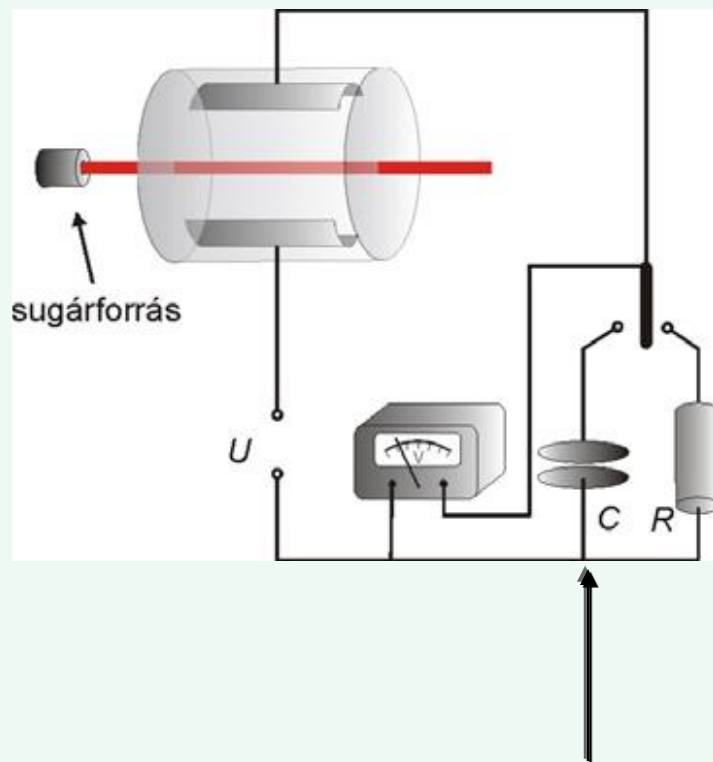
– folyadék (H_2 , Ar, Xe) a forráspont körül

– hűtés/fűtés ciklusok



Elektronikus működésű detektorok

Gázionizációs detektorok - Ionizációs kamra



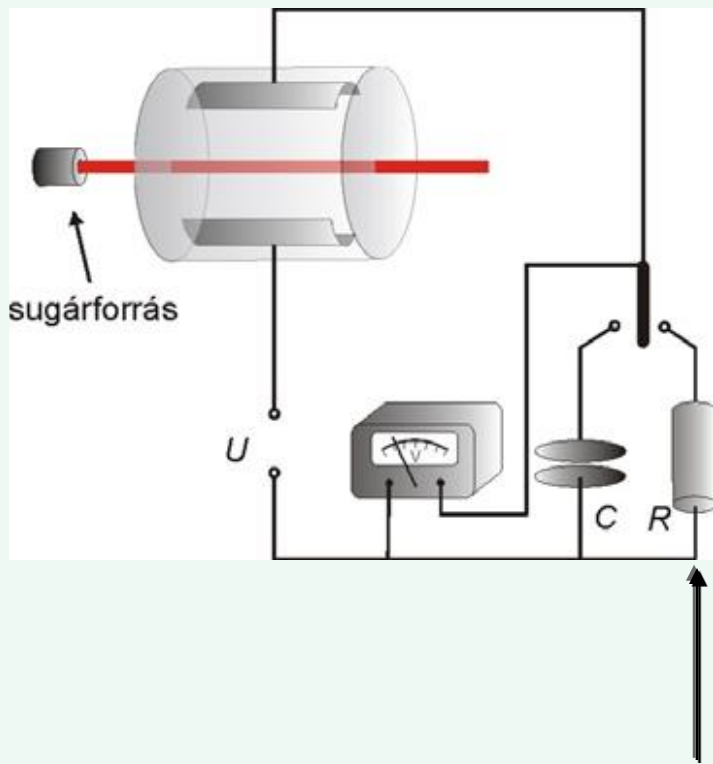
Dózismérés: a kondenzátoron felhalmozódik a keletkezett töltés.

A kondenzátor feszültsége a dózissal arányos.

$$U = \frac{Q}{C}$$

Mérés a kondenzátoron keresztül

Ionizációs kamra



Dózisteljesítmény mérése: az időegység alatt keletkezett töltés mennyisége = áramerősség.

