

Magsugárzások klinikai alkalmazásai

2020. 12. 07.
Liliom Károly

Izotópdiagnosztikai eljárás lépései

- a megfelelő radioaktív molekula bejuttatása
- az aktivitás eloszlásának, változásának követése
- a fiziológiás v. patológias folyamatok felismerése, lokalizálása a mért eloszlás alapján

Képalkotó eljárásokkal nyerhető információk

Szerkezet	X-ray	<i>a szövetek eltérő fizikai tulajdonságai alapján differenciálnak</i>
	Ultrahang	
	MRI	
Funkció	Izotópdiagnosztika	<i>a szövetek eltérő biokémiai/élettani jellemzői alapján differenciálnak</i>
	MRI	



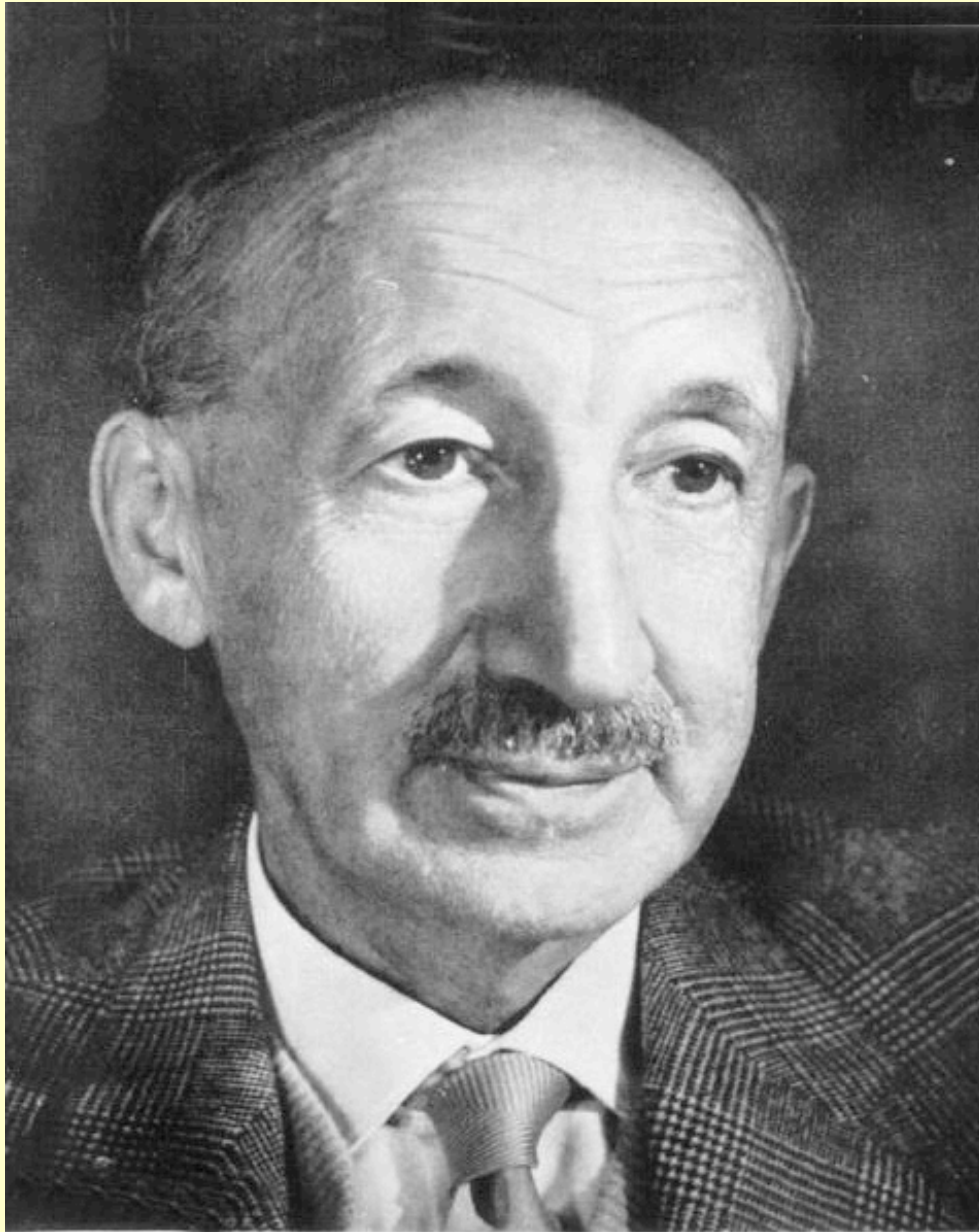
Röntgenfelvétel

szerkezeti információ



Izotópdiagnosztikai felvétel

metabolikus aktivitás



GeorgedeHevesy

a nukleáris medicina atyja

Hevesy György
(1885 - 1966)

kémiai Nobel-díj
1943

**az izotójelzéses technika
megalapozásáért**

Az izotóp kiválasztásának szempontjai

Maximáljuk a nyerhető információt.

Minimalizáljuk a kockázatot.

Ennek megfelelően optimalizálandó

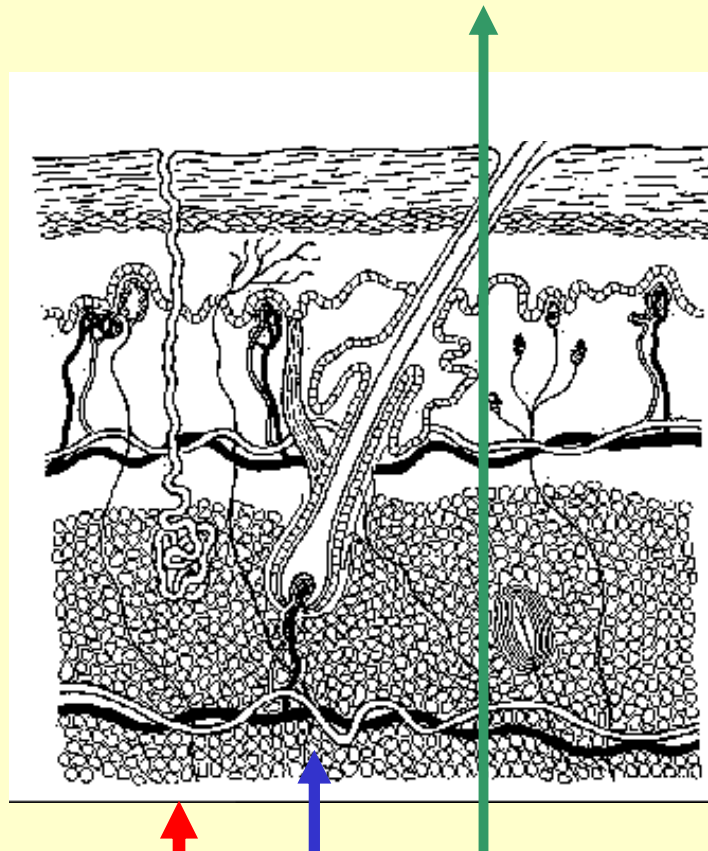
- a sugárzás fajtája

- a sugárzás fotonenergiája

- az izotóp felezési ideje

- radiofarmakon előállíthatósága és tulajdonságai

a sugárzás fajtája

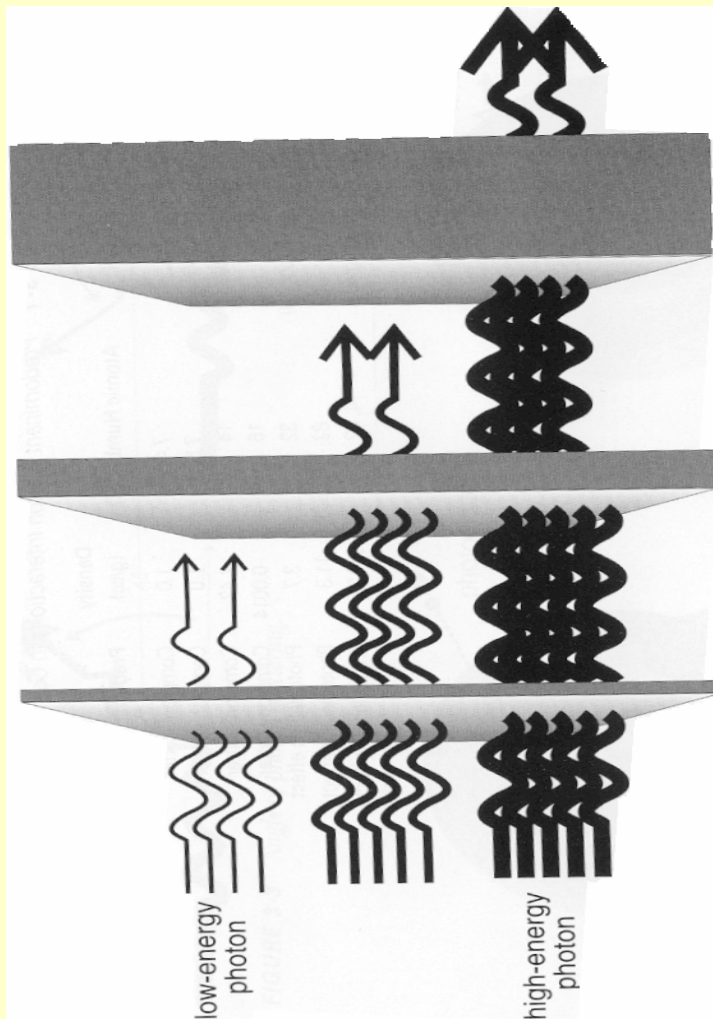


csak a gamma-sugárzás
áthatolóképessége elég
nagy diagnosztikai célra

α β γ

Optimális a tisztán γ -sugárzó mag

fotonenergia hatása



Legyen elég nagy az áthatolóképesége 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.

↖
A páciens védelmében
minimalizáljuk!

↗
**Legyen minél
rövidebb**

DE csökkentésének határt szab a vizsgálandó
biológia folyamat időbeli lefolyása.

radiofarmakon – radioaktív atomot hordozó molekula

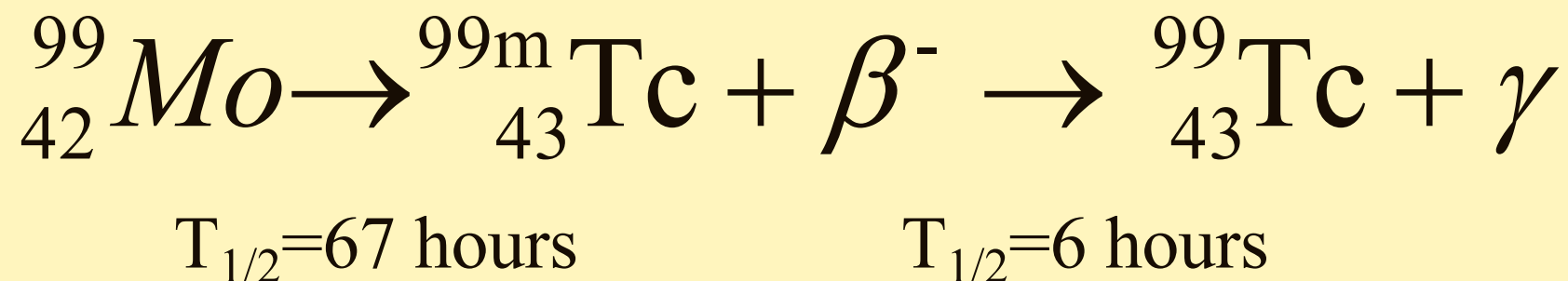
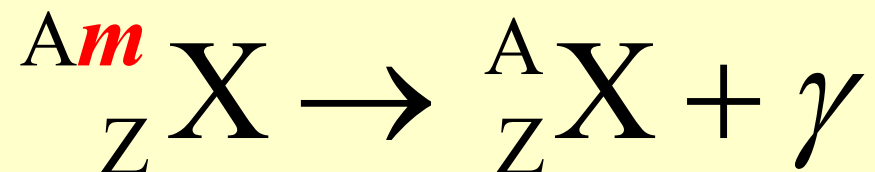
Vegyen rész a vizsgálni kívánt biokémiai/élettani folyamatban.

