

# Biofizika I

## 14. Magsugárzások klinikai alkalmazásai

Liliom Károly

2025. 12. 10.

[liliom.karoly@semmelweis.hu](mailto:liliom.karoly@semmelweis.hu)

[karoly.liliom.mta@gmail.com](mailto:karoly.liliom.mta@gmail.com)

# Izotópdiagnosztikai eljárás lépései

- a megfelelő radioaktív izotóp kiválasztása
- a megfelelő radiofarmakon kiválasztása
- az aktivitás eloszlásának, változásának követése
- a fiziológias v. patológias folyamatok felismerése, lokalizálása a mért eloszlás alapján

# Képképző eljárásokkal nyerhető információk

## **Szerkezeti információ:**

Röntgen, Ultrahang, MRI

*a szövetek eltérő fizikai tulajdonságai alapján differenciálnak*

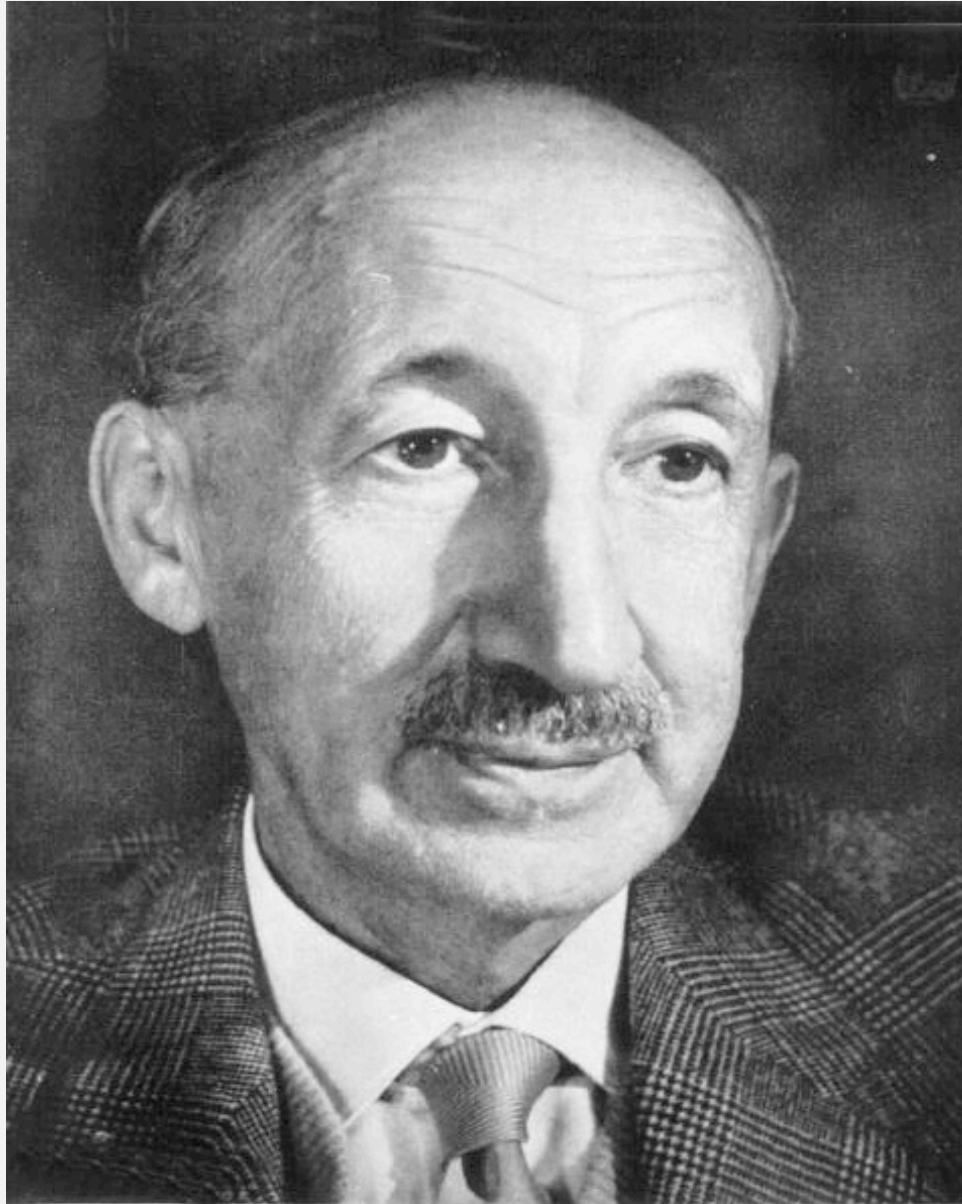


## **Funkcionális információ:**

Izotópdiaagnostika, MRI

*a szövetek eltérő biokémiai/élettani jellemzői alapján differenciálnak (metabolikus aktivitás)*





*GeorgedeHevesy*

*a nukleáris medicina atyja*

***Hevesy György***  
(1885 - 1966)

kémiai Nobel-díj  
1943

**az izotópjelzéses technika  
megalapozásáért**

# Az izotóp kiválasztásának szempontjai

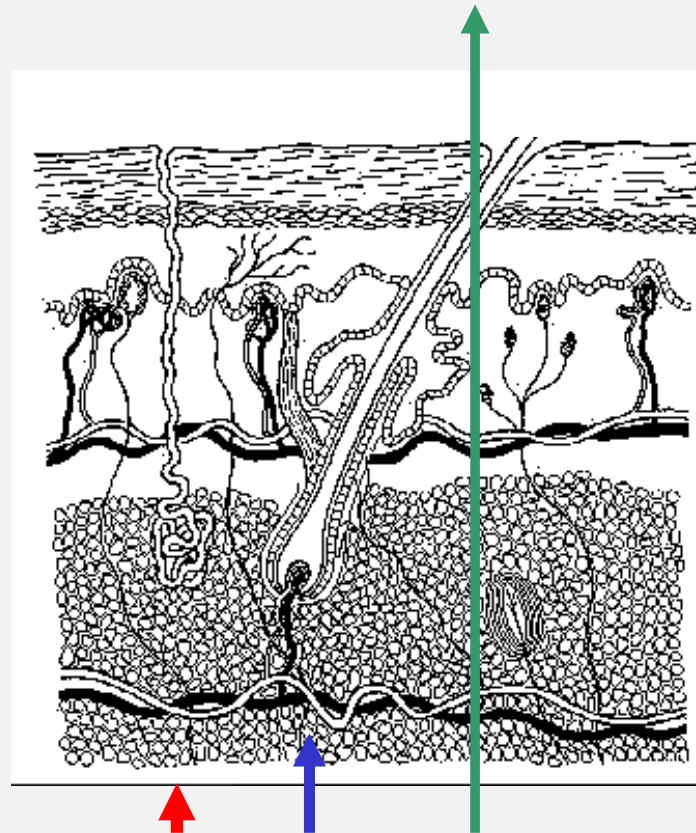
Maximáljuk a nyerhető információt.

Minimalizáljuk a kockázatot.

Ennek megfelelően optimalizálandó:

- a sugárzás fajtája
- a sugárzás energiája
- az izotóp felezési ideje
- a radiofarmakon előállíthatósága és tulajdonságai

# a sugárzás fajtája

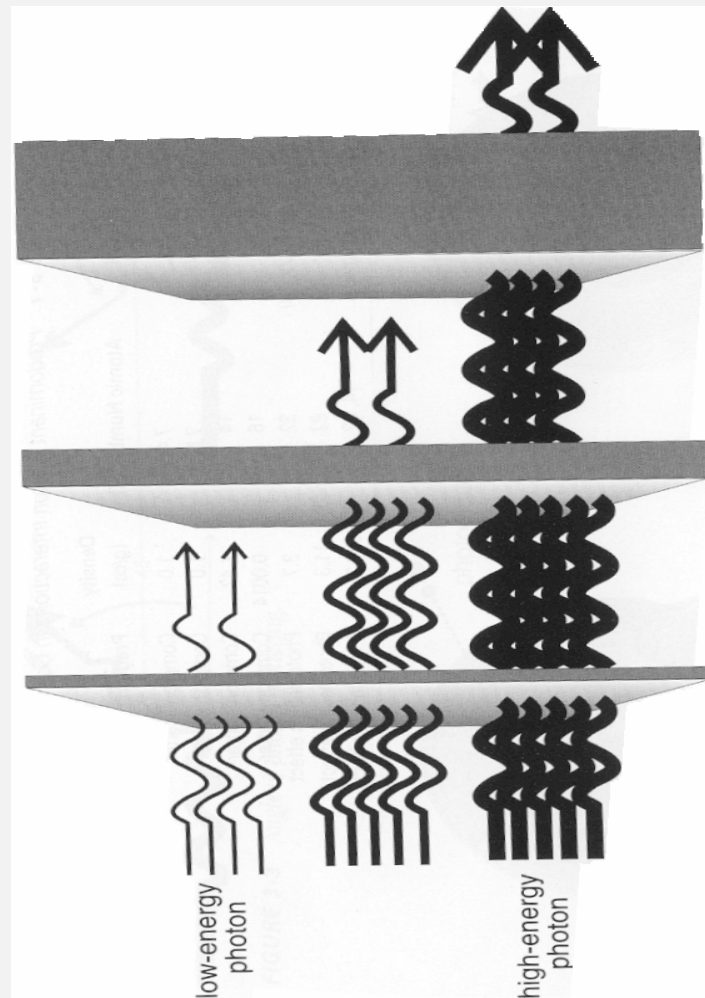


$\alpha$     $\beta$     $\gamma$

csak a gamma-sugárzás  
áthatolóképessége elég  
nagy diagnosztikai célra

*Optimális a tisztán  $\gamma$ -sugárzó izotóp*

# fotonenergia hatása



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.

