

Izotópok



diagnosztikai alkalmazásai 2.

Az izotóp kiválasztásának szempontjai

Maximáljuk a nyerhető információt.

Minimalizáljuk a kockázatot.

Ennek megfelelően optimalizálandó

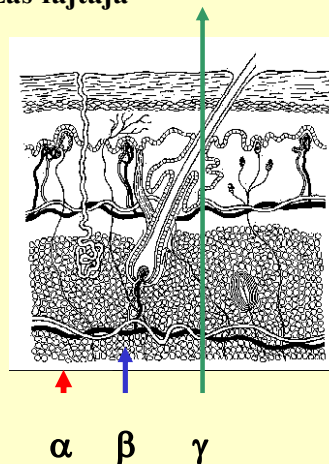
a sugárzás fajtája

a sugárzás fotonenergiája

az izotóp felezési ideje

radiofarmakon előállíthatósága és tulajdonságai

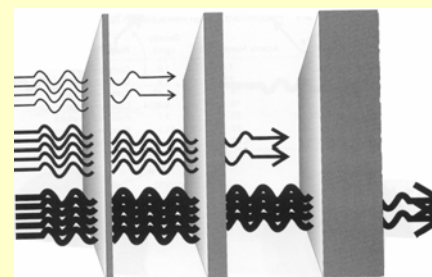
a sugárzás fajtája



Csak a γ -sugárzás
áthatolóképessége elég
nagy

Optimális a tisztán γ -sugárzó mag

a sugárzás fotonenergiája



Legyen elég nagy az
áthatolóképessége a
testszövetekben!

Legyen jó hatásfokkal
detektálható!

$$hf > 50 \text{ keV}$$

az izotóp felezési ideje

$$\Lambda = \lambda N = \frac{0,693}{T} N$$

↑
Csökkentésének határt szabnak a vizsgálat körülményei.

↑
Legyen minél rövidebb!

↑
A paciens védelmében minimalizáljuk!

Csökkentésének határt szab vizsgálandó biológia folyamat időbeli lefolyása.

radiofarmakonok – radioaktív atomot hordozó molekula

Vegyen rész a vizsgálni kívánt biokémiai/élettani folyamatban

Ne módosítsa vizsgálni kívánt folyamatot.

példák

farmakon	izotóp	aktivitás (MBq)	alkalmazási terület
Pertechnetát	^{99m} Tc	550 - 1200	agy
Pirofoszfát	^{99m} Tc	400 - 600	szív
Dietilén-triamin pentaecetsav (DTPA)	^{99m} Tc	20 - 40	tüdő
Benzoilmercapto-acetiltri-glicerín (MAG3)	^{99m} Tc	50 - 400	vese
Metilén difoszfónát (MDP)	^{99m} Tc	350 - 750	csont

Mekkora aktivitást használjunk?

Maximáljuk a nyerhető információt.

Minimalizáljuk a kockázatot.

$$\Lambda \sim 100 \text{ MBq}$$

A kép típusai

Statikus kép – az izotóp/aktivitás eloszlása egy adott pillanatban

Dinamikus kép – az izotóp/aktivitás mennyiségének változása egy adott helyen

Statikus és dinamikus együttese – statikus felvételek egymásutánja

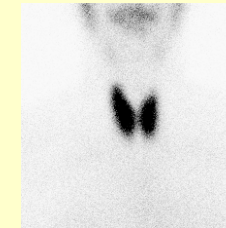
Emissziós CT

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)

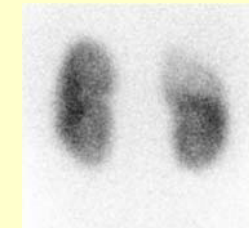
PET (Positron Emission Tomography)