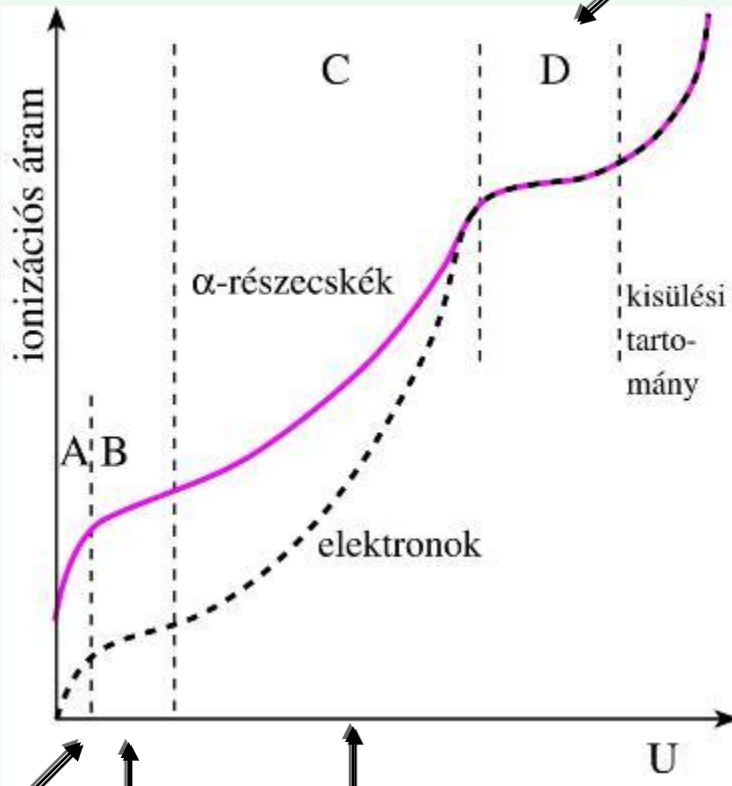
Az ellenálláson mért feszültség a dózisteljesítménnyel arányos.