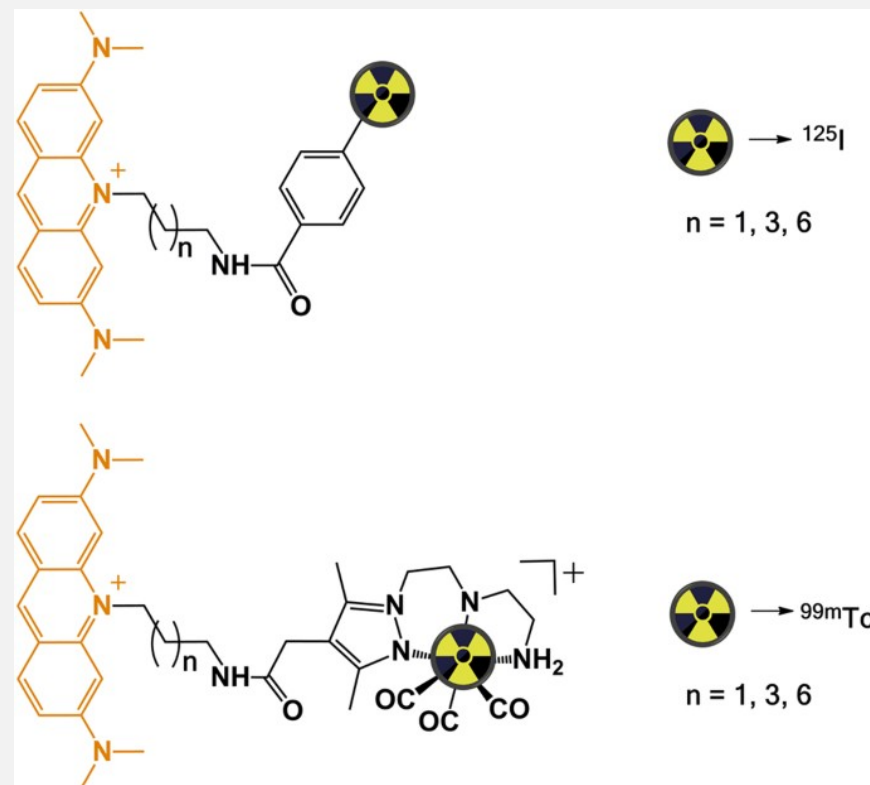
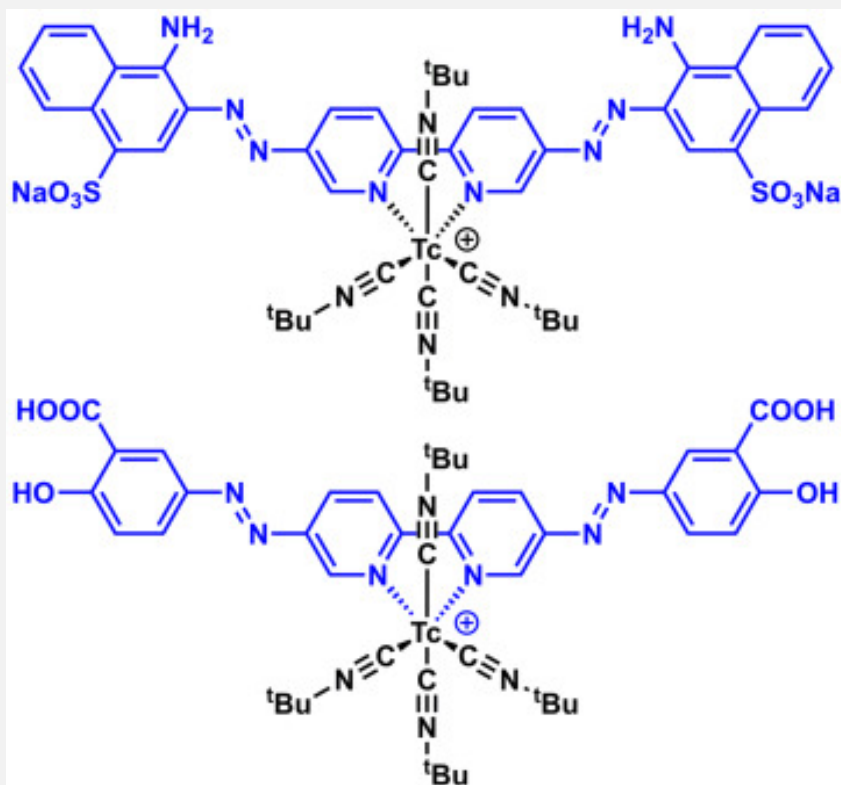
↙ A páciens védelmében minimalizáljuk!

**Legyen minél rövidebb**

DE csökkentésének határt szab a vizsgálandó biológia folyamat időbeli lefolyása.

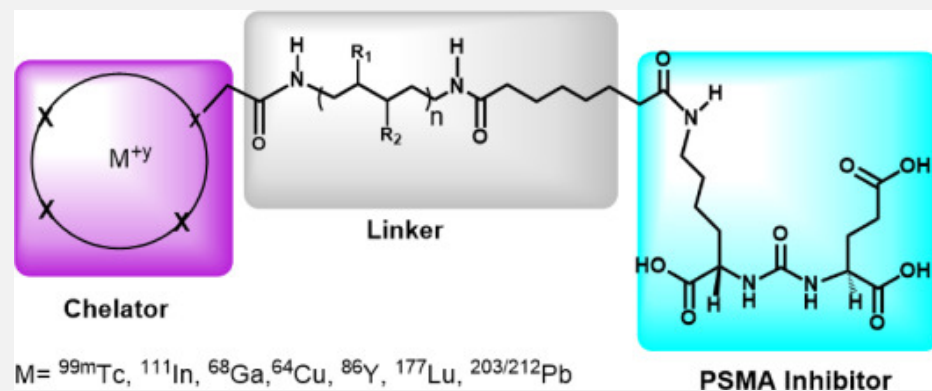
# radiofarmakon – radioaktív atomot hordozó farmakológiailag aktív molekula

Vegyen részt a vizsgálni kívánt biokémiai/élettani folyamatban.  
Ne módosítsa a vizsgálni kívánt folyamatot és ne legyen toxikus.

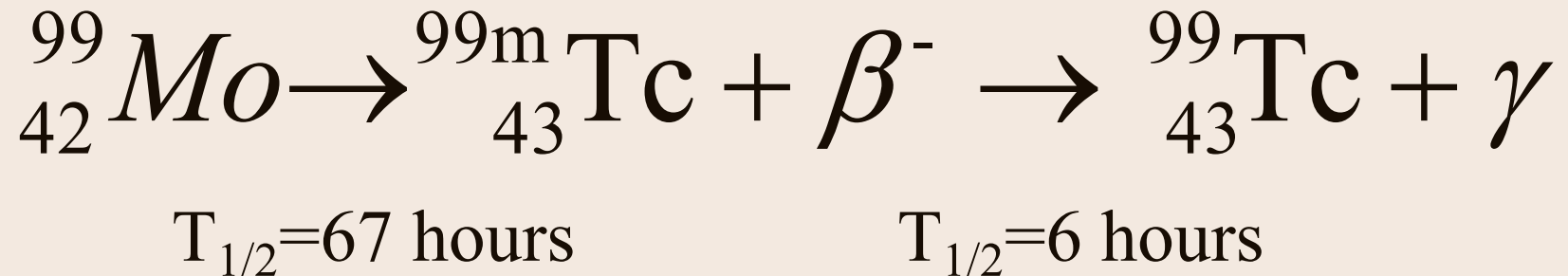
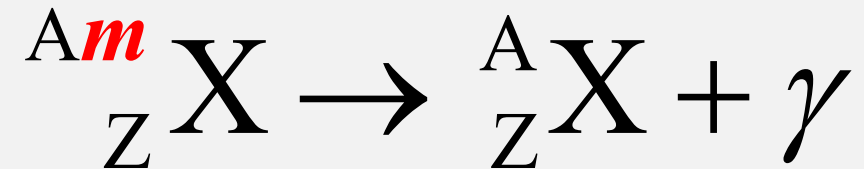