A kép típusai

Statikus kép – az izotóp/aktivitás eloszlása egy adott pillanatban



pajzsmirigyben,

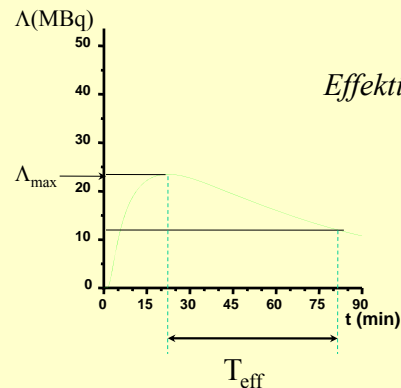


vesében

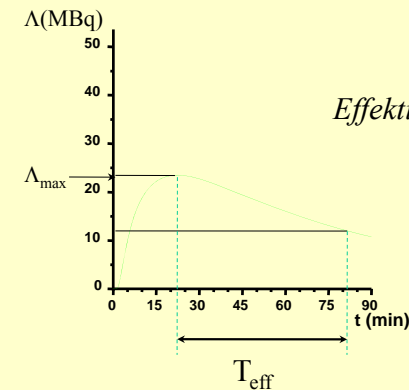
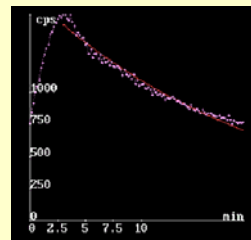
Izotóp felhalmozódása

A kép típusai

Dinamikus kép – az izotóp/aktivitás mennyiségének változása egy adott helyen



Effektív felezési idő – az aktivitás a felére csökken a célszervben



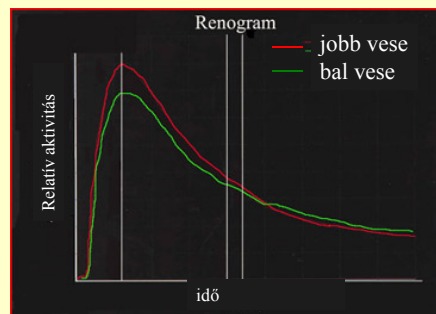
Effektív felezési idő – az aktivitás a felére csökken a célszervben

$$\Lambda = \Lambda_0 e^{-(\lambda_{fiz} + \lambda_{biol})t}$$

$$\lambda_{effektív} = \lambda_{fiz} + \lambda_{biol}$$

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

példa



vese

izotóptárolási görbéje

A biológiai felezési idő értékeléséhez a felvétel körülményeit (milyen radiofarmakon, milyen formában stb.) is figyelembe kell venni.



Hal Anger
1920-2005

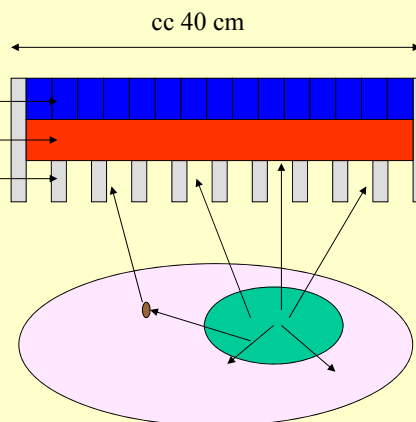


Hal Anger munkatársaival
1952

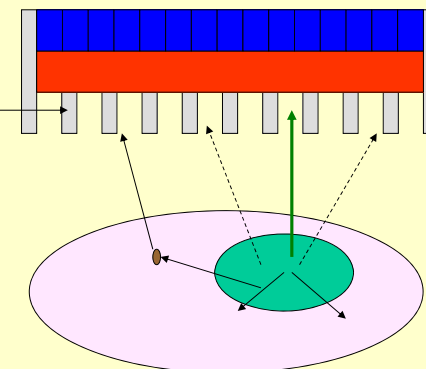
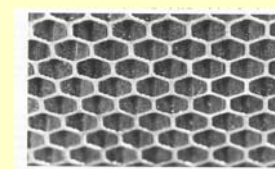


Gamma kamera

fotoelektronsokszorozók
detektorkristály
kollimátor



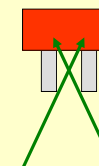
kollimátor



Jó abszorpcióképességű anyagból (ólom) álló
csöves/lemezkes rendszer.

Csak bizonyos szög alatt érkező fotonokat enged át.