Ne módosítsa a vizsgálni kívánt folyamatot és ne legyen toxikus.

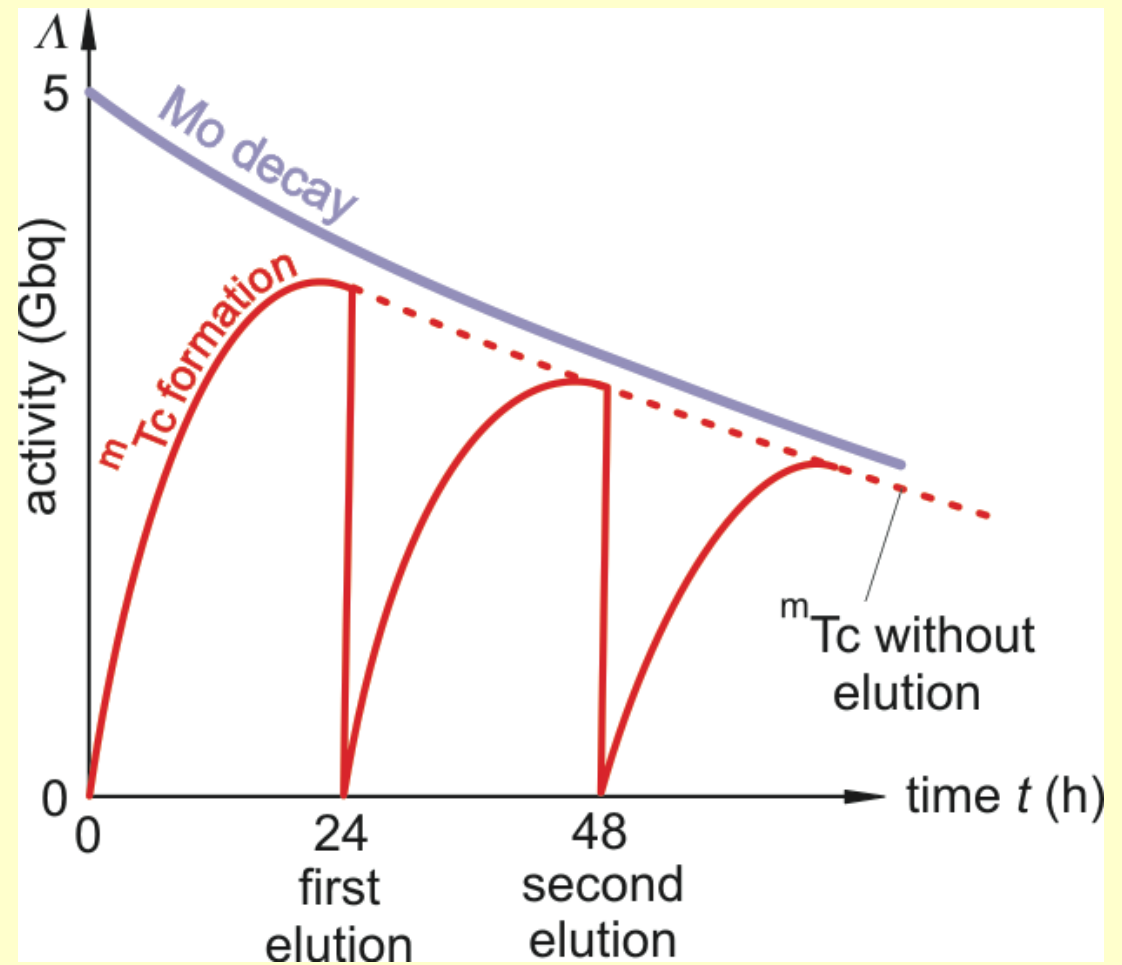
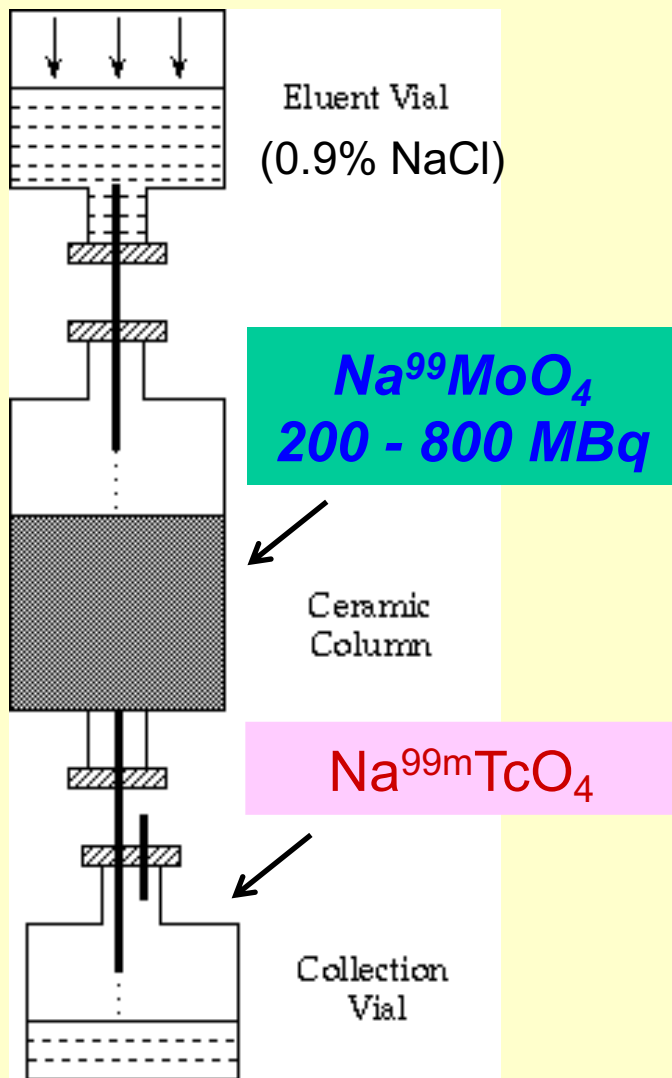
A radiofarmakon eloszlását befolyásoló biológiai tényezők

- véráramlás (szöveti függés)
- felszívódás, szállítás, metabolikus átalakítás, kiürülés
- fizikai-kémiai tulajdonságok (oldhatóság, méret, töltés, hidrofóbicitás, stb)

Gamma-sugárzó izotópok



Technécium-99m generátor



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 aktivitás eloszlása egy adott pillanatban