# A radiofarmakon eloszlását befolyásoló biológiai tényezők (ADME)

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

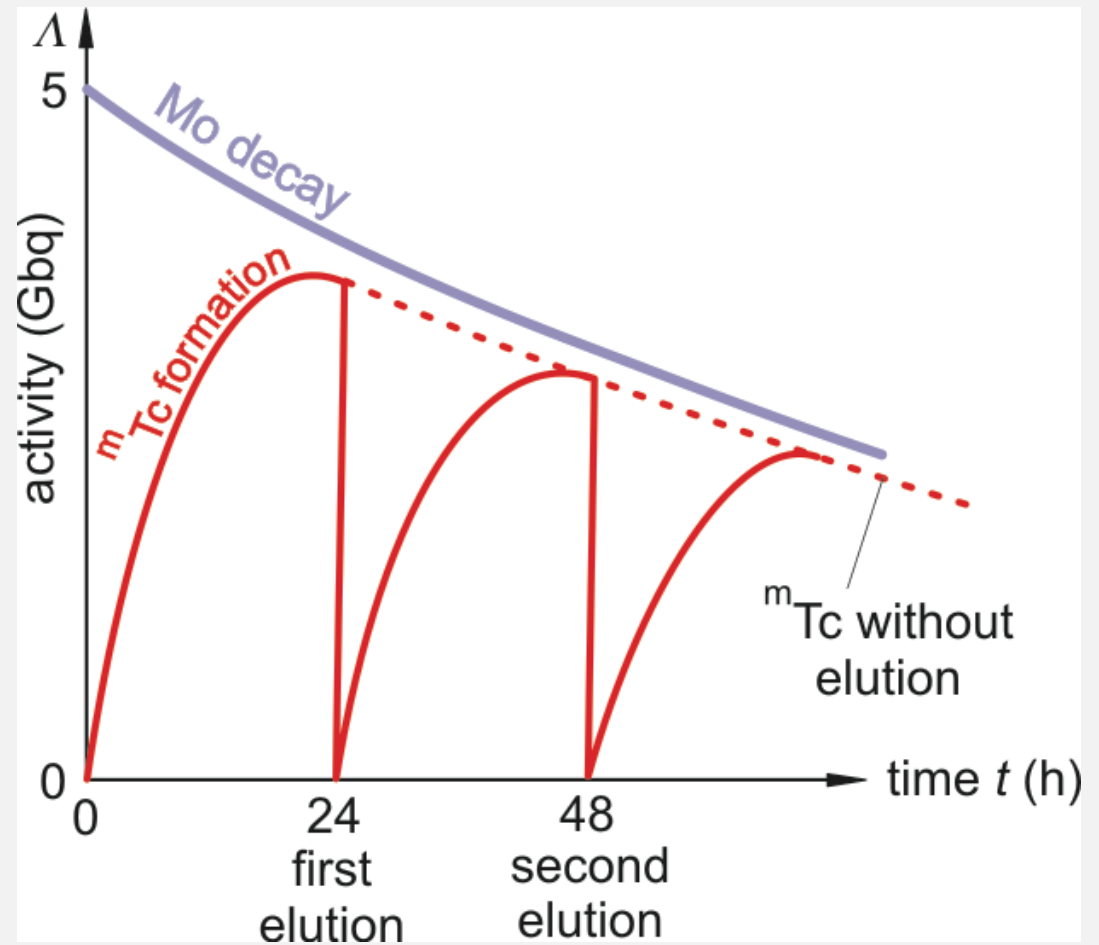
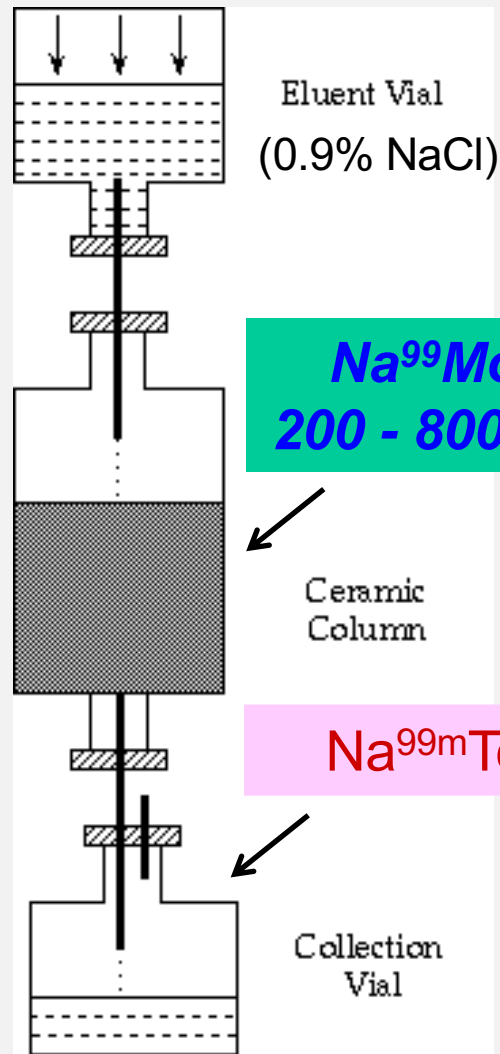


# Gamma-sugárzó izotópok



Technécium-generátor

# Technécium-99m generátor



## példák

| <i>farmakon</i>                               | <i>izotóp</i>     | <i>aktivitás<br/>(MBq)</i> | <i>alkalmazási terület</i> |
|---|-------------------|----------------------------|----------------------------|
| Pertechnetát                                  | $^{99m}\text{Tc}$ | 550 - 1200                 | agy                        |
| Pirofoszfát                                   | $^{99m}\text{Tc}$ | 400 - 600                  | szív                       |
| Dietilén-triamin<br>pentaecetsav (DTPA)       | $^{99m}\text{Tc}$ | 20 - 40                    | tüdő                       |
| Benzoilmercapto-acetiltri-<br>glicerín (MAG3) | $^{99m}\text{Tc}$ | 50 - 400                   | vese                       |
| Metilén difoszfónát<br>(MDP)                  | $^{99m}\text{Tc}$ | 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 kép – statikus felvételek egymásutánja

Emissziós CT eljárások:

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)

PET (Positron Emission Tomography)

# A kép típusai

Statikus kép – az aktivitás eloszlása egy adott pillanatban



pajzsmirigyben

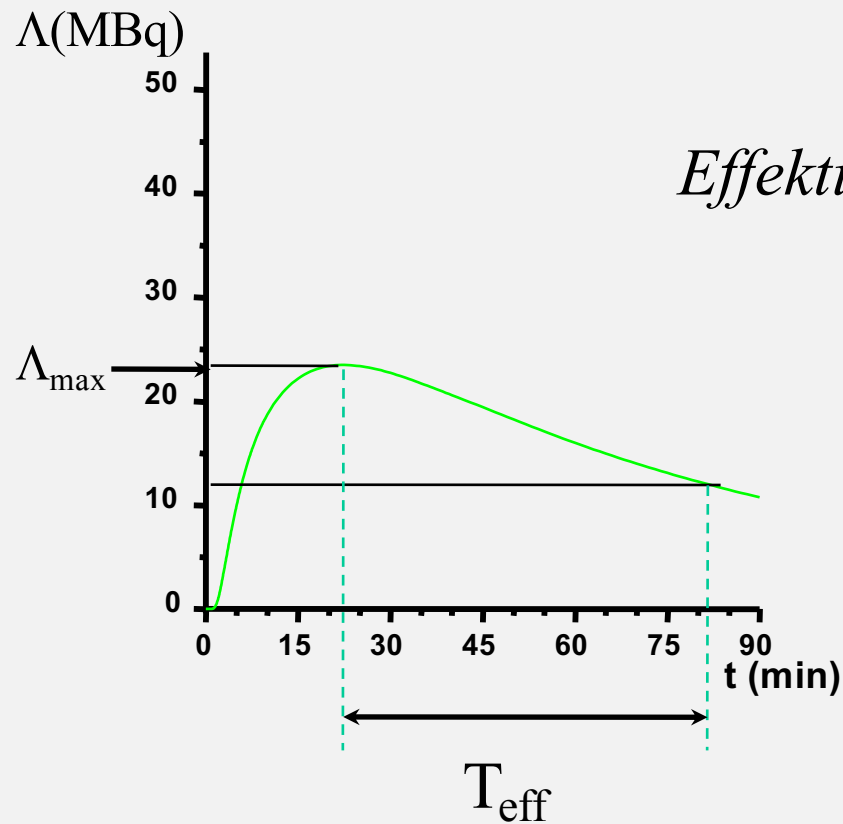


vesében

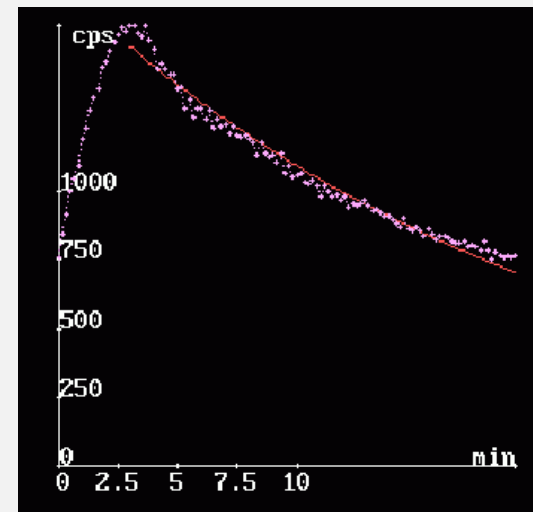
Izotóp felhalmozódása

# A kép típusai

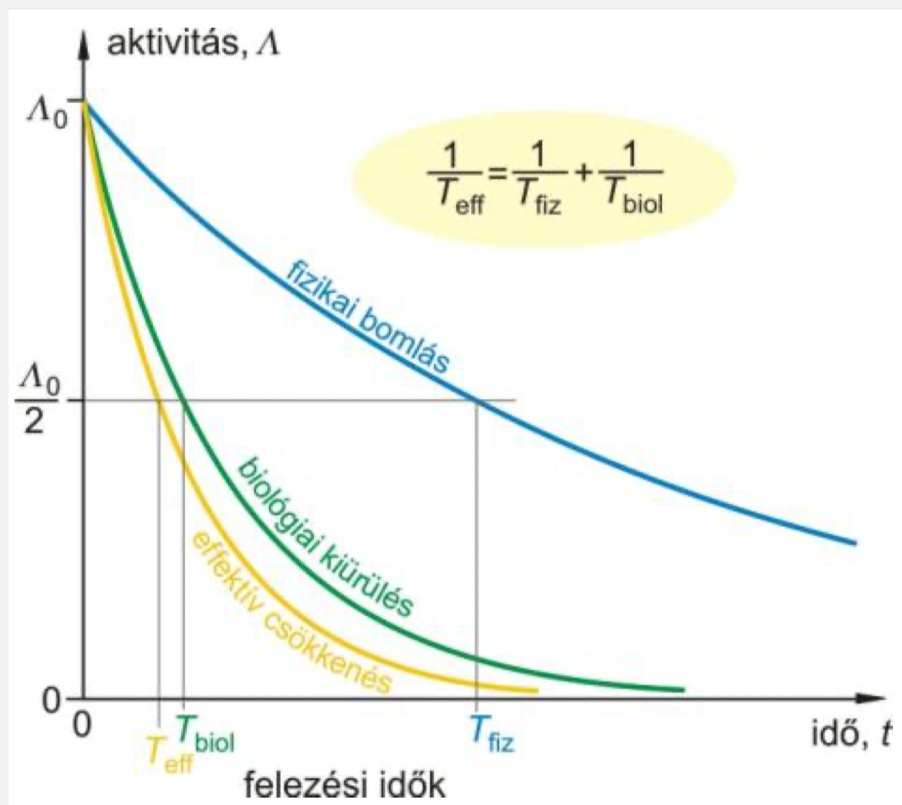
Dinamikus kép – az izotóp/aktivitás mennyiségének változása egy adott helyen