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



detektorkristály

NaI(Tl) szcintillációs kristály

Megfelelő detektálási hatásfok

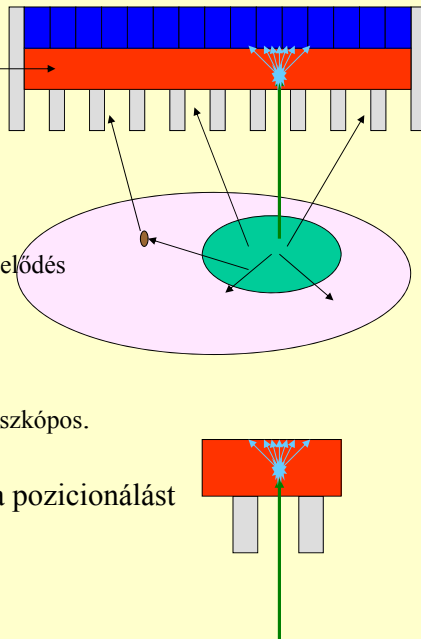
150 keV-os fotonra $\mu \sim 2.2$ 1/cm

10 mm rétegvastagságban $\sim 90\%$ -os elnyelődés

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

Sajnos törékeny, hőmérsékletérzékeny, higroszkópos.

A szcintilláció befolyásolja a pozicionálást



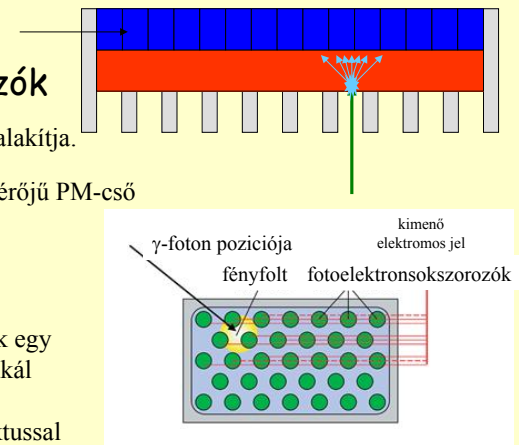
fotoelektronsokszorozók

Fényimpulzusokat elektromos jellé alakítja.

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

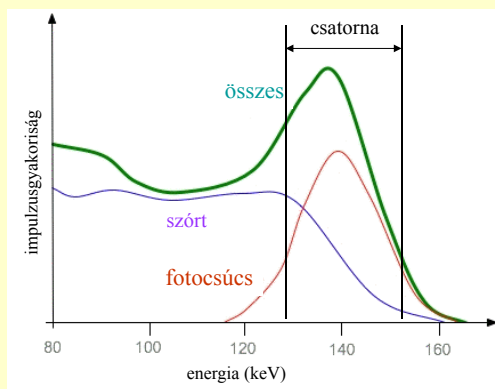
A keletkező feszültségimpulzusok nagysága változatos, mert

- egy γ -foton elnyelődése nemcsak egy fotoelektronsokszorozóban indukál elektromos jelet
- az elnyelődés nemcsak fotoeffektussal történik



Impulzus amplitúdó spektrum – a fotoeffektus révén elnyelődő γ -foton energiájával arányos nagyságú feszültségimpulzust generál.

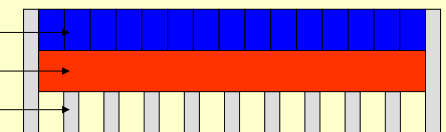
Ez a többi* feszültségimpulzustól diszkriminálással (DD) megkülönböztethető.



* Compton-szórás révén keletkező, vagy nem a térbeli lokalizációnak megfelelően becsapódó fénypotonok által kiváltott.

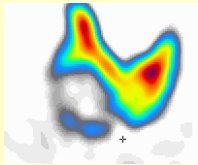
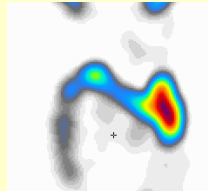
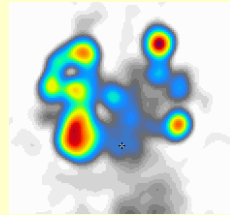
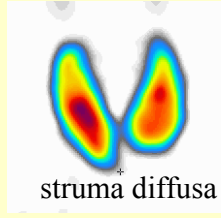
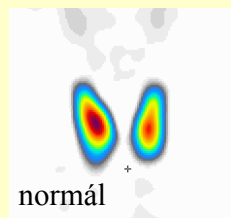
Gamma kamera

fotoelektronsokszorozók
detektorkristály
kollimátor

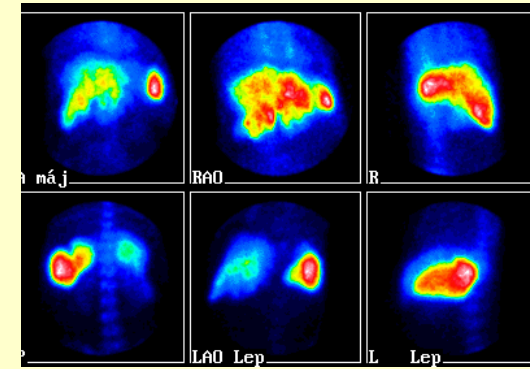


A sugárzás forrásának hely szerinti azonosítását
a kollimátor
a fotoelektronsokszorozók
a diszkriminátorok
együttesen teszik lehetővé.