$$U = \frac{QR}{t}$$

Mérés az ellenálláson keresztül

Ionizációs kamra

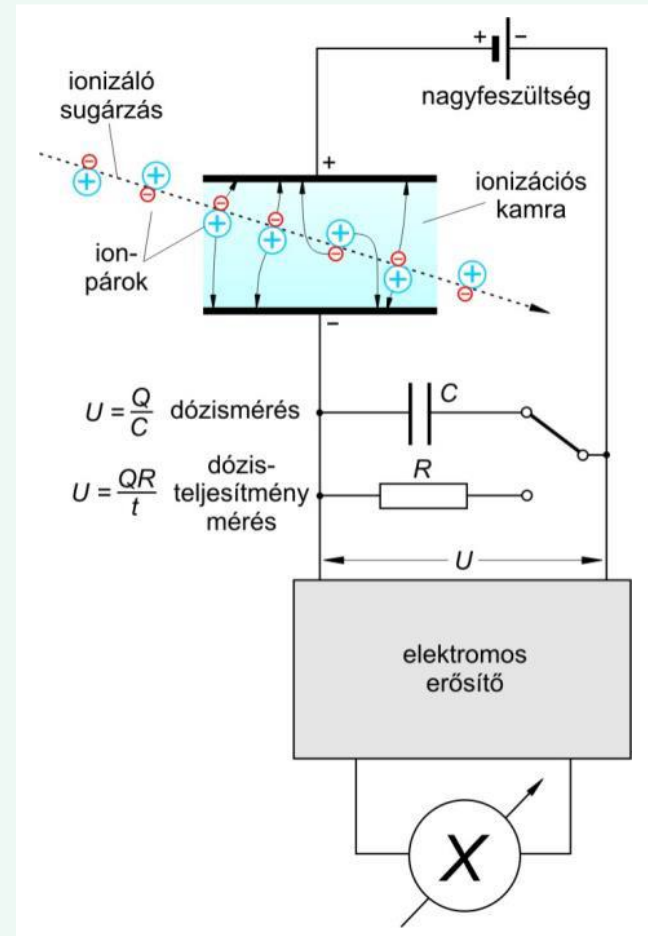
Geiger -
tartomány



rekombinációs
tartomány

ionizációs
kamra
tartomány

proporcionális
tartomány



Ionizációs kamra – Geiger-Müller számláló

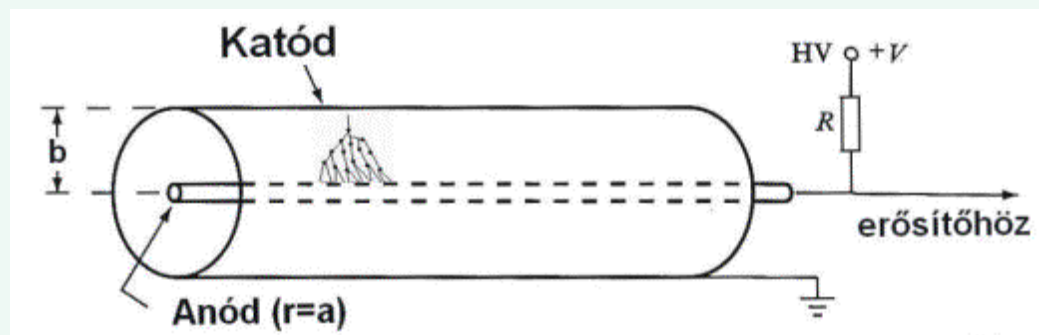
- Nemesgáz töltés
- Nagy gyorsító feszültség