*Effektív felezési idő* – az aktivitás a felére csökken a célszervben



*Effektív felezési idő* – az aktivitás a felére csökken a célszervben

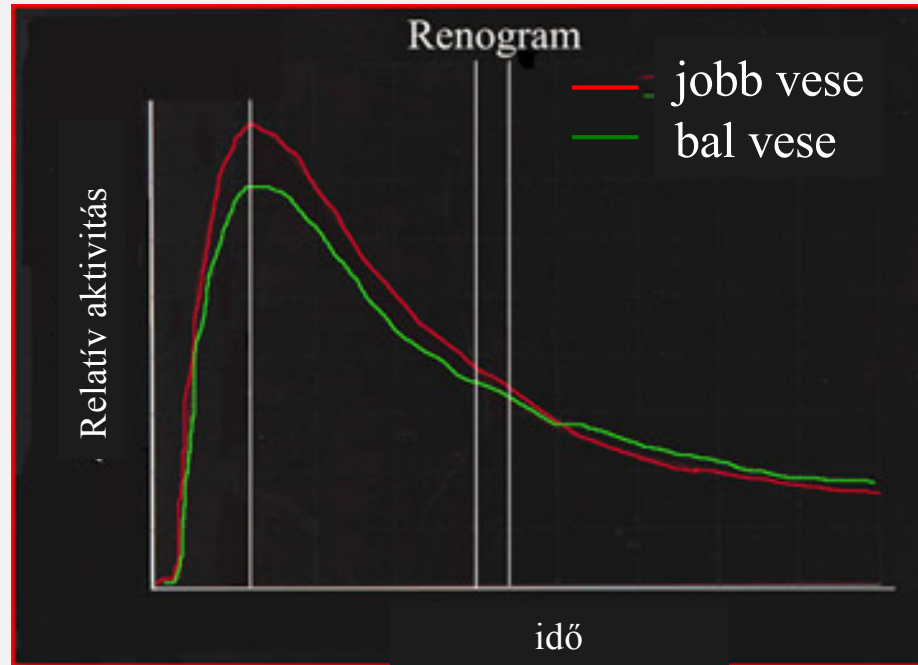


$$\Lambda = \Lambda_0 e^{-(\lambda_{fiz} + \lambda_{biol})t}$$

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

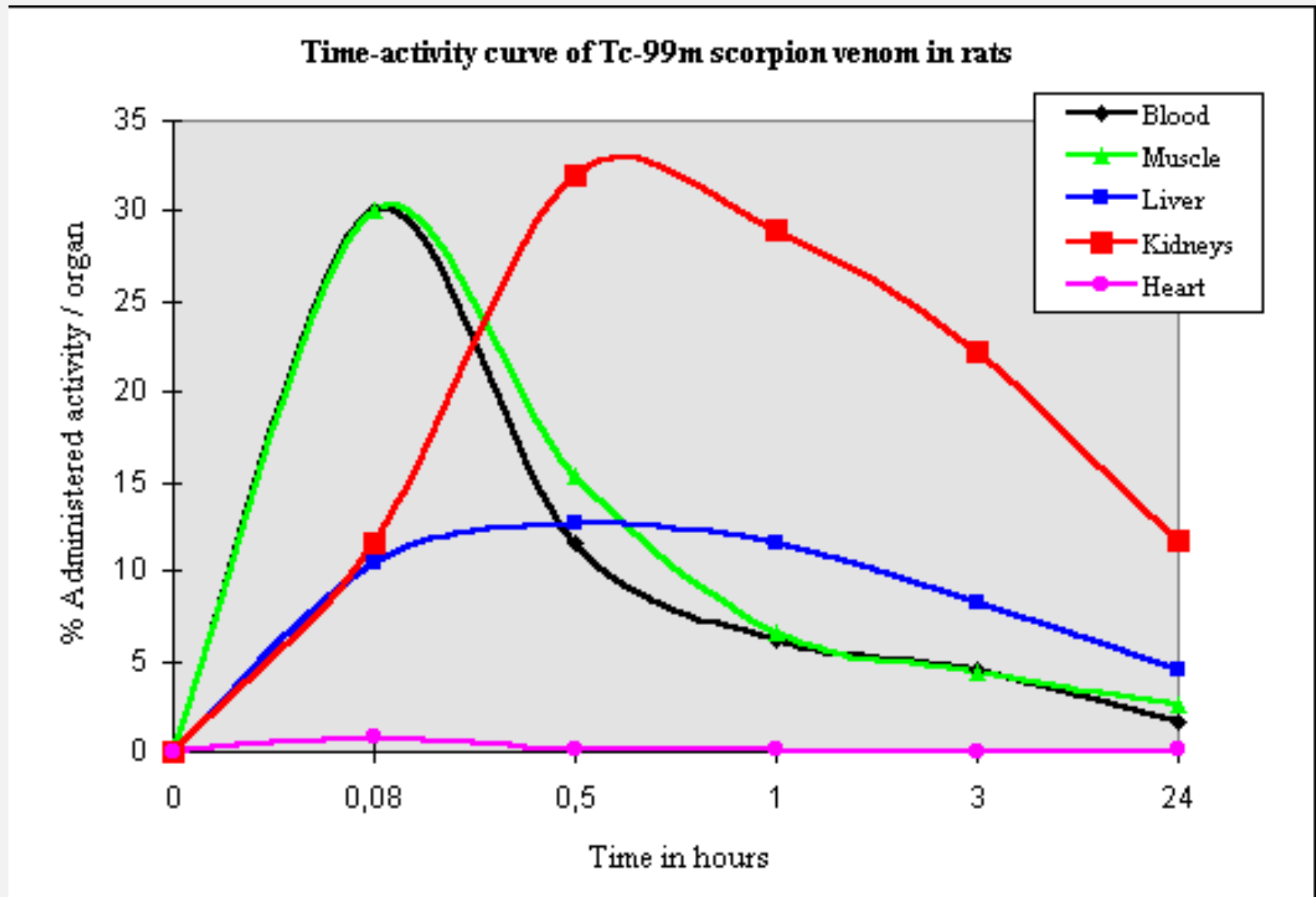
$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_{fiz}} + \frac{1}{T_{biol}}$$

példa



vese izotóptárolási görbéje

## „Pulse-chase” vizsgálatok



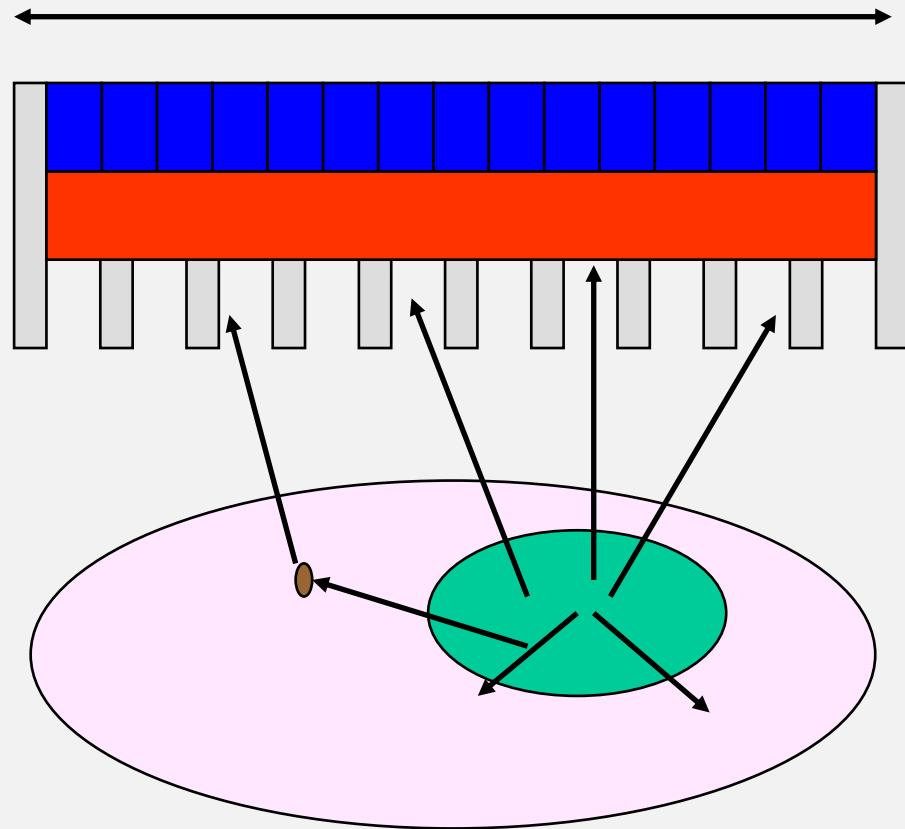


Hal Anger  
1920-2005

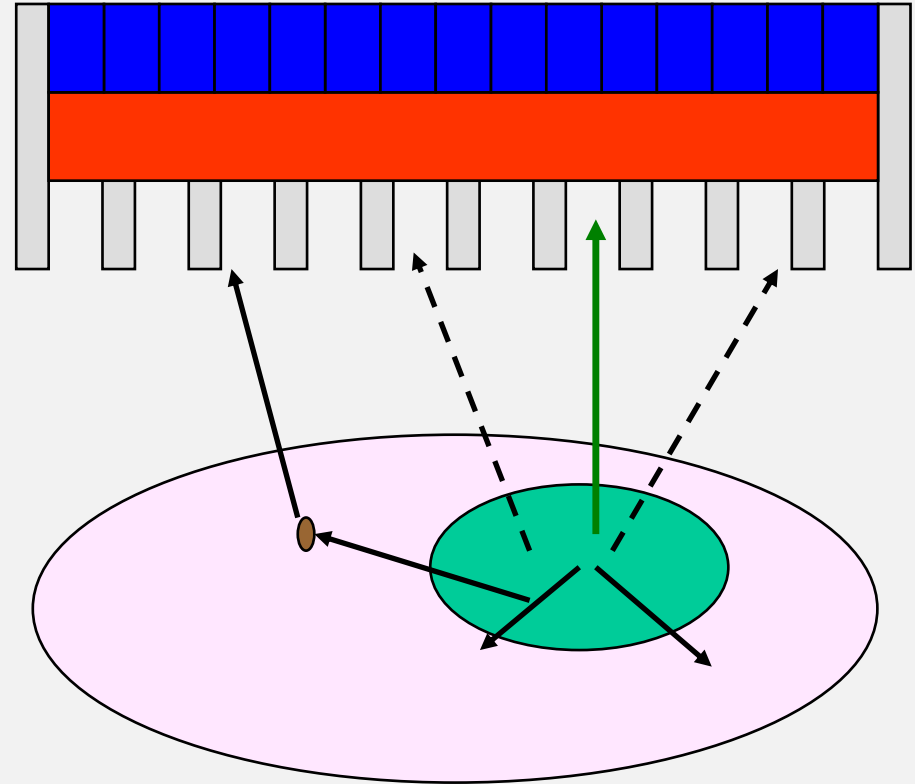
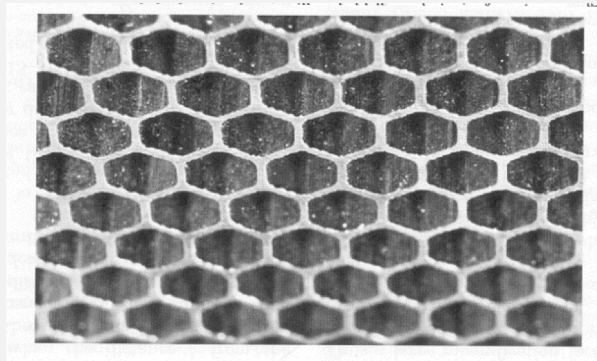
# Gamma kamera