Pajzsmirigy pertechnetátos (intravénásan 80 MBq) felvételek



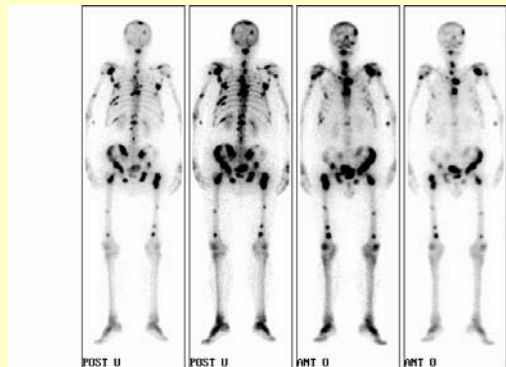
Durva göbös májlézió



^{99m}Tc - fyton

csontszcintigráfia

^{99m}Tc -MDP: 600 MBq

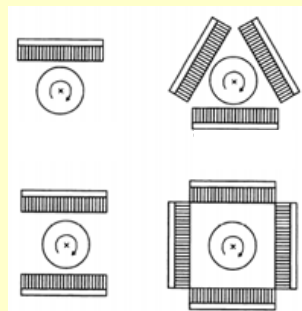


A gamma-kamera időbeli és térbeli felbontásra is alkalmas.
Statikus és dinamikus képet is nyerhetünk.

Jellemző paraméterek:
térbeli felbontás
energiaszelektivitás (felbontás)
detektálási hatékonyság

SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography



különböző kameraelrendezések

SPECT

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

Keresztmetszeti képeket ad.

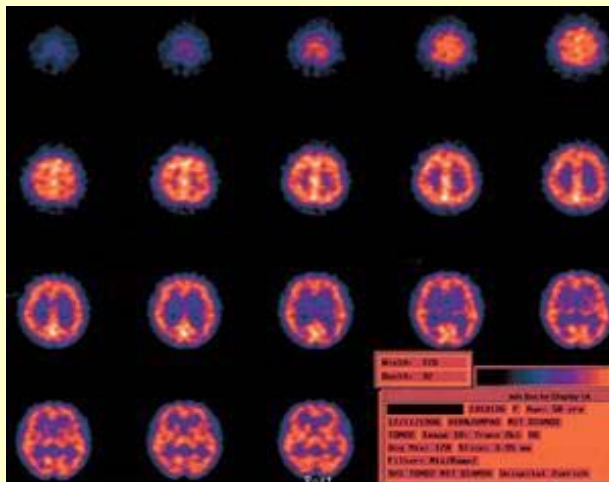
Az egyes szeletekben az aktivitás eloszlását a számítógép rekonstruálja.

Szinkódolt képrekonstrukció.

Egymást követő rétegek felvétele az x-tengely mentén.