Lavinaszerű ionizáció

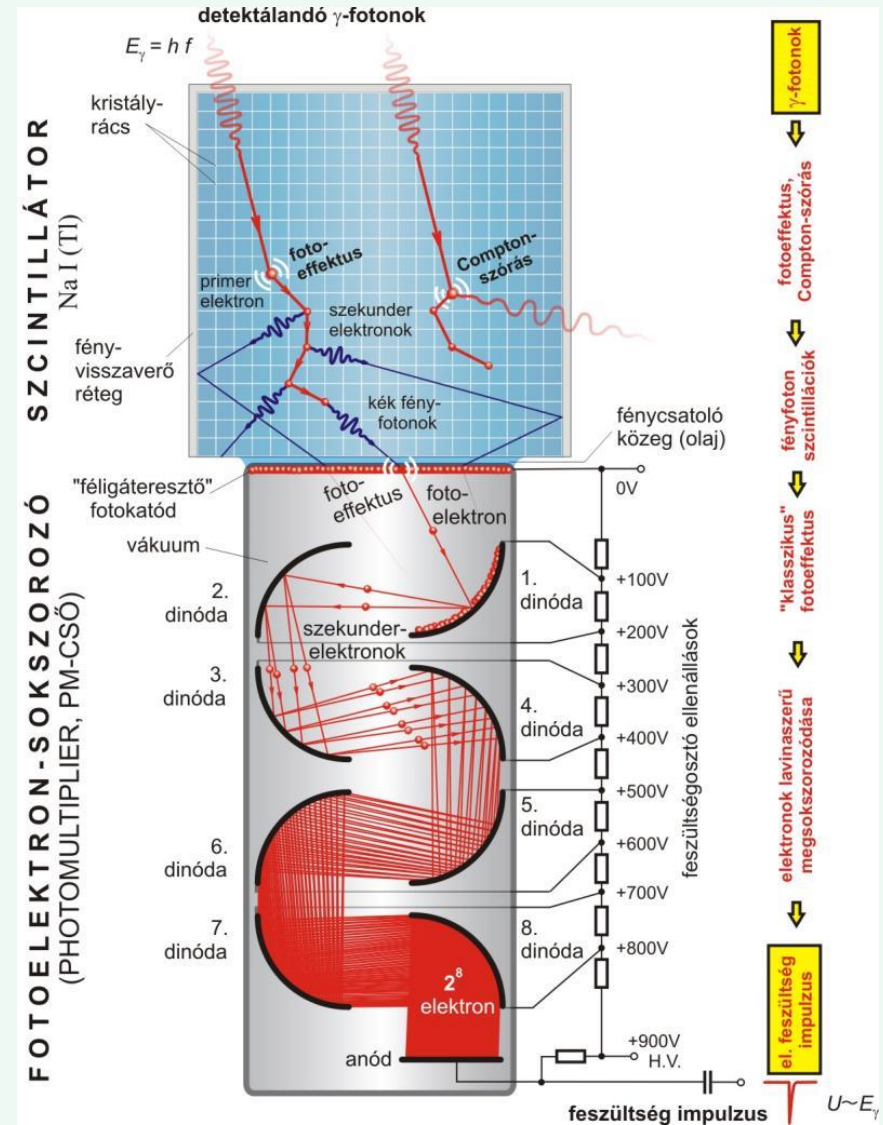
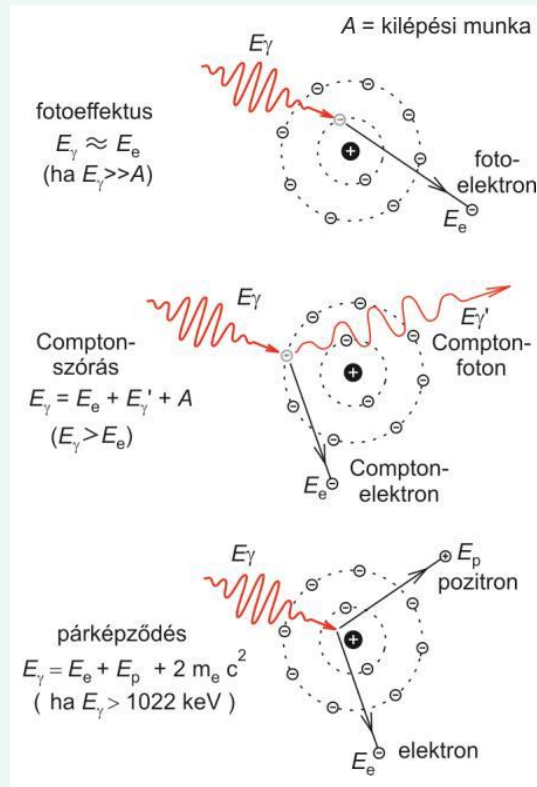
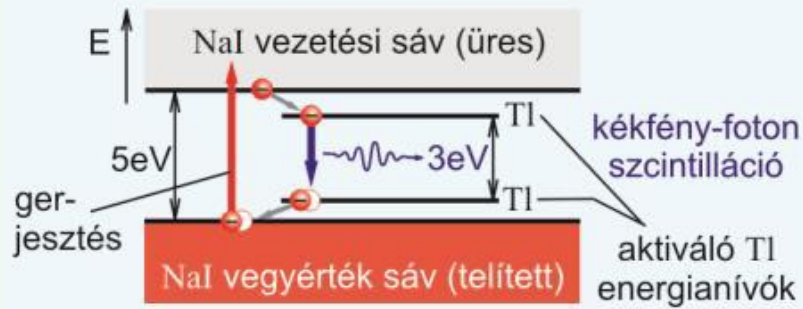