~40 cm

PM cső →  
Szintillációs kristály →  
Kollimátor →



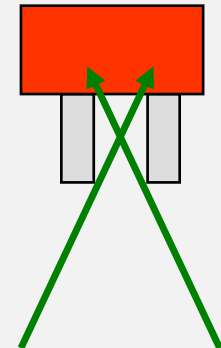
# Kollimátor



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

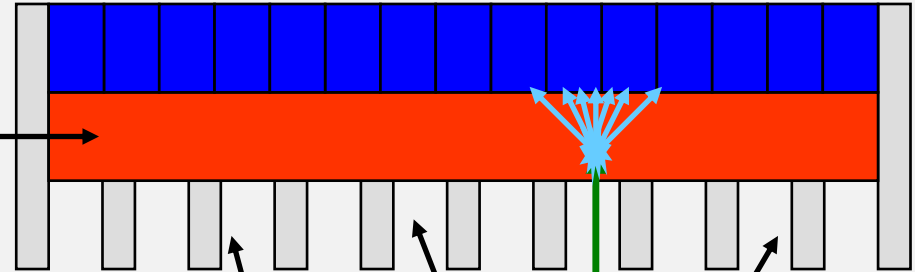
Csak bizonyos szög alatt érkező fotonokat enged át.

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



# detektorkristály

NaI(Tl) szcintillációs kristály



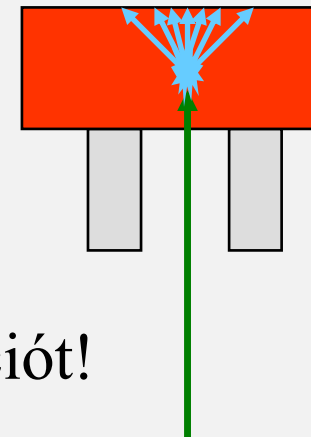
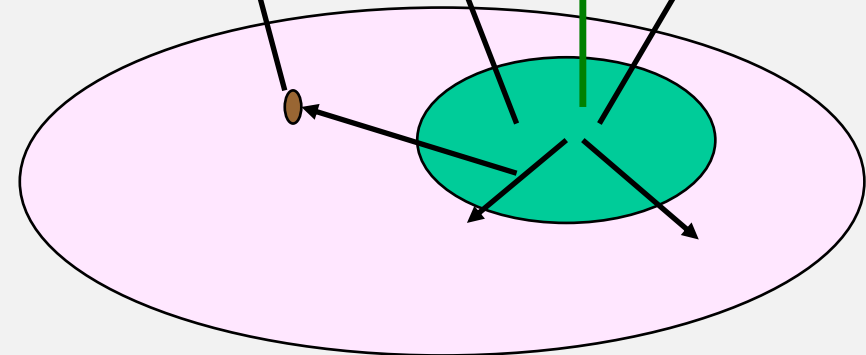
Megfelelő detektálási hatások

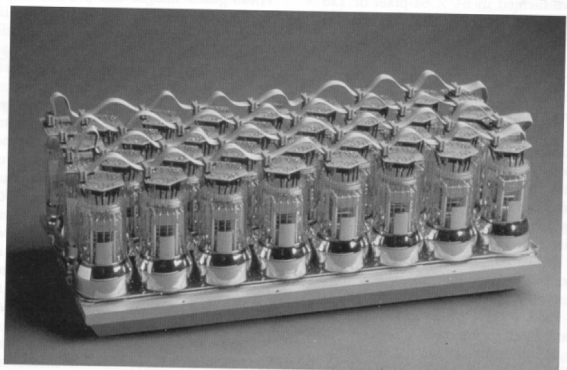
150 keV-os fotonra  $\mu \sim 2.2 \text{ cm}^{-1}$

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

Sajnos törékeny, hőmérsékletérzékeny, higroszkópos.

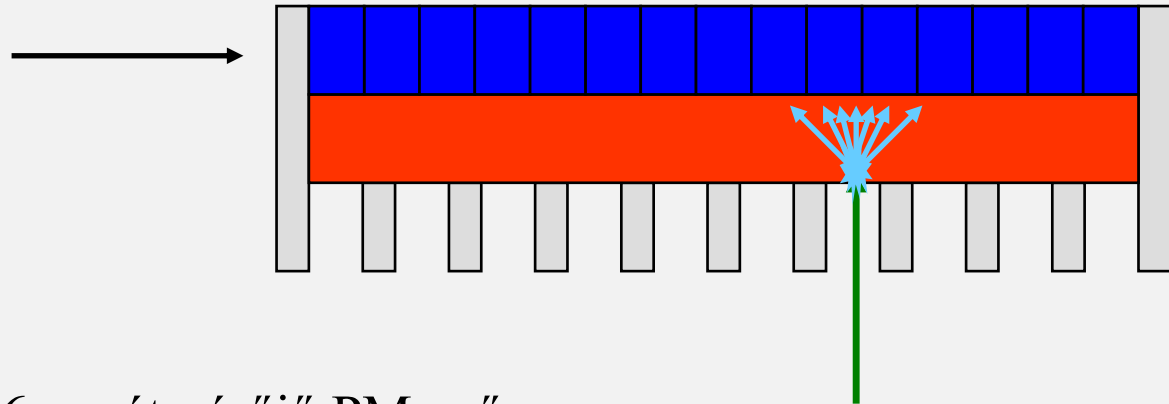
A szcintilláció befolyásolja a lokalizációt!





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

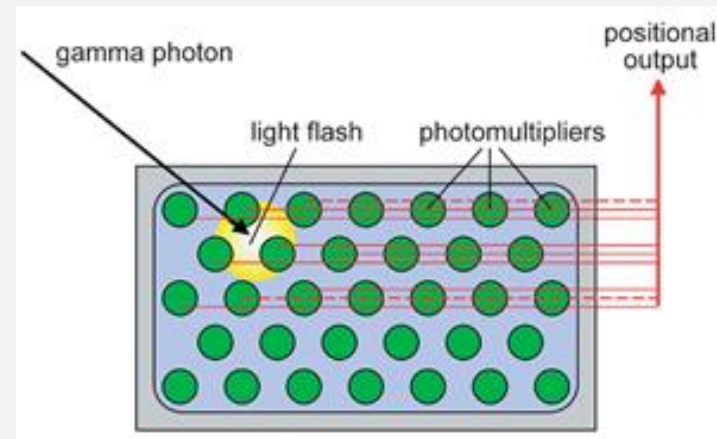
# fotoelektronsokszorozók



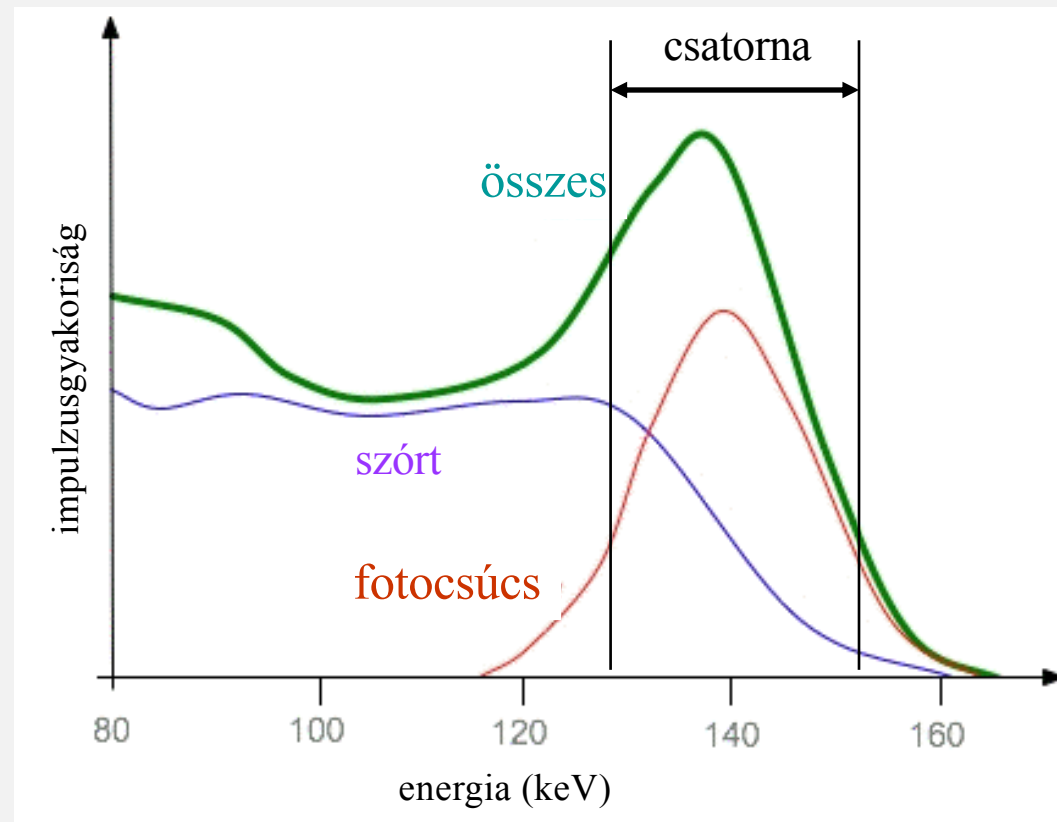
Tipikusan 37-91 db, 5.1-7.6 cm átmérőjű PM-cső