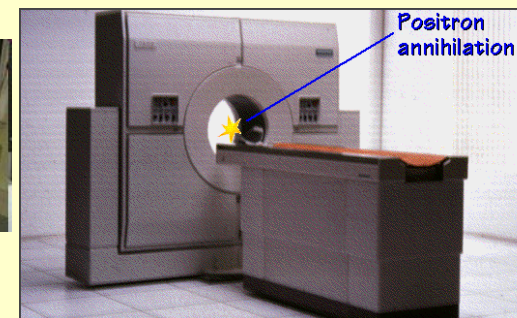
Fejről részült SPECT -felvételek

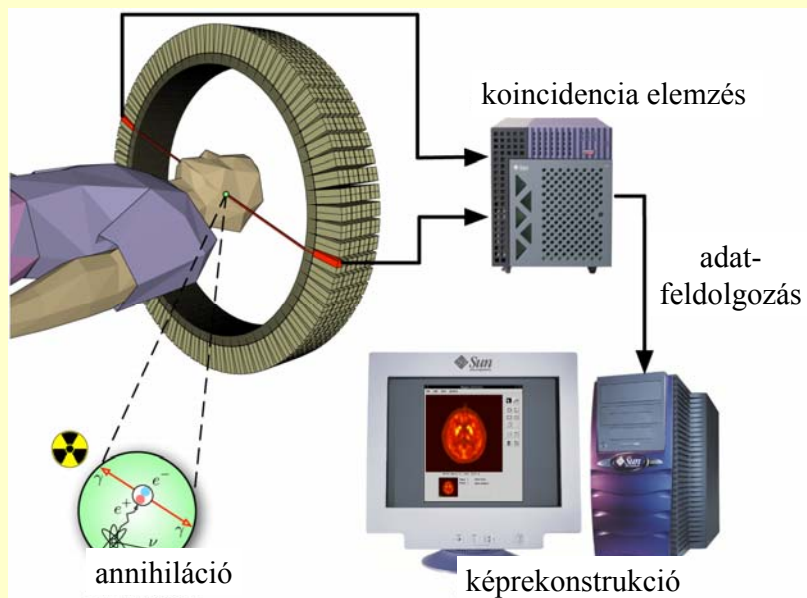
^{99m}Tc - HMPAO



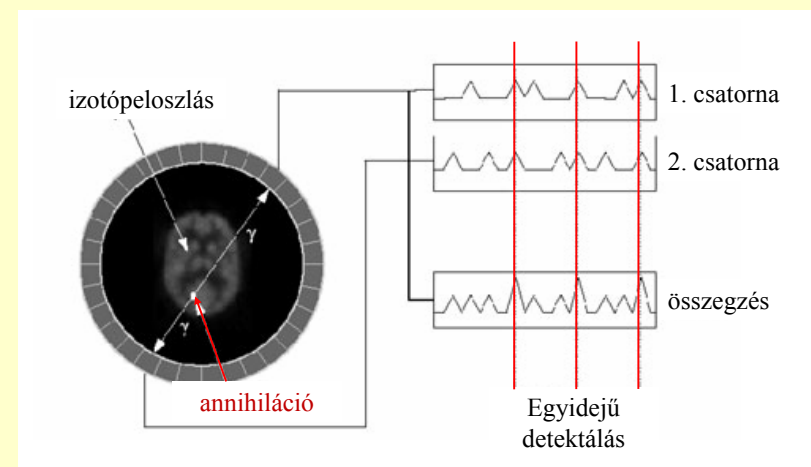
PET

Positron Emission Tomography





Koincidencia a detektálásban



A PET-ban leggyakrabban alkalmazott radionuklidok természetes szerves molekulákban is megtalálható elemek izotópjai.

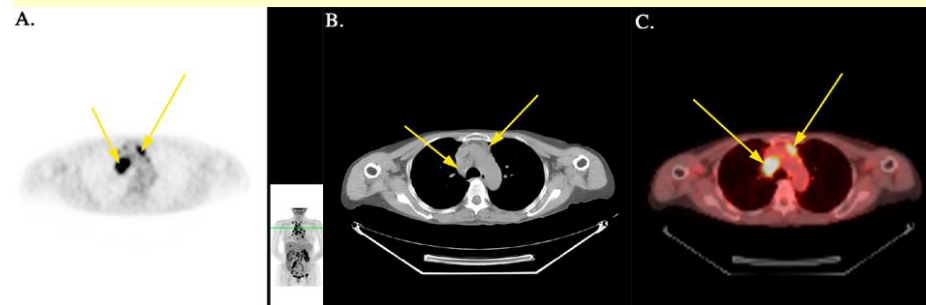
izotóp	β^+ energia (MeV)	β^+ hatótáv (mm)	T	felhasználás
^{11}C	0.96	1.1	20.3 min	receptorfunkciók
^{15}O	1.70	1.5	2.03 min	stroke
^{18}F	0.64	1.0	109.8 min	onkológia/neurológia

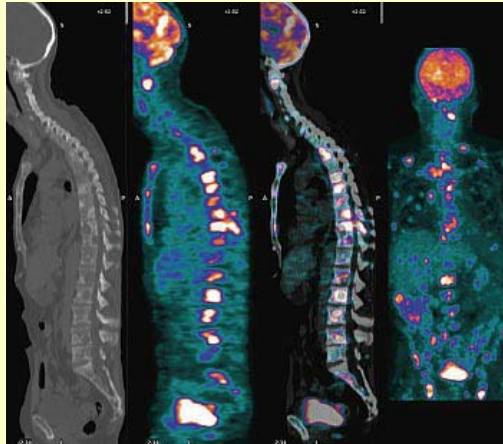
A rövid felezési idő miatt a felhasználás közelében kell előállítani ezeket.