áramimpulzus



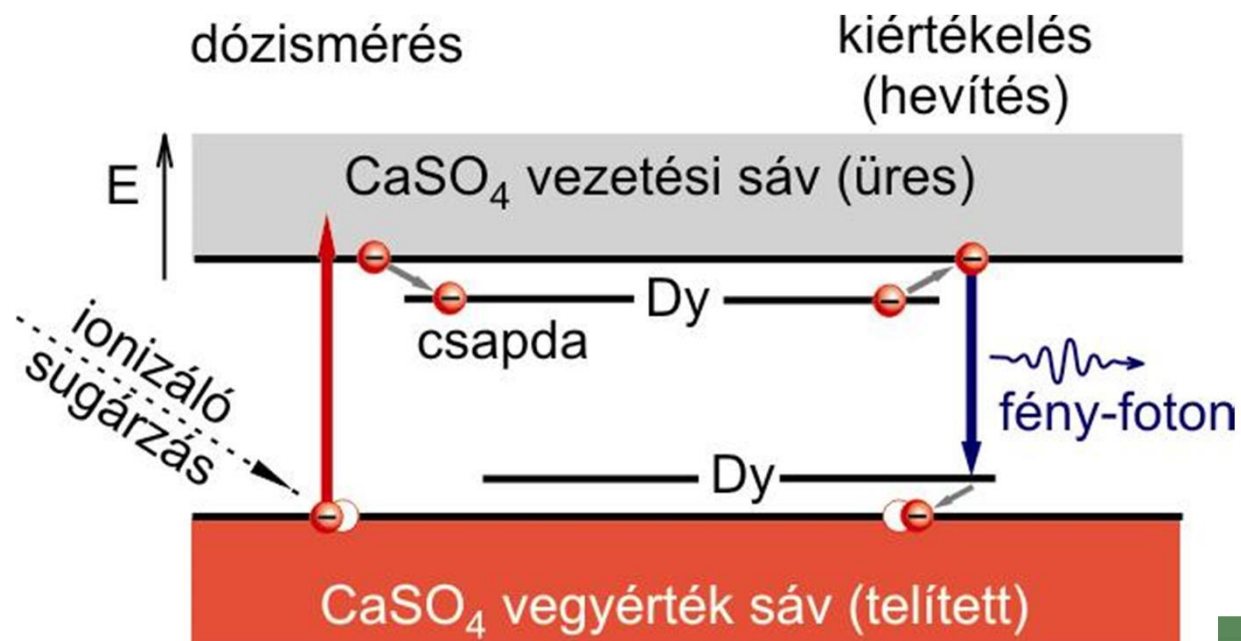
Áramimpulzus száma ~ ionizáló részecske száma