A keletkező feszültségimpulzusok nagysága változatos, mert

- egy  $\gamma$ -foton elnyelődése nemcsak egy fotoelektronsokszorozóban indukál elektromos jelet
- nem csak fotoeffektus történik

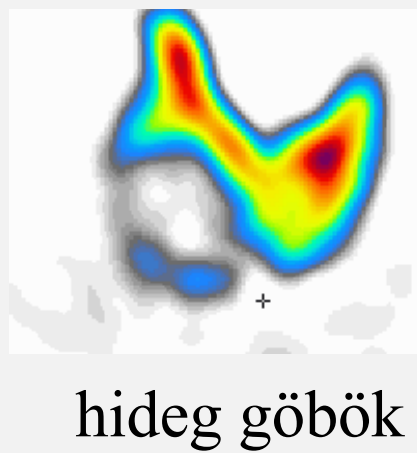
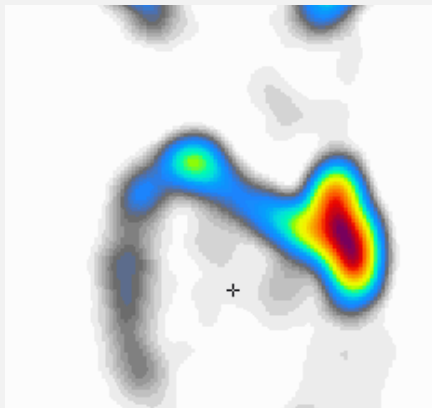
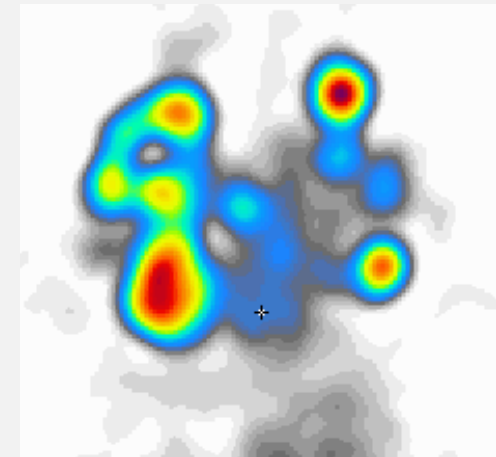
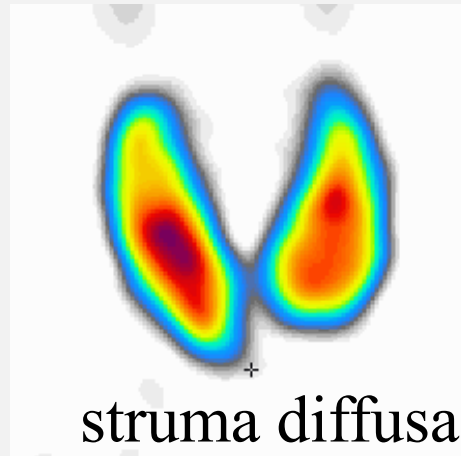
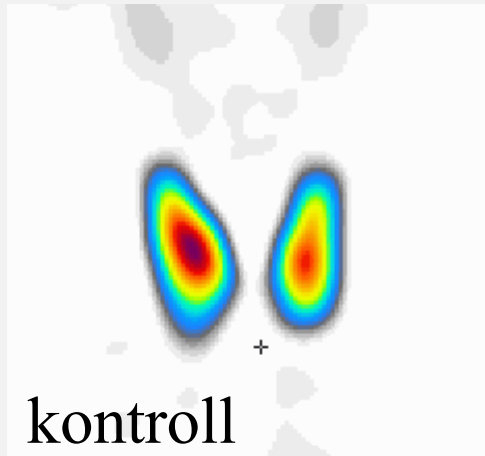


Impulzus amplitúdó spektrum – a fotoeffektus révén elnyelődő  $\gamma$ -foton energiájával arányos nagyságú feszültségimpulzust generál.

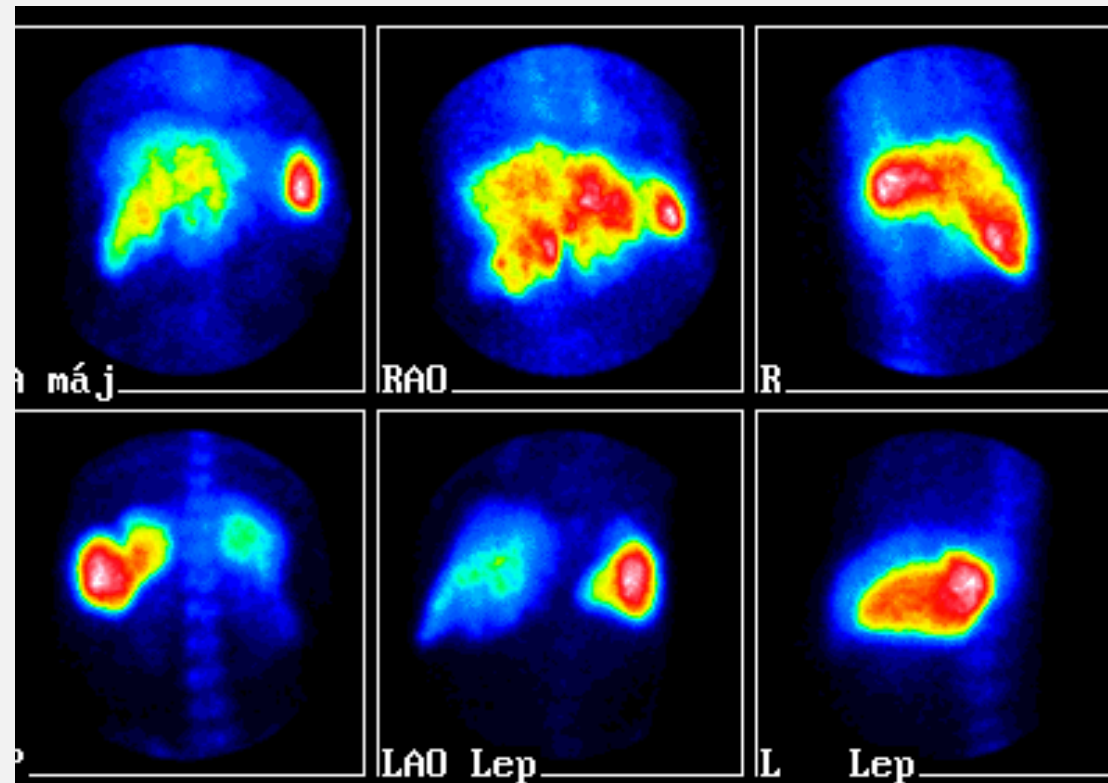


Compton-szórás révén keletkező, vagy nem a térbeli lokalizációnak megfelelően becsapódó fotonok által kiváltott feszültségimpulzusok diszkriminálással (DD) szétválaszthatók.