pajzsmirigyben

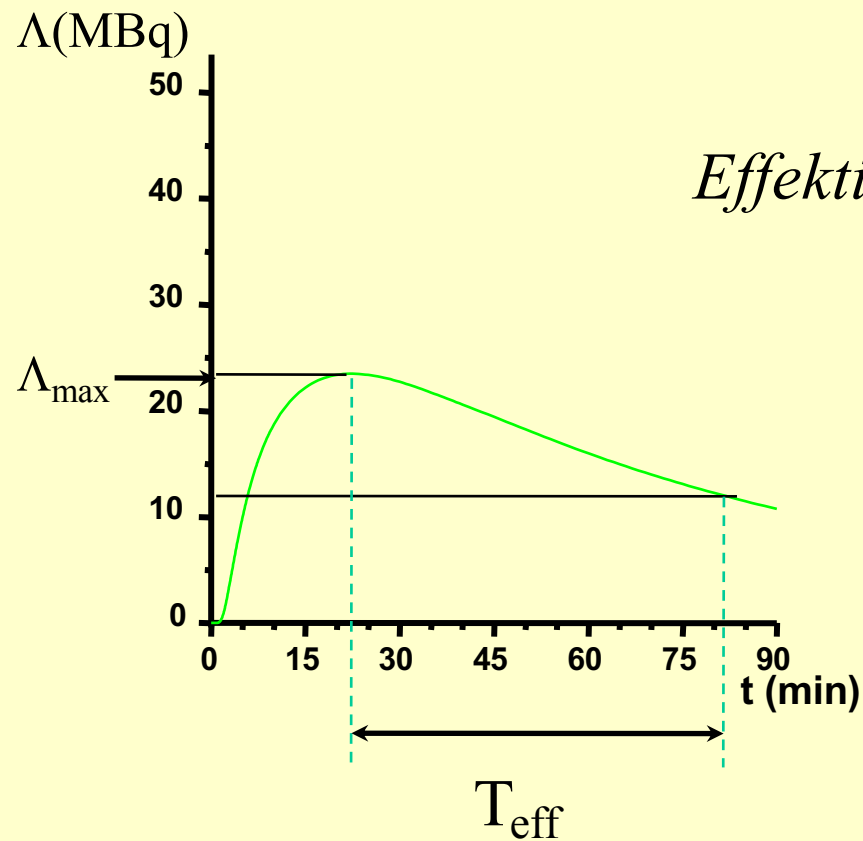


vesében

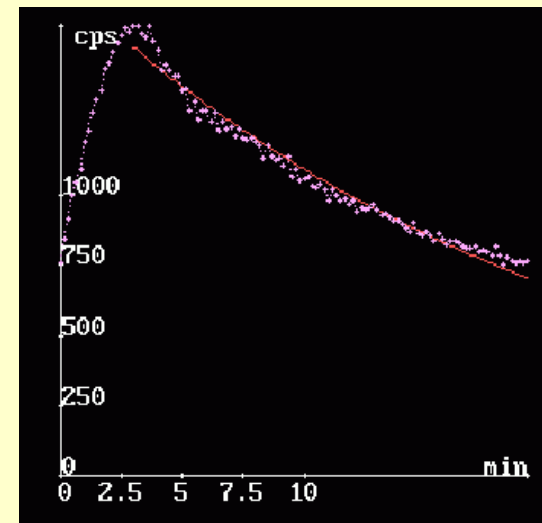
Izotóp felhalmozódása

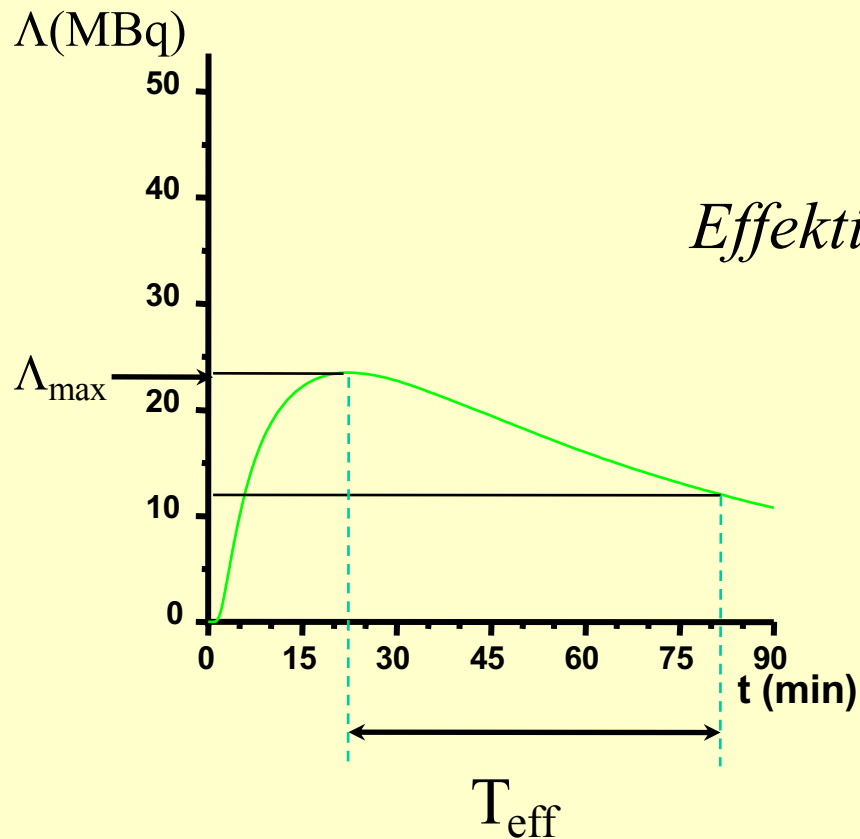
A kép típusai

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



Effektív felezési idő – az aktivitás a felére csökken a célszervben





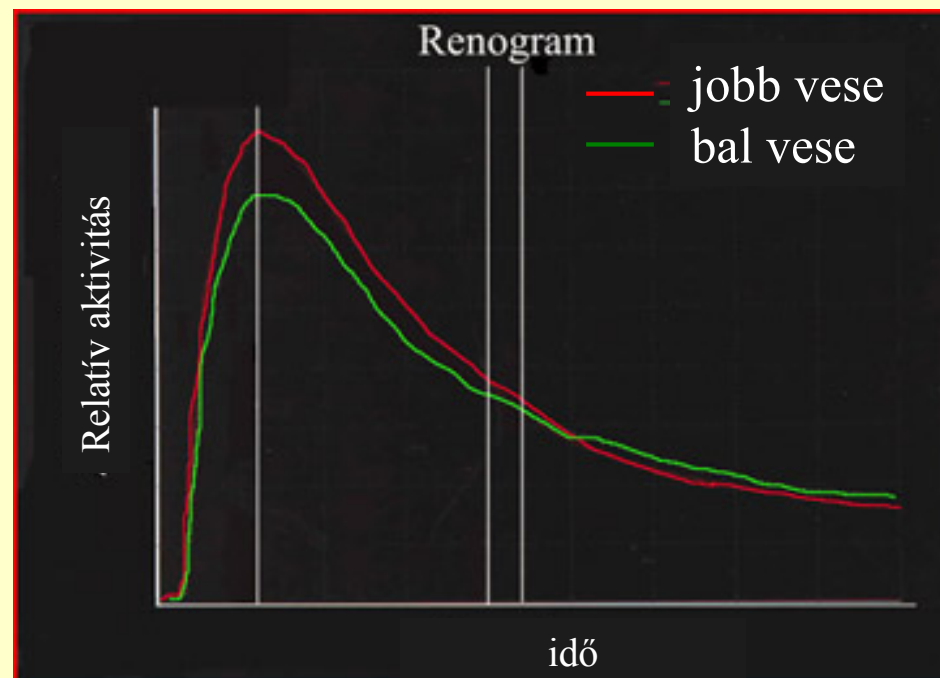
Effektív felezési idő – az aktivitás a felére csökken a célszervben