Szcintillációs detektorok

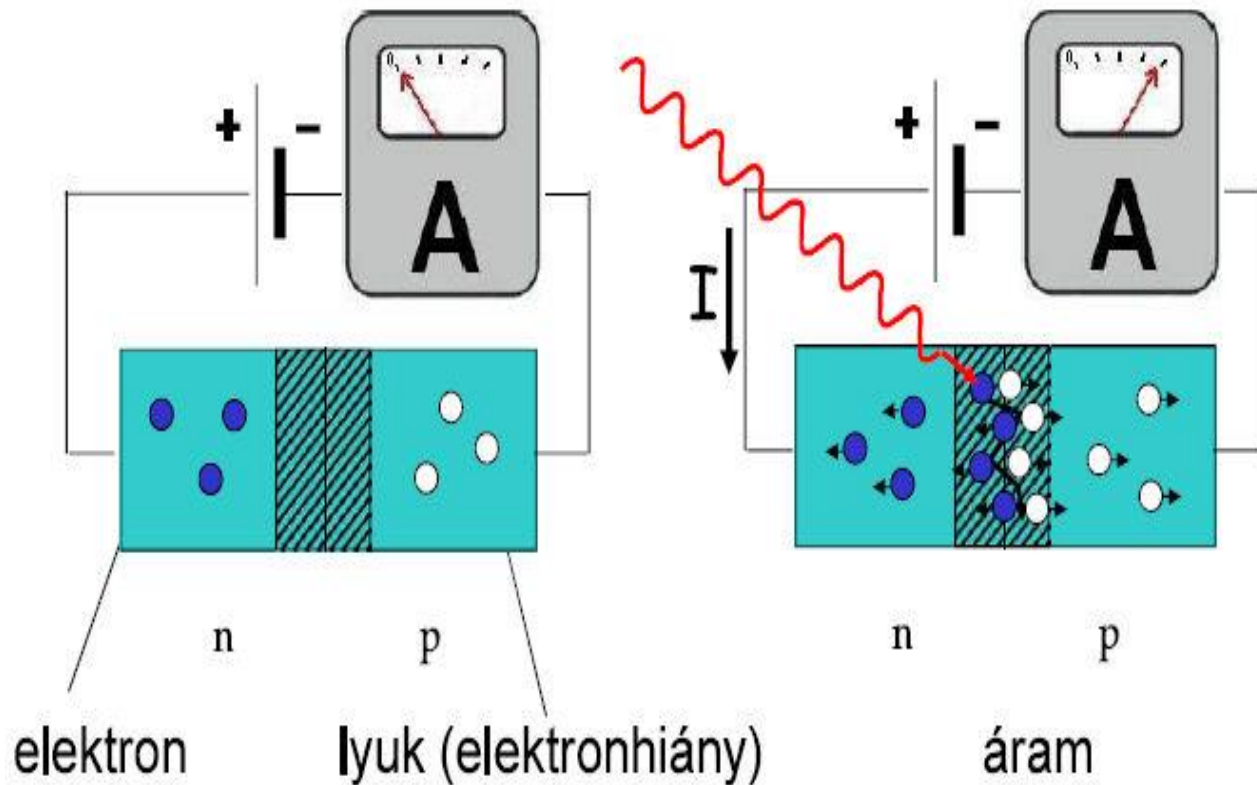


Szilárdtest detektorok

Termolumineszcens dózismérő



Félvezető detektorok

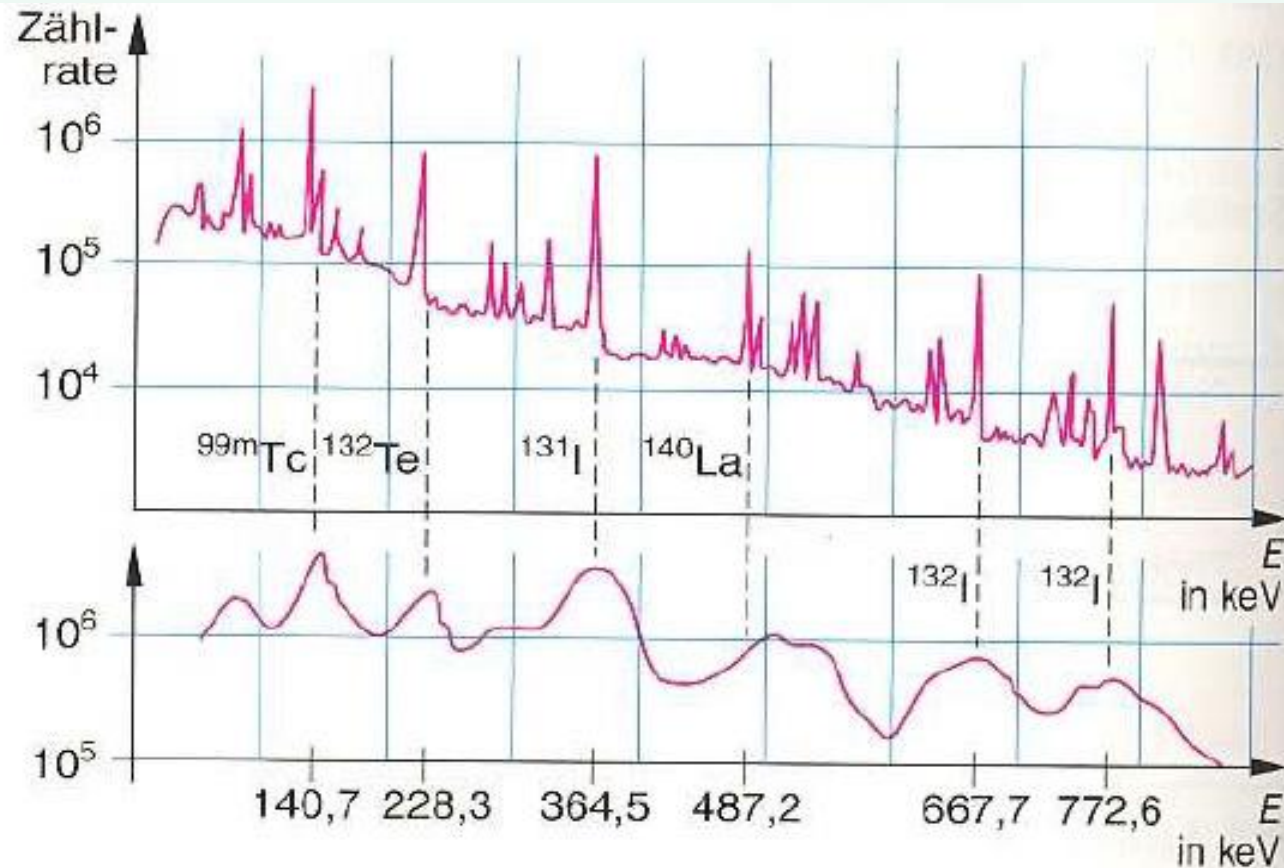


- Az n-típusú félvezetőrészt a feszültségforrás + pólusával és a p-típusú félvezetőrészt a – pólussal összekötve a záróréteg kiszélesedik.