PET/CT

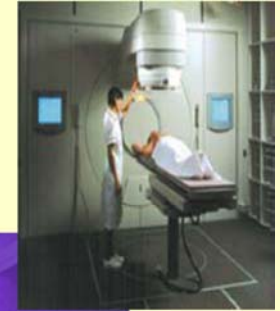
A PET kombinálható pontosabb morfológiai képet adó módszerrel





CT PET PET/CT PET

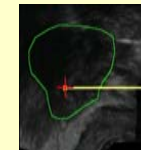
Sugárterápia



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 testrészebe (a többi szövet károsítása nélkül)?

α



csak célzottan a tumorba juttatva

β^-

e^-

γ

Rtg,

p

n

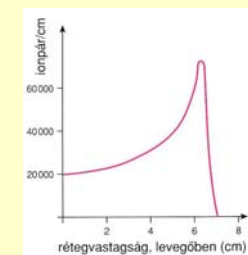
Lineáris ionsűrűség:

egységnyi úthosszon létrehozott ionpárok száma (n/l)

LET (Linear Energy Transfer) v. linearis energiaátadás:

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

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

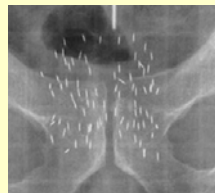


α

Energiája nem optimális

β^- :

folytonos energiaeloszlású
tipikus energia: néhány MeV



csak célzottan a tumorba juttatva

e^- :

gyorsított elektron - 10-20 MeV

γ ,

Előállítás: lineáris gyorsító

Rtg,

hatótáv! $\approx 1\text{cm}/3\text{MeV}$

p

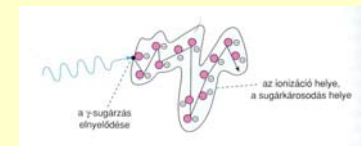
gyakorlatban: 6-21 MeV \Rightarrow 2-7 cm
felületközeleli tumorok

n

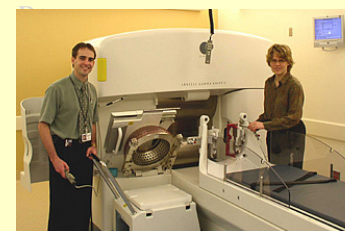
Probléma:

foton elnyelődésének helye \neq ionizáció helye = sugárkárosodás helye

β^- Az átlagos úthossz a
 e^- energiától függ.



γ :



γ -kés:

összesen kb. 200 db izotóp

pl. ^{60}Co $E_\gamma \approx \text{MeV}$,
használt aktivitás: TBq

agysebészeti célra különösen
alkalmas

α

β^-

e^-

γ ,

Részecskegyorsító a rtg. sugárzás előállításában.

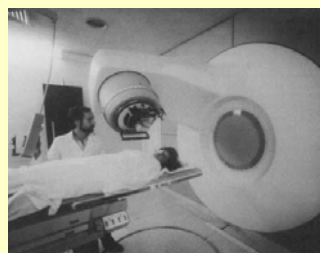
Rtg:

Néhány MeV fotonenergia.

p

Besugárzás ideje jól szabályozható.

n



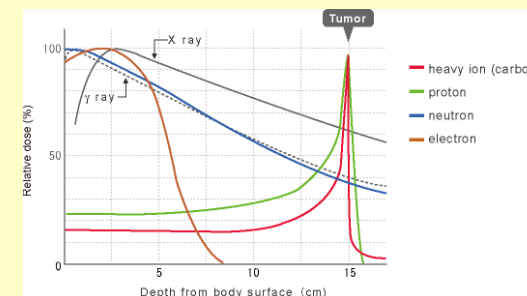
Ideális lenne, de nagyon drága!
Óriási gyorsító kell!

γ ,

Rtg,

p:

n



Tipikus LET-értékek

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

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

II. 3.2.3

3.2.4

3.2.5

VIII. 3.2

VIII. 4.4

IX.3