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

$$\lambda_{\text{effektiv}} = \lambda_{\text{fiz}} + \lambda_{\text{biol}}$$

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

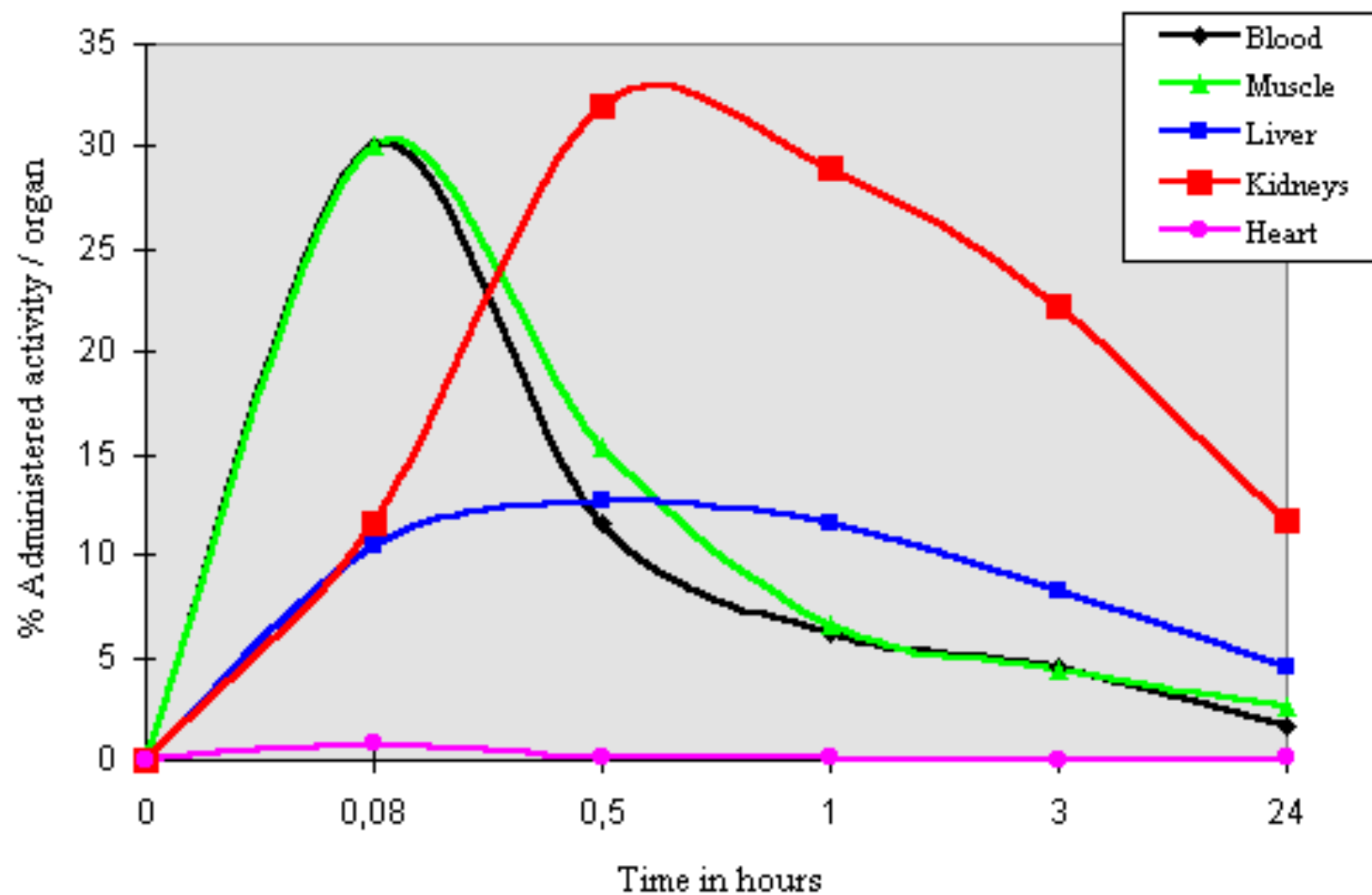
példa



vese izotóptárolási görbéje

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

Time-activity curve of Tc-99m scorpion venom in rats

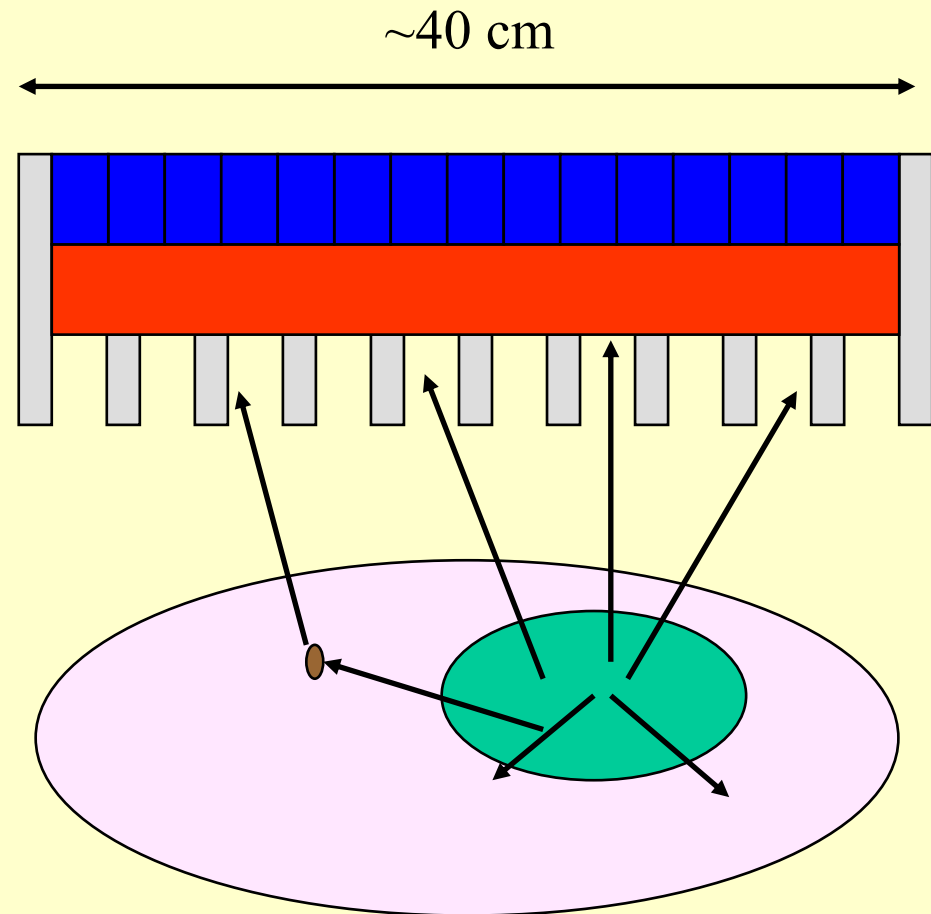




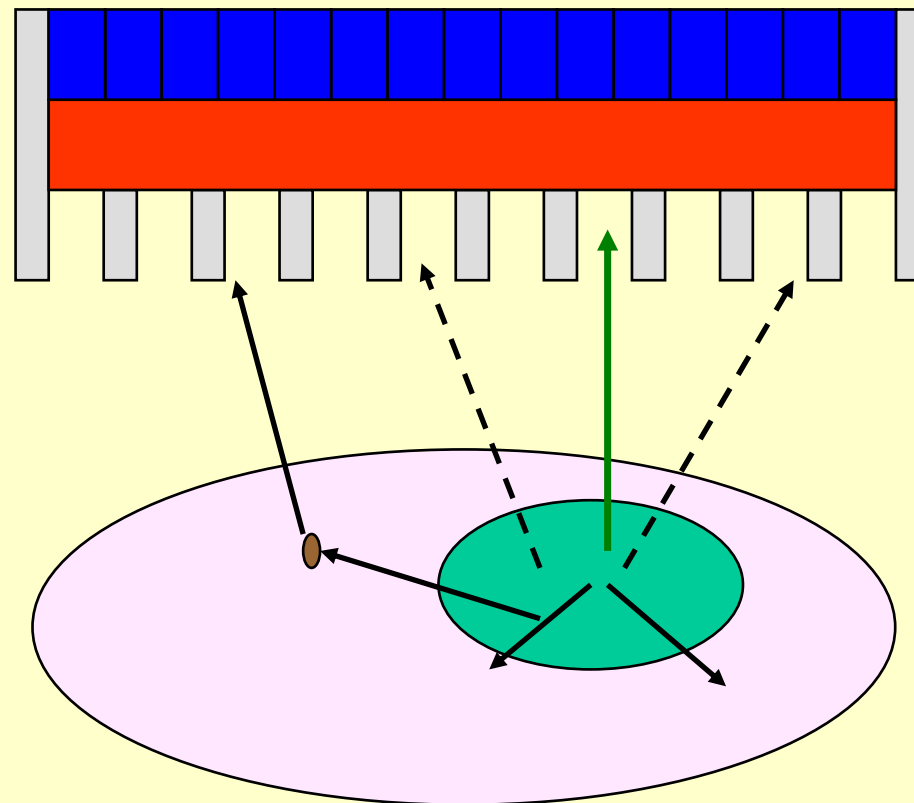
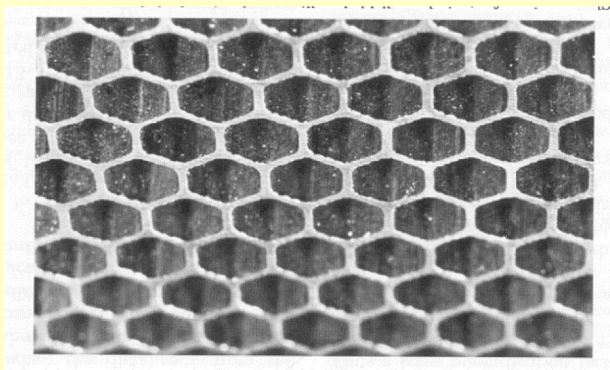
Hal Anger
1920-2005

Gamma kamera

PM cső →
Szczintillációs kristály →
Kollimátor →



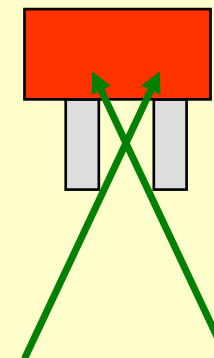
Kollimátor



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

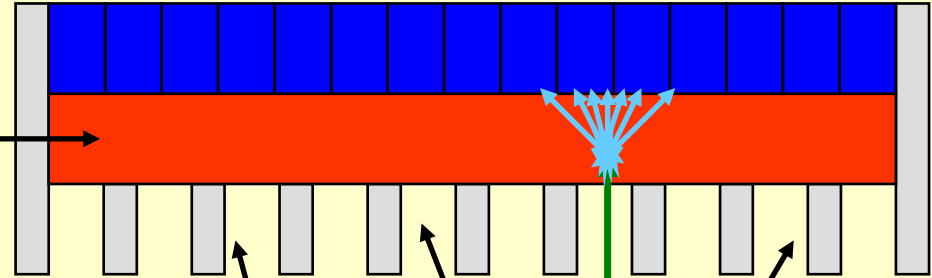
Csak bizonyos szög alatt érkező fotonokat enged át.

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



detektorkristály

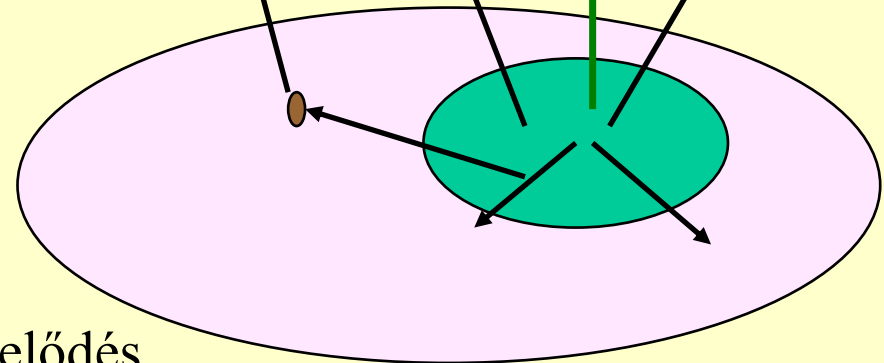
NaI(Tl) szcintillációs kristály



Megfelelő detektálási hatásfok

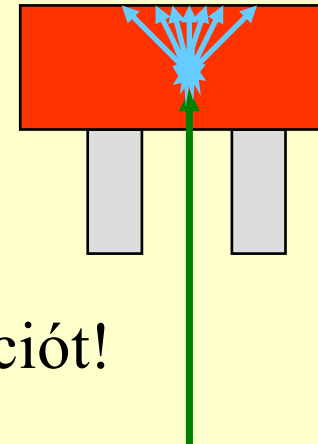
150 keV-os fotonra $\mu \sim 2.2 \text{ cm}^{-1}$

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

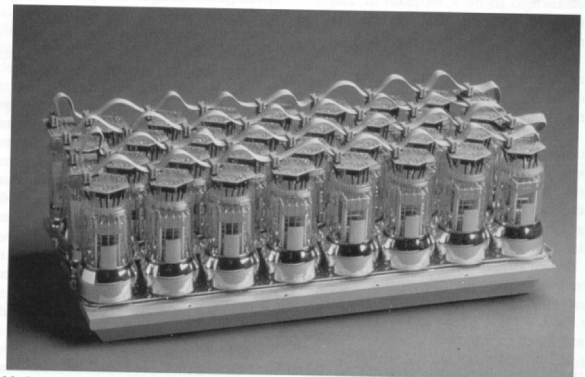


Az emittált fény hullámhossza – 415 nm –
megfelel a PMT követelményeinek.

Sajnos törékeny, hőmérsékletérzékeny, higroszkópos.

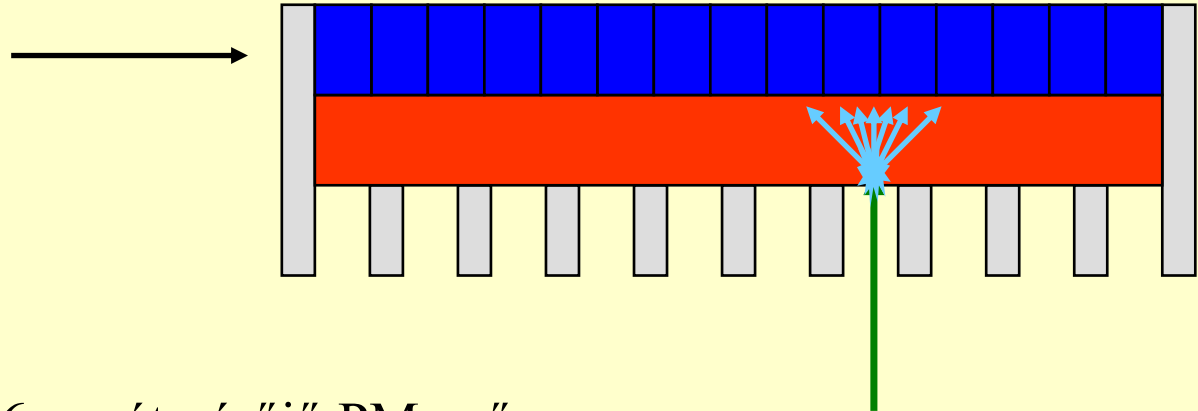


A szcintilláció befolyásolja a lokalizációt!



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

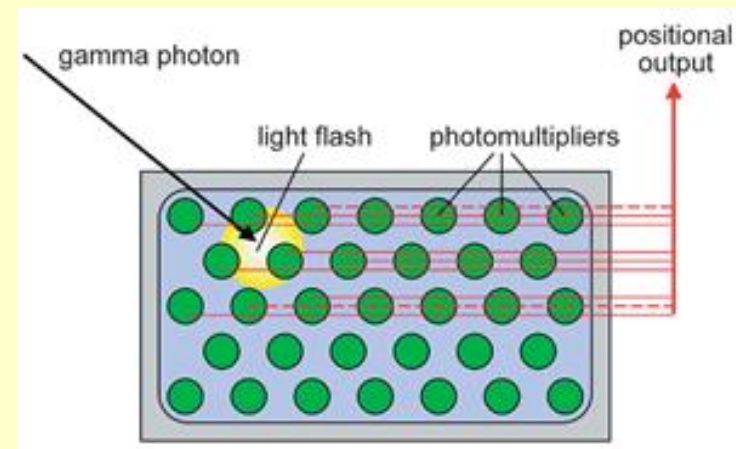
fotoelektronsokszorozók



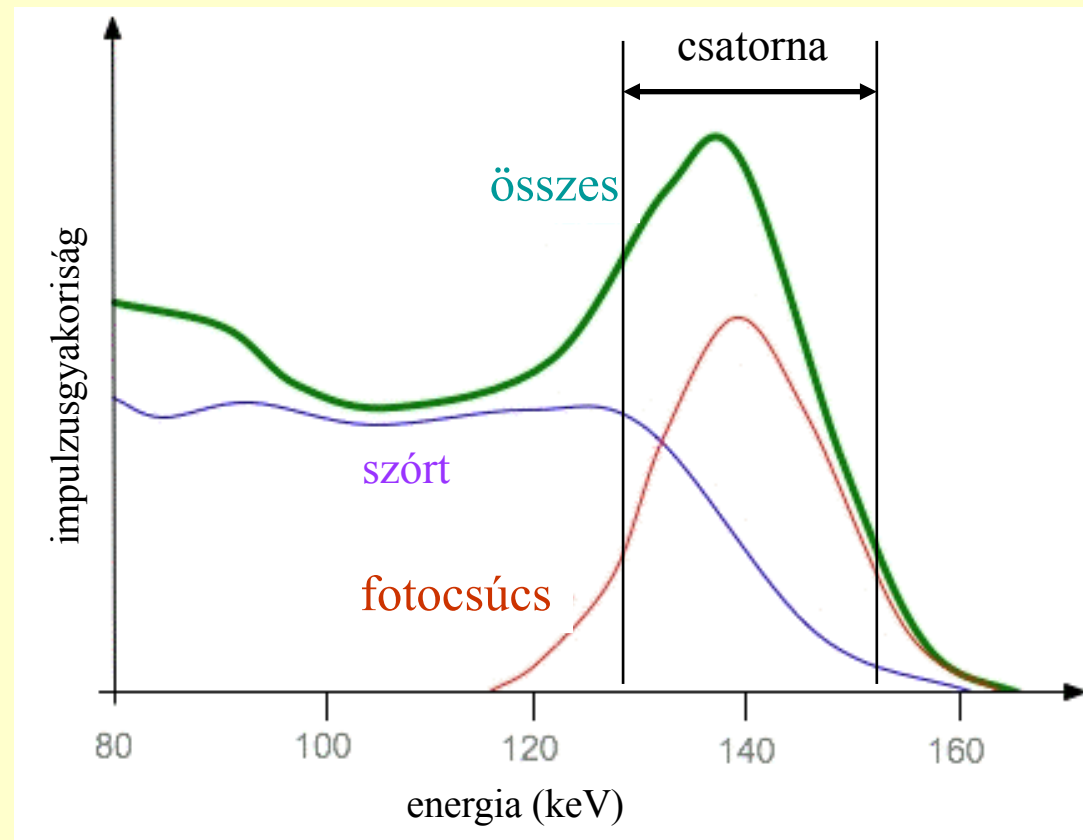
Tipikusan 37-91 db, 5.1-7.6 cm átmérőjű PM-cső