# Pajzsmirigy pertechnetátos (intravénásan 80 MBq) felvételek



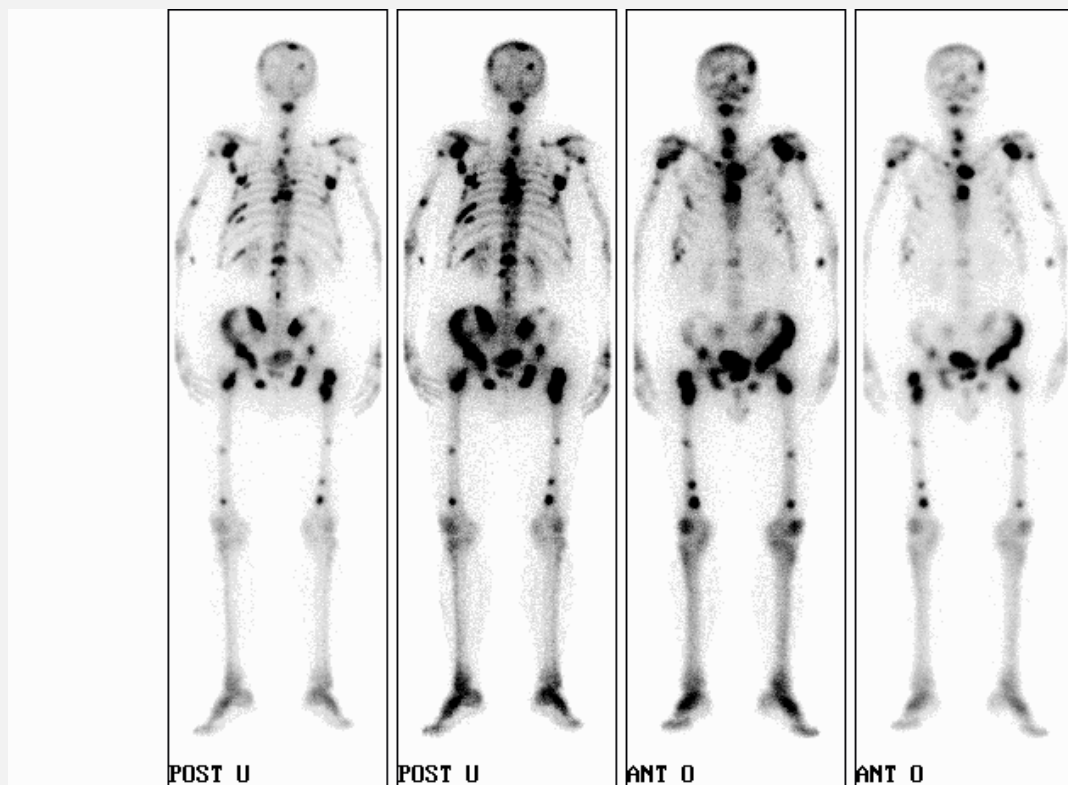
## Durva göbös májlézió



$^{99m}\text{Tc}$ -fyton

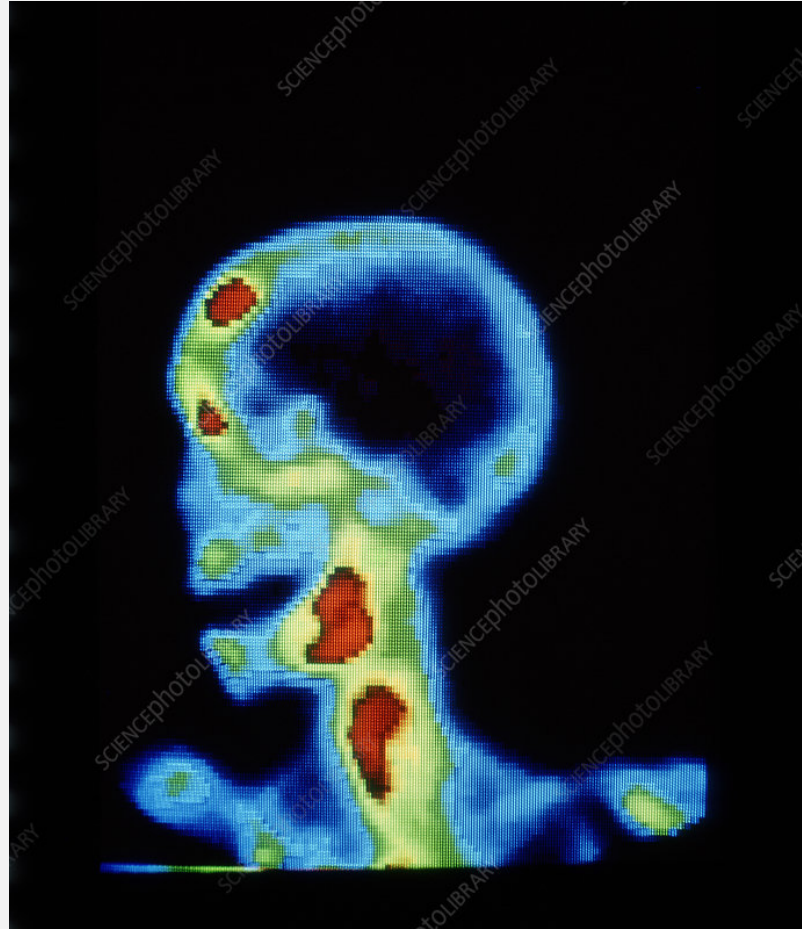
# Csont -szcintigráfia

$^{99m}\text{Tc}$ -MDP: 600 MBq



csont metastasis

# Gamma kamera: szummációs kép (2D)



3D (mélységi) felbontás: tomográfias eljárások

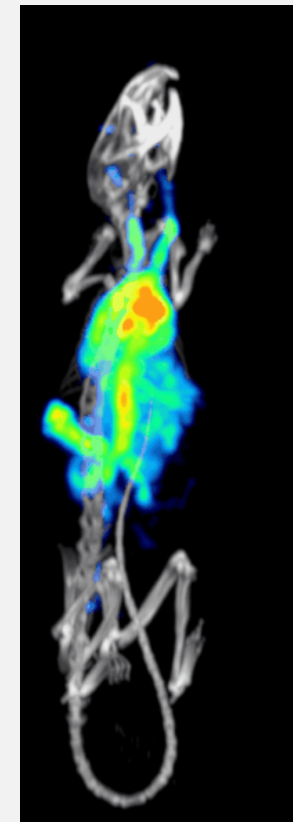
# SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography

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.