- Az ionizáló sugárzás a zárórétegben töltéshordozókat kelt: elektronok és lyukak
→ rövid idejű áramimpulzus keletkezik.

Félvezető detektorok

Germánium-Detektor

**Szcintillációs
számláló**

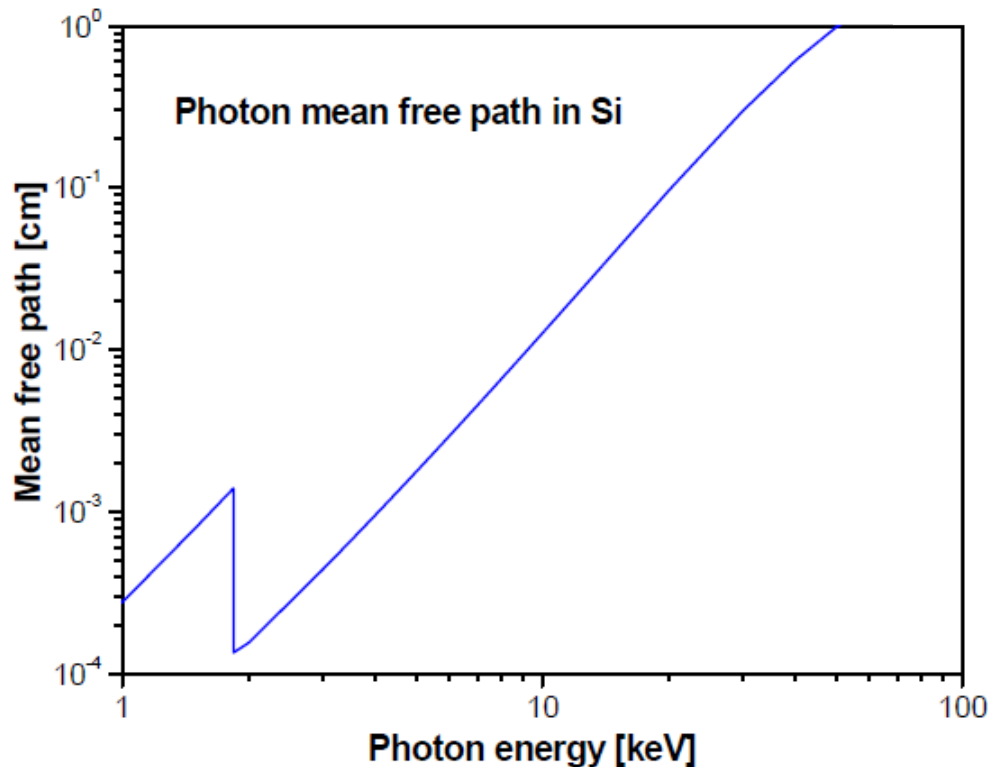
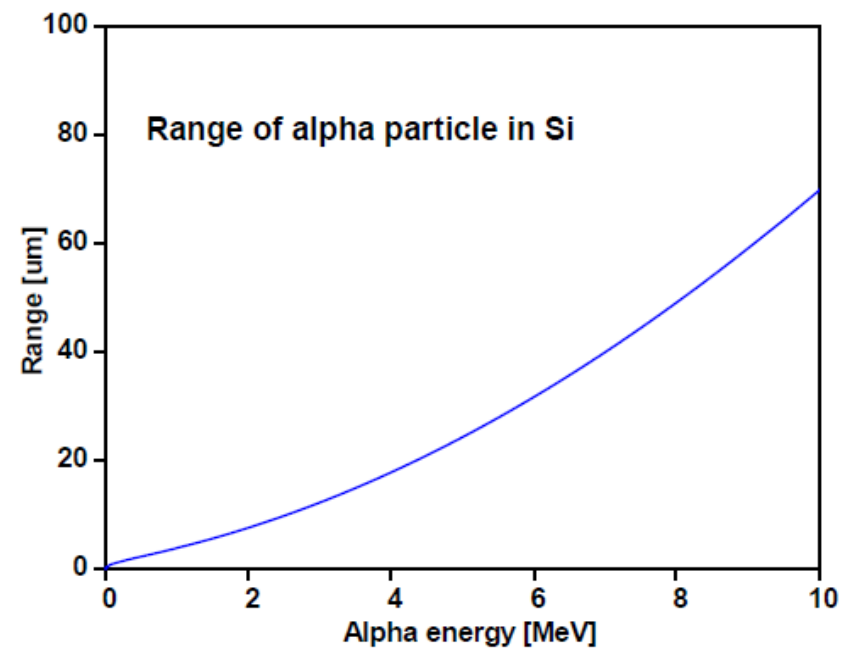