A keletkező feszültségimpulzusok nagysága változatos, mert

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

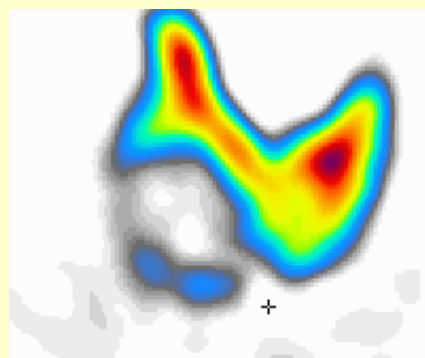
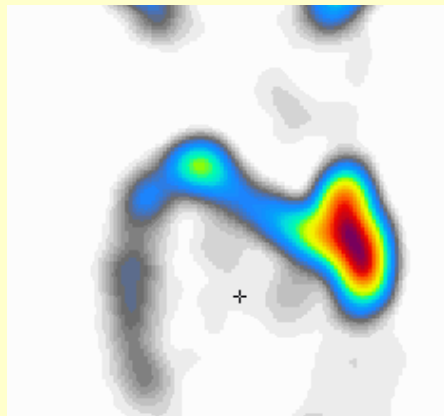
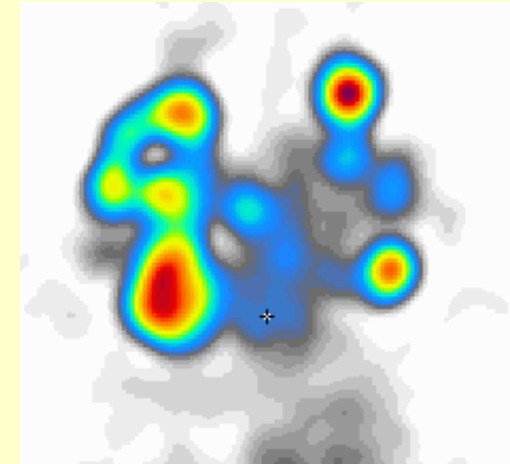
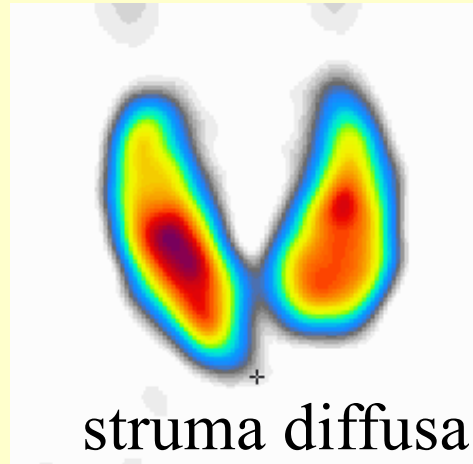
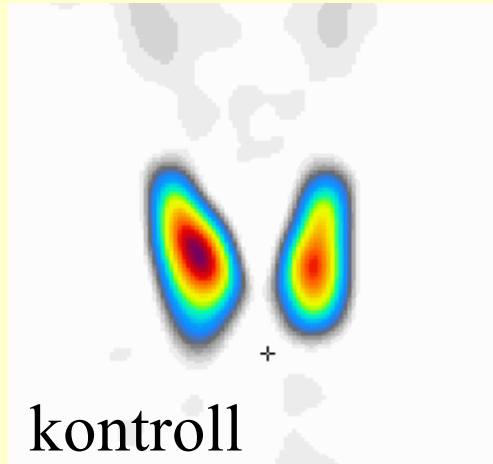


Impulzus amplitúdó spektrum – a fotoeffektus révén elnyelődő γ -foton energiájával arányos nagyságú feszültségimpulzust generál.

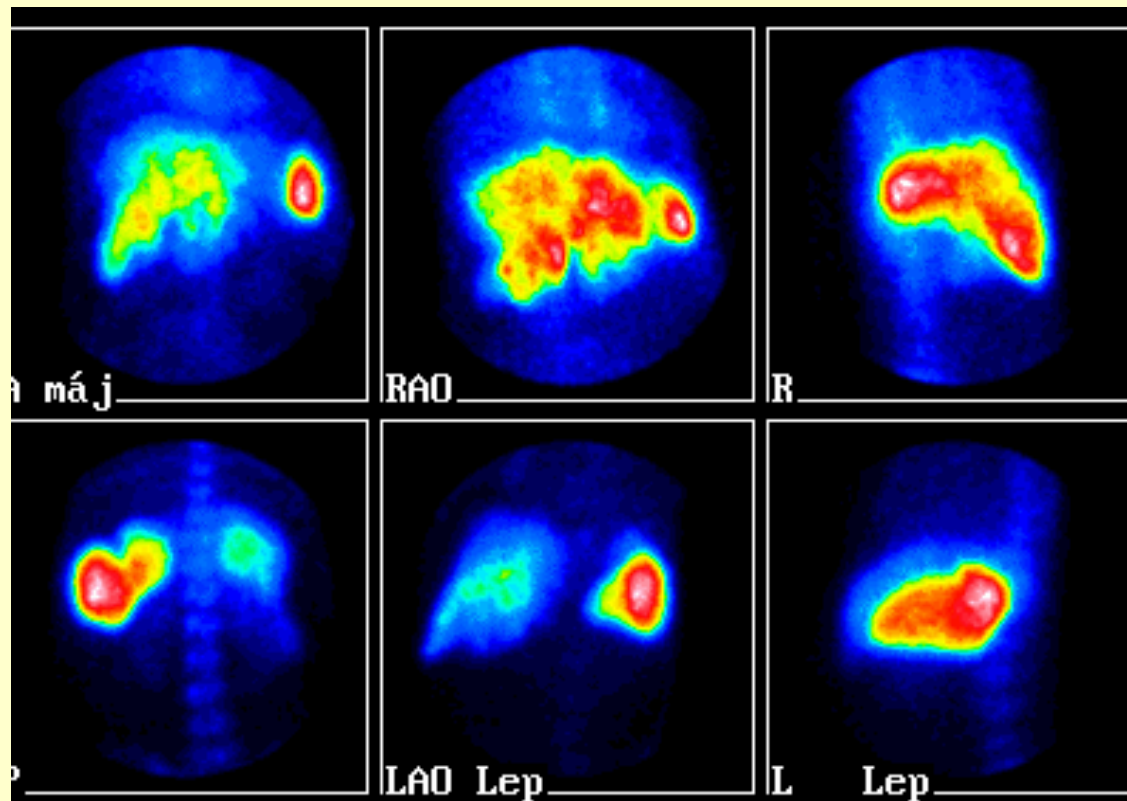


Compton-szórás révén keletkező, vagy nem a térbeli lokalizációnak megfelelően becsapódó fotonok által kiváltott feszültségimpulzusok diszkriminálással (DD) megkülönböztethetők.

Pajzsmirigy pertechnetátos (intravénásan 80 MBq) felvételek



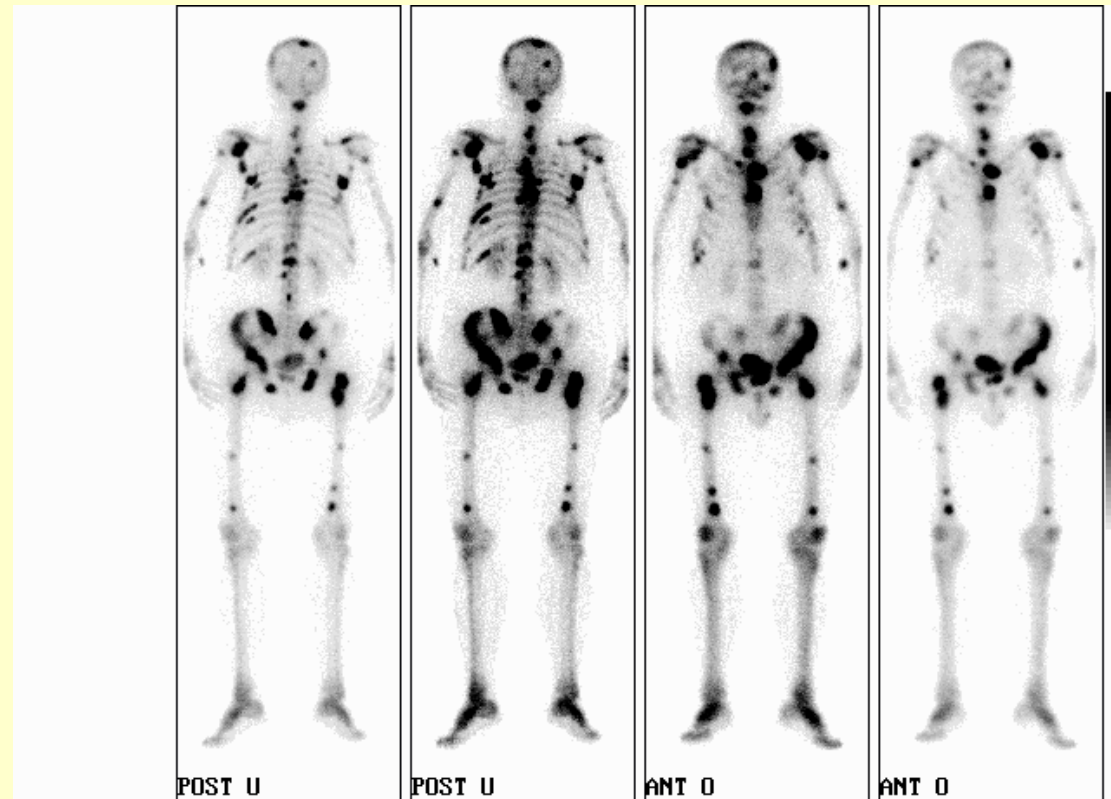
Durva göbös májlézió



^{99m}Tc - fytan

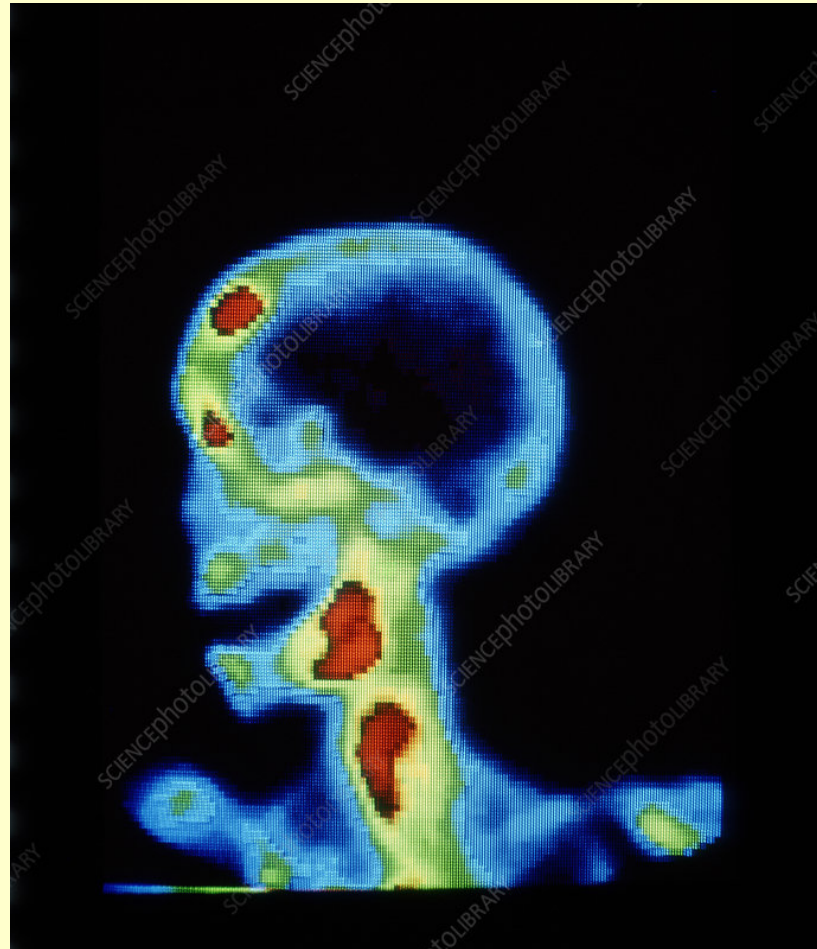
Csont -szcintigráfia

^{99m}Tc -MDP: 600 MBq



csont metastasis

Gamma kamera: szummációs kép (2D)



3D (mélységi) felbontás: tomográfiás eljárások

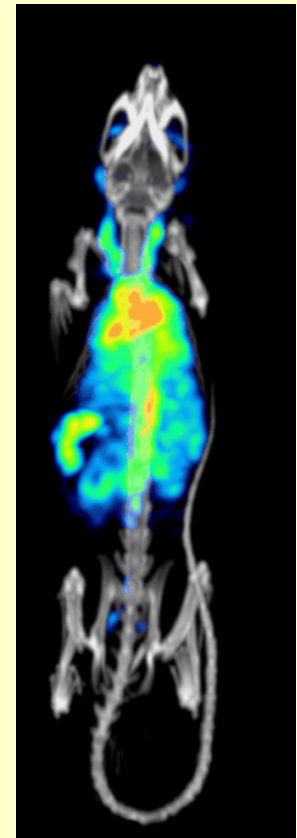
SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography

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

Az egyes szeletekben az aktivitás eloszlását a számítógép rekonstruálja.

Szinkódolt képrekonstrukció.

Egymást követő rétegek felvétele az x-tengely mentén.

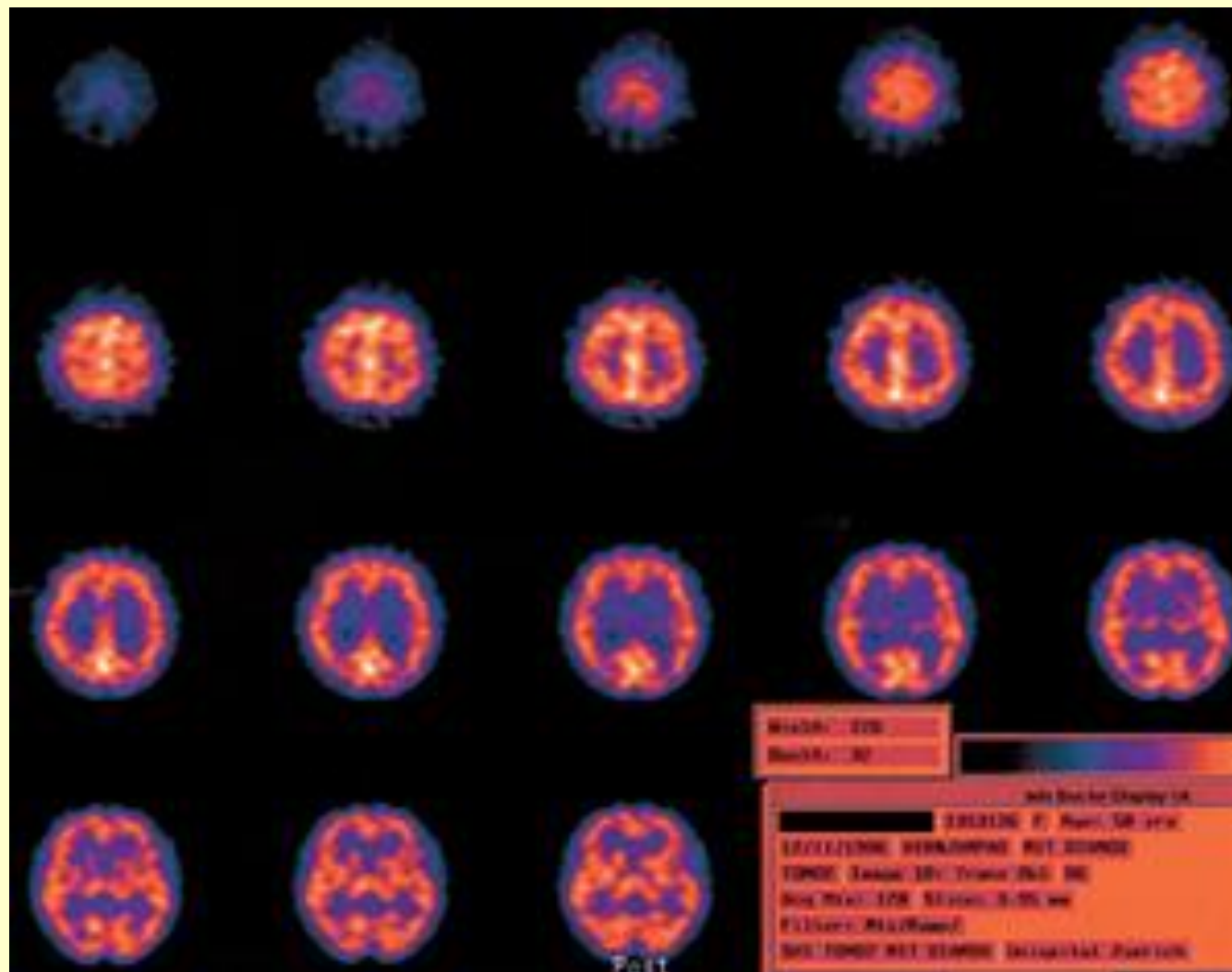


SPECT



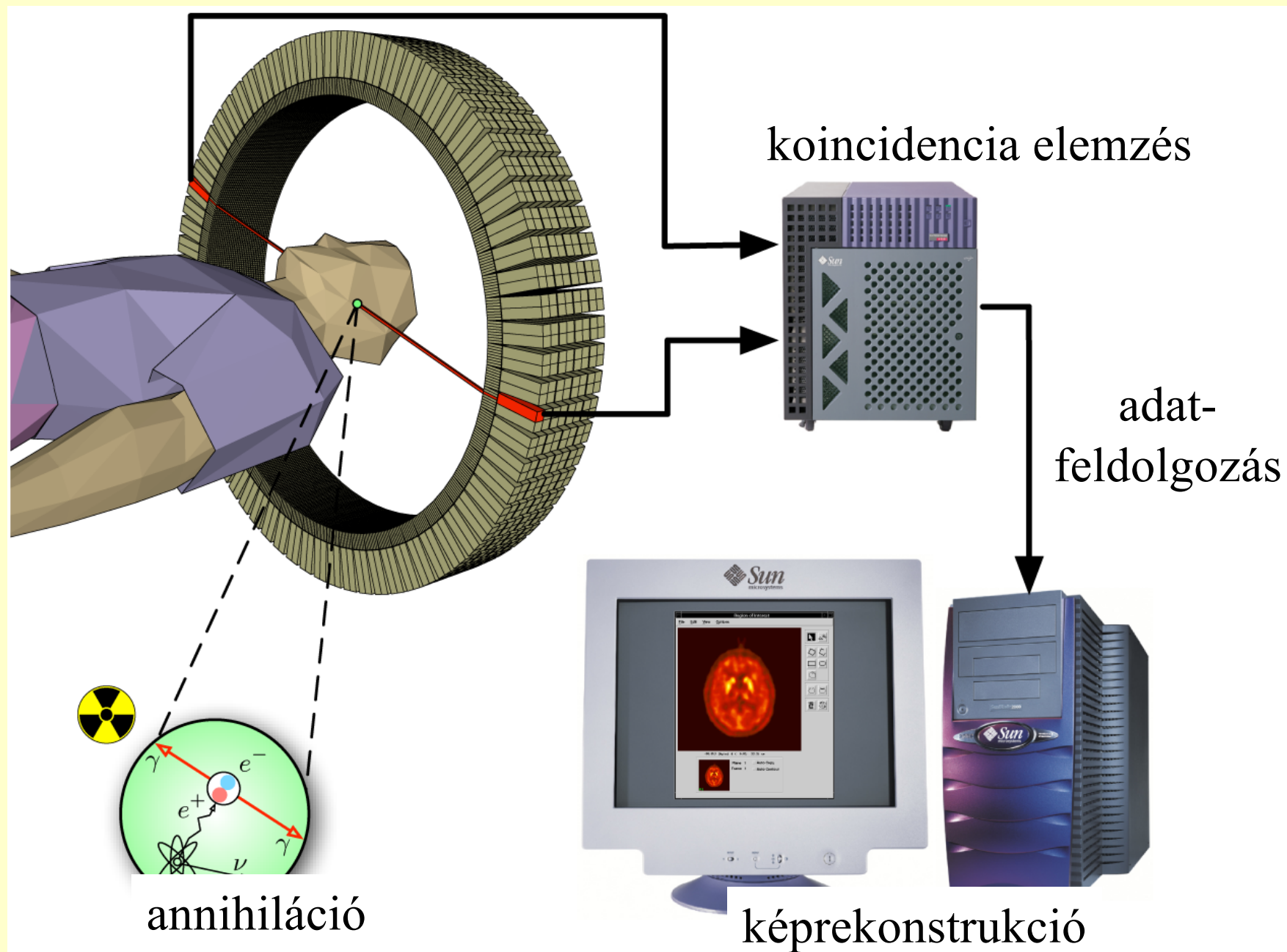
SPECT – fej rétegfelvételek

^{99m}Tc - HMPAO

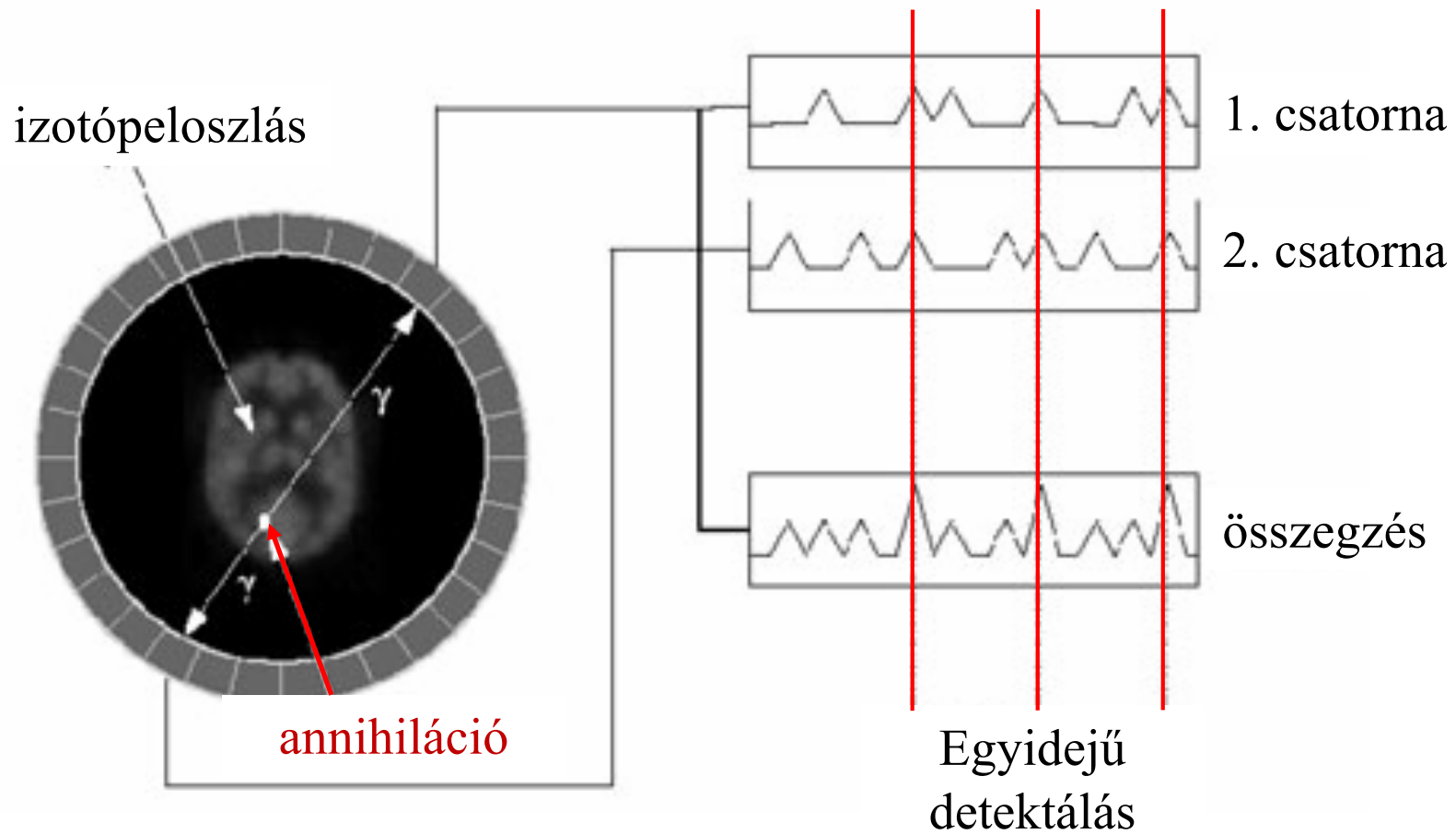


Positron Emission Tomography

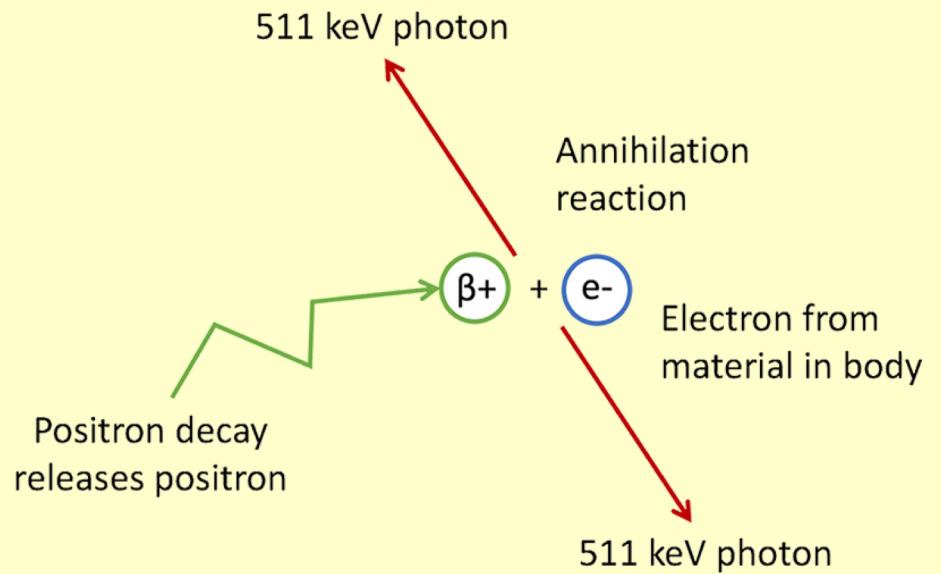
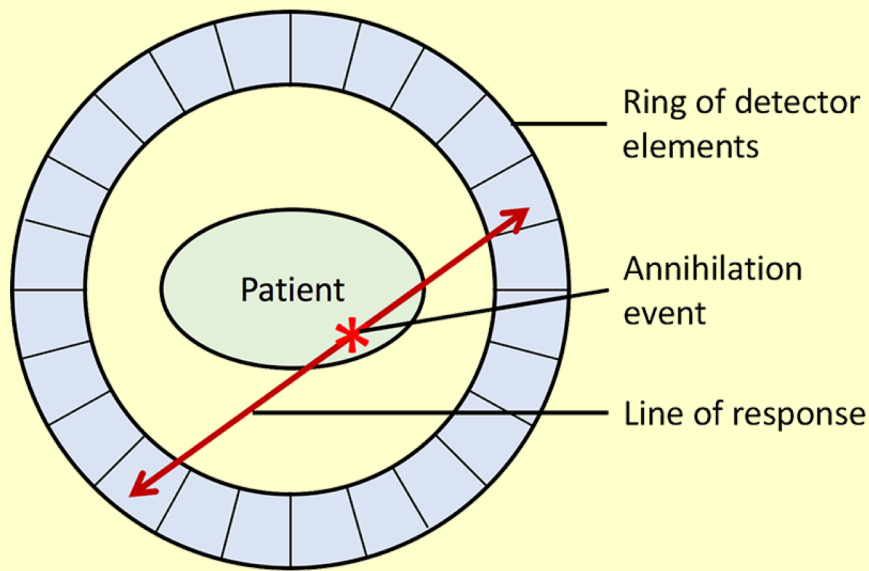
PET



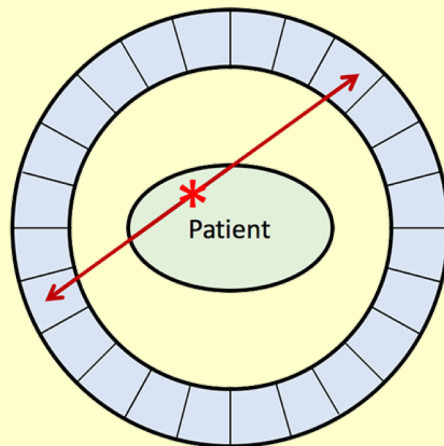
Koincidencia -detektálás



Koincidencia-detektálás

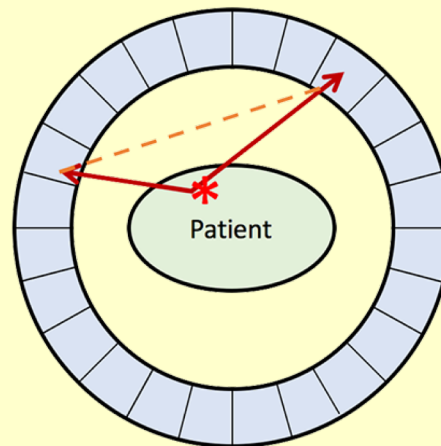


↔ Annihilation path