hátránya hőmérsékleti érzékenysége.

egy töltéspár keletkezésének valószínűsége: $P(T) = CT^{3/2}e^{-E_g/2kT}$

A tiltott sáv kb 1.1 eV, egy töltéspár keltéséhez kb 3eV szükséges.

A félvezetők kiürített zónájának mérete a záróirányú feszültség növelésével növekszik, a kapacitás csökken. Ha a réteg vastagabb mint a részecskék által megett út, akkor csak a teljes energiás csúcs jelenik meg → nagyon jó felbontás.



fotonok esetében nagyobb kristályra van szükség, a termikus zaj csökkentésére folyékony N₂-el kell hűteni. Diagnosztikai Rtg tartományban a pn-átmenet is használható.

Egyéni dózismérő eszközök

Kémiai dózismérés -



Filmdoziméter



A feketedés mértéke
függ a sugárzás
fajtájától, energiájától,
az abszorbens
vastagságától,
anyagától.



A fotófilm megfeketedésén alapuló eszközök.

A feketedési rajzolat alapján értékelhető.

Dózis kiszámítása

Csak a γ -sugárzással kapcsolatos
dózist veszi figyelembe

$$D_{lev} = K_{\gamma} \frac{\Lambda t}{r^2}$$

Λ : a forrás aktivitása

t: az expozíció ideje

r: forrástól mért távolság

K_{γ} : dóziskonstans

izotópra jellemző arányossági tényező

izotóp	γ -energia (MeV)	K_{γ}
^{24}Na	2,754; 1,369	444
$^{52/59}\text{Fe}$	0,5; 1,3; 1,1	160
^{60}Co	1,33; 1,17	305
^{131}I	0,364; 0,08; 0,723	54
^{137}Cs	0,661	80

$$[K_{\gamma}] = \frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{GBq}}$$

Dózisszámolási példa

75 MBq ^{24}Na izotóptól 30 cm távolságban dolgozunk. Milyen vastag ólomfalat kell alkalmaznunk, hogy helyünkön $15 \text{ mGy}_{\text{lev}}/\text{h}$ értékre csökkenjen a dózisteljesítmény?

$$\left(\frac{D}{t}\right)_0 = K_\gamma \frac{\Lambda}{r^2}$$

$$[K_\gamma] = \frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{GBq}}$$

$$\left(\frac{D}{t}\right)_0 = 444 \frac{75 \cdot 10^{-3}}{0,3^2} = 370 [\mu\text{Gy} / \text{h}]$$

$$\left(\frac{D}{t}\right) = \left(\frac{D}{t}\right)_0 e^{-\mu_m x \rho}$$

$$x = 5,7 \text{ cm}$$

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

II. 4.

4.1

4.2

4.3

4.4

4.5

IX.3.

keretes: 184. 186.

Gyakorlati jegyzet: Dozimetria

akit érdekel: **Sugárbalesetek orvosi-biofizikai vonatkozásai**
szab.vál. tárgy, heti 90 perc szeminárium.