 - - - - - Calculated line of response



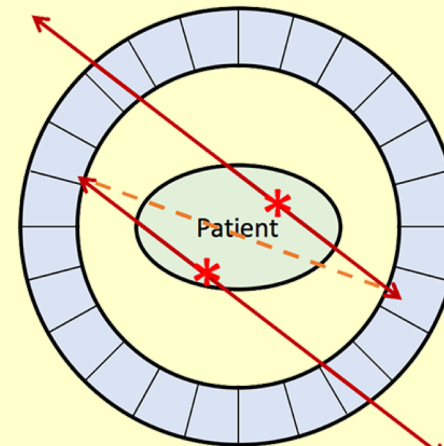
True coincidence

- One annihilation
- Straight path photons in opposite directions



Scatter coincidence

- One annihilation
- Photons scatter
- Measured line of response places annihilation reaction along artefactual projection

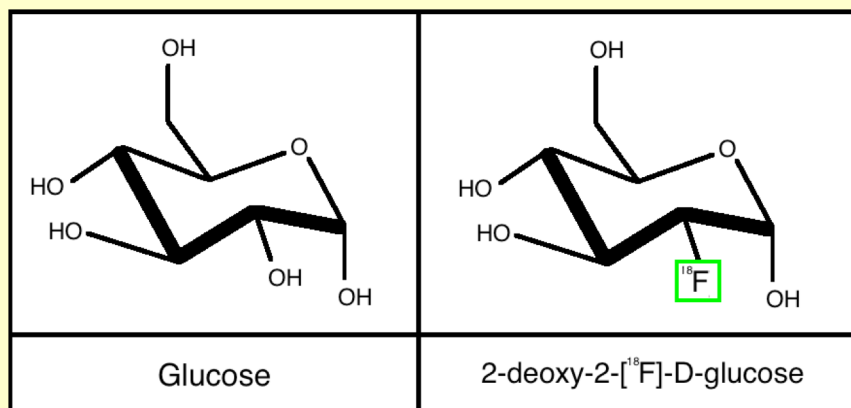


Random coincidence

- More than one annihilation
- Photons from different annihilations are detected simultaneously
- Artefactual line of response calculated

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

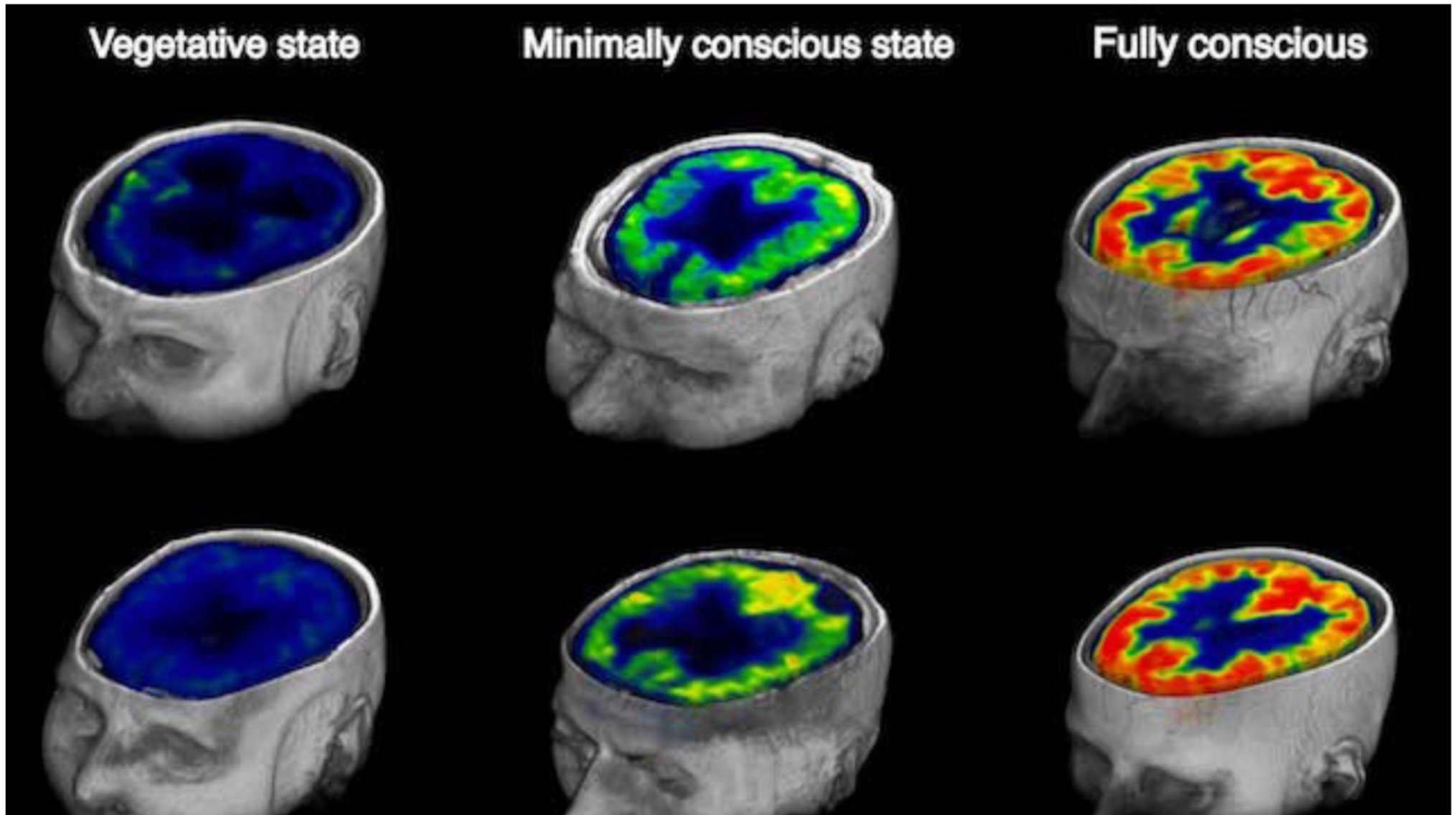
Isotope	β^+ energy (MeV)	β^+ range (mm)	1/2-life	Applications
^{11}C	0.96	1.1	20.3 min	receptor studies
^{15}O	1.70	1.5	2.03 min	stroke/activation
^{18}F	0.64	1.0	109.8 min	oncology/neurology
^{124}I	2.1350/1.5323	1.7/1.4	4.5 days	oncology



A rövid felezési idő miatt a felhasználás közelében kell előállítani a PETben alkalmazott izotópokat.

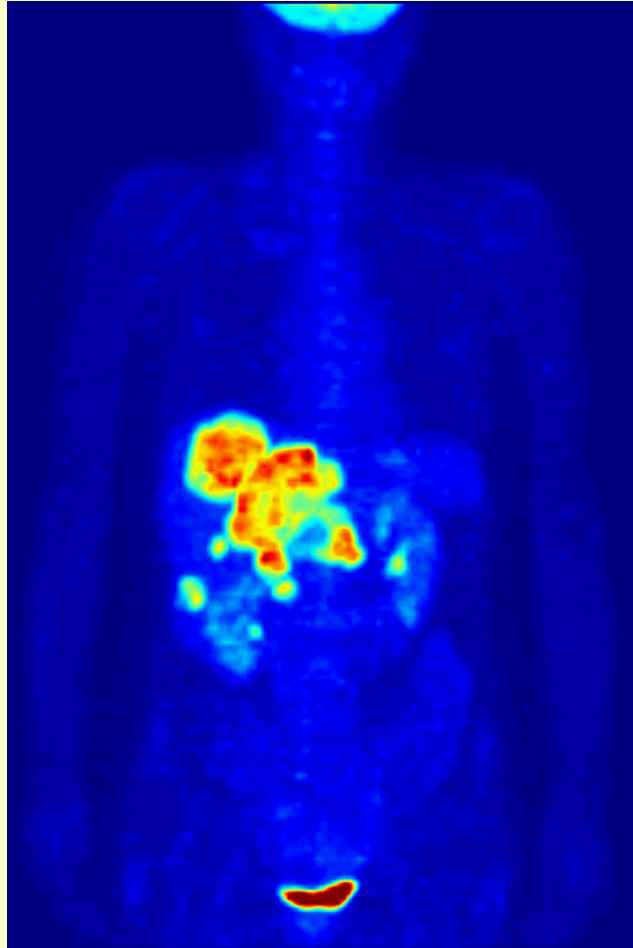


$[^{18}\text{F}]$ -fluorodeoxiglükóz (FDG) – cukor-metabolizmus indikátor



Global cerebral metabolic rate of glucose as an indicator of consciousness. 42% of normal cortical activity represents the minimal energetic requirement for the presence of conscious awareness (middle).

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

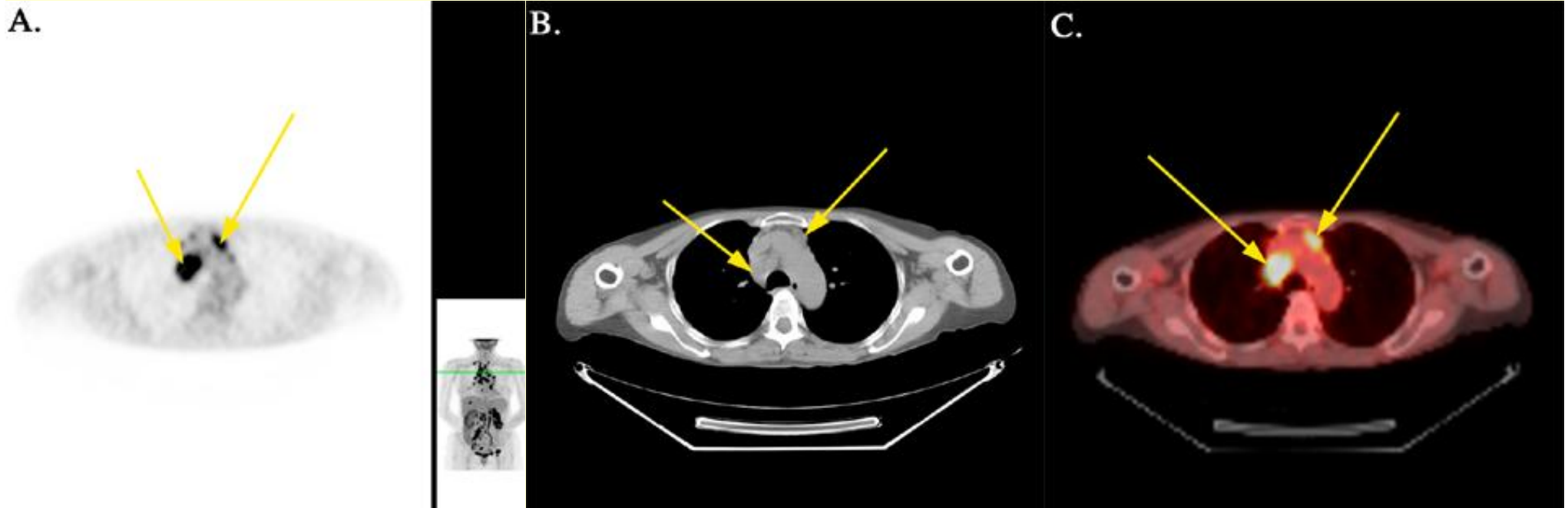


3D reconstruction of tissue metabolic activity from a [¹⁸F]-FDG PET scan. Notably, we see increased activity along the chest walls, indicating carcinoma, as well as the supraclavicular fossa.

Information like this cannot be obtained from a regular CT scan, and is thus invaluable to many specialties, particularly oncology and neurology.

PET/CT

A PET kombinálható pontosabb morfológiai képet adó módszerrel.



Radioterápia

- sugárzás típusa
- optimális dózis
- sugárforrások
- sugárvédelem



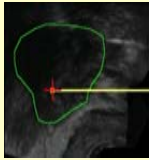
gamma-kés



lineáris gyorsító (elektronágyú)

Radioterápia

α



Internally deposited radioactivity

β^-

Linear ion density:

e^-

the amount of ion pairs in a line generated in a unit distance (n/l)

γ

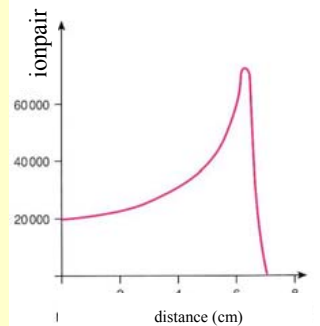
LET (Linear Energy Transfer : the energy transferred to the material surrounding the particle track, by means of secondary electrons. ($nE_{ionpair}/l$)

Rtg,

p

n

In the air: $E_{ionpair} = 34 \text{ eV}$



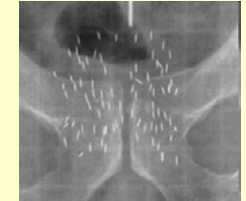
α

Particle energy is not optimal

β^- :

continuous energy spectrum

typical energy: few MeV



Internally seeded radioactivity

e^- :

accelerated electron - 10-20 MeV

γ

production: linear accelerator

Rtg,

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

p

In the practice 6-21 MeV \Rightarrow 2-7 cm

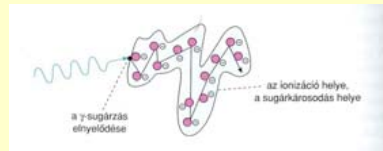
n

treatment of superficial tumours

γ : external radiation source

Site of absorption \neq sites of ionization = site of radiation damages

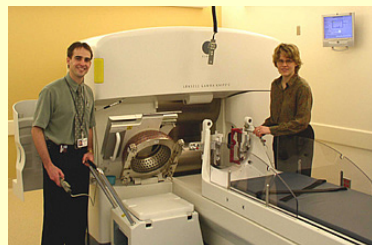
Penetration distance
is energy dependent



γ -knife: focused dose of radiation

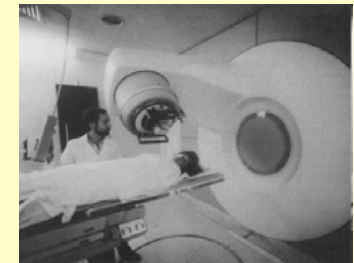
about 200 portals in a specifically
designed helmet

e.g., ^{60}Co $E_\gamma \approx \text{MeV}$,
about TBq activity



Treat tumours and lesions in the brain

X-ray:



The X-rays are generated by a linear accelerator .

Few MeV photon energy.

Radioterápia



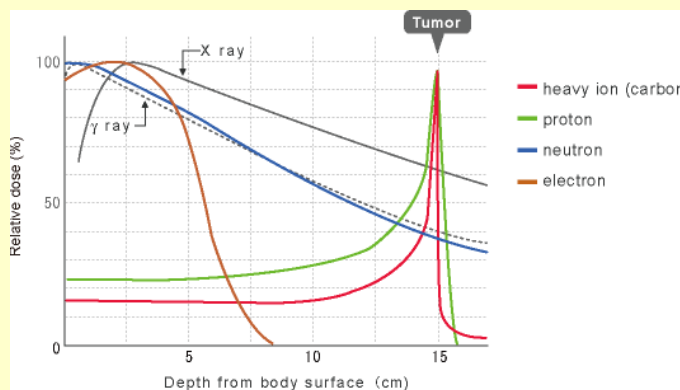
protonsugárzás: ideális,
de nagyon drága!

γ ,

Rtg,

p :

n



LET	Radiation	Energy(MeV):	LET(keV/ μ m):
high	α – particles	5.0	90
	fast neutrons	6.2	21
	protons	2.0	17
low	X-rays	0.2	2.5
	^{60}Co γ –radiation	1.25	0.3
	β – particles	2.0	0.3
	accelerated electrons	10.0	

Izotópok kiválasztási szempontjai

- fizikai jellemzők
- biológiai és farmakológiai jellemzők

Izotópdiagnosztika, sztatikus és dinamikus vizsgálatok

- static pictures
- dinamikus

Gamma-kamera, SPECT, PET

PET szkennerek – koincidencia detektálás

Radioterápia, gamma-kés, LET (lineáris energia átadás)

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