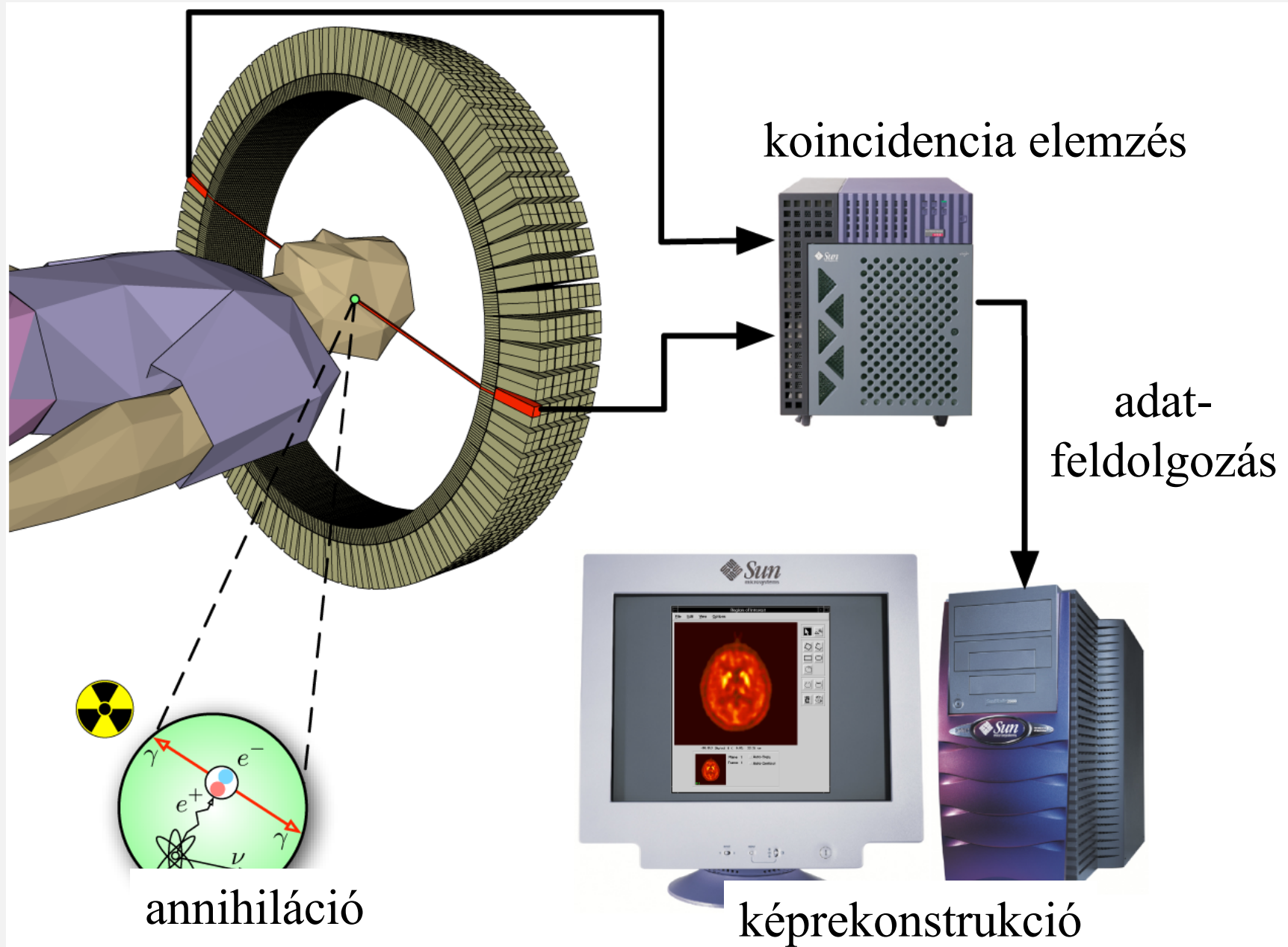


# SPECT

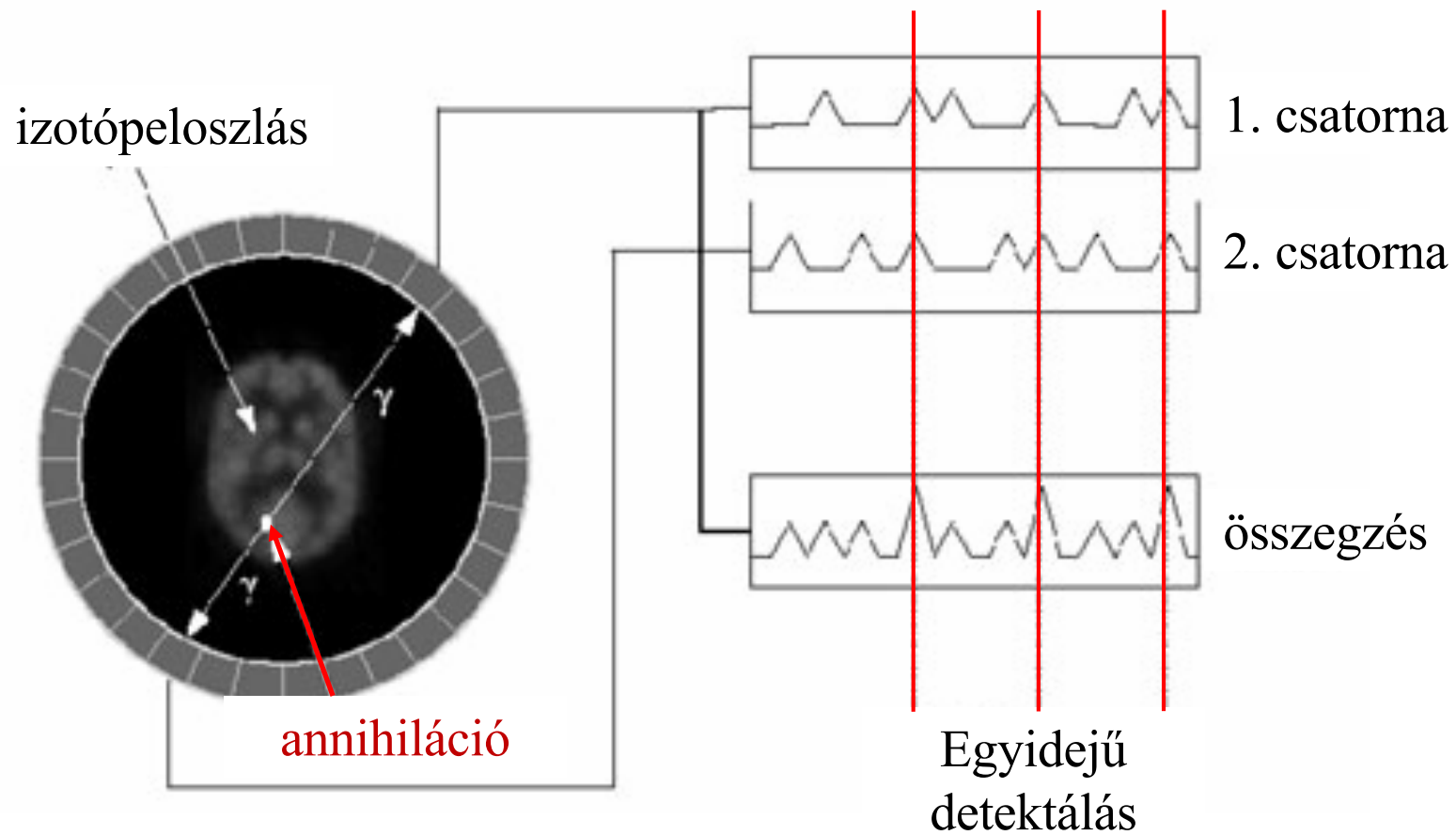


# Positron Emission Tomography

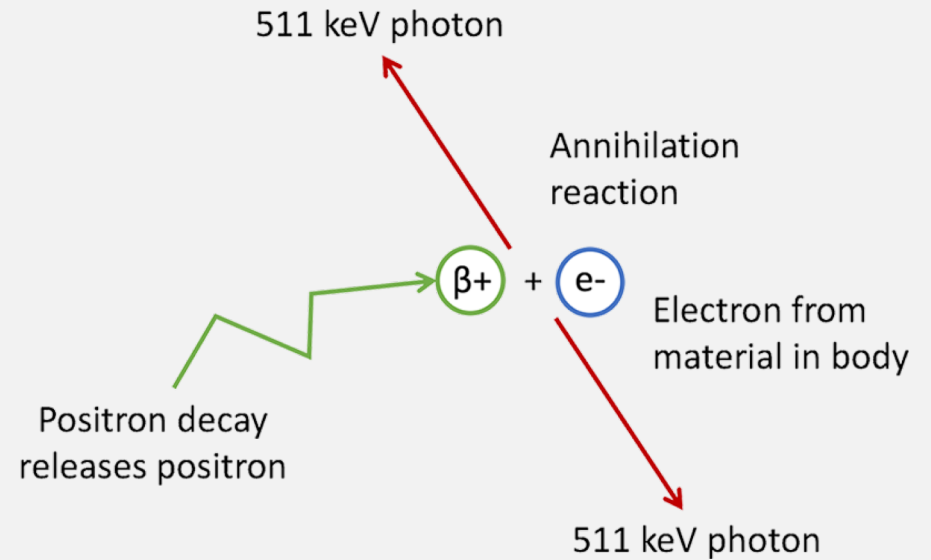
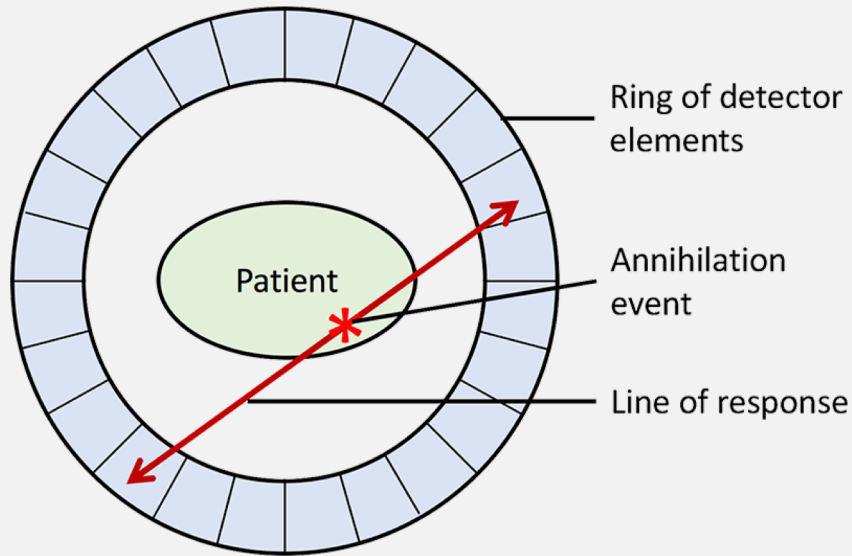
# PET



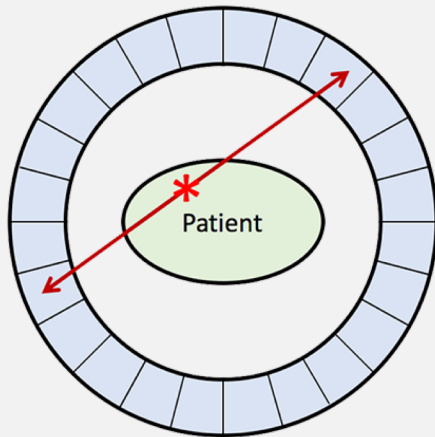
# Koincidencia -detektálás



# Koincidencia-detektálás

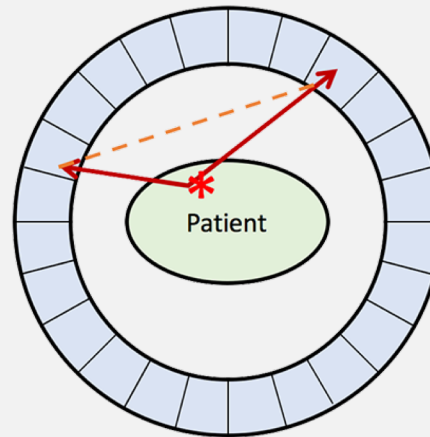


↔ Annihilation path  
 - - - - - Calculated line of response



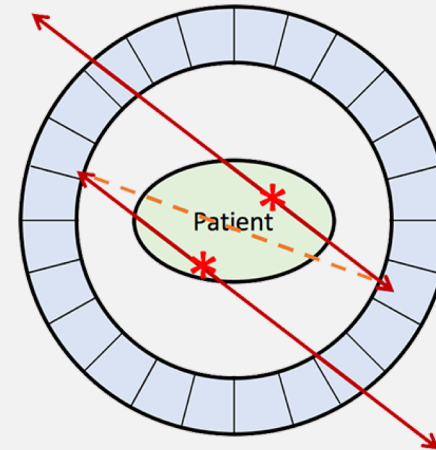
True coincidence

- One annihilation
- Straight path photons in opposite directions



Scatter coincidence

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

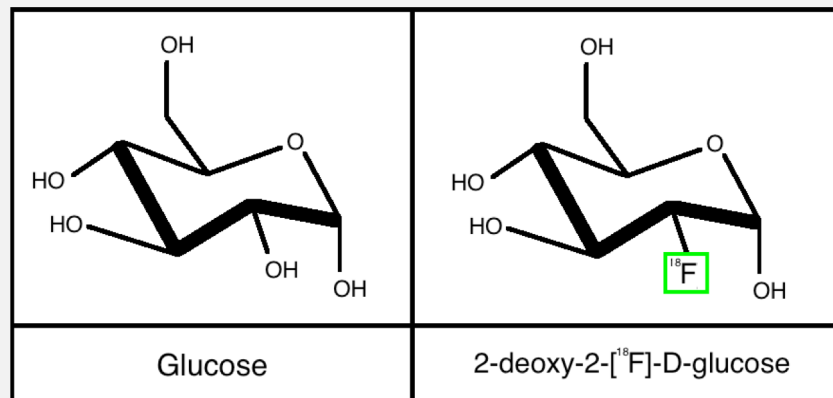


Random coincidence

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

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

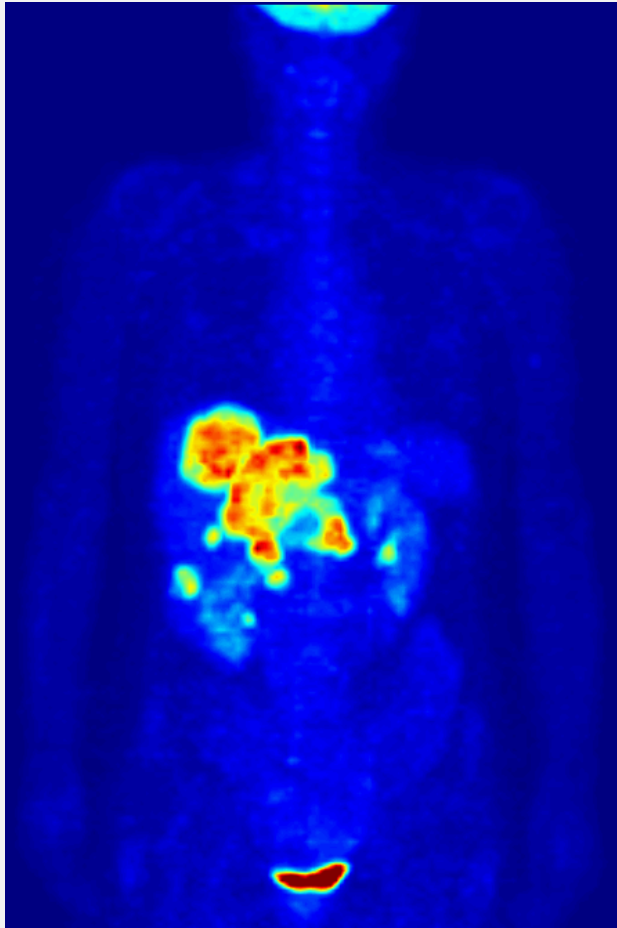
| Isotope          | $\beta^+$ energy (MeV) | $\beta^+$ range (mm) | 1/2-life  | Applications       |
|------------------|------------------------|----------------------|-----------|--------------------|
| $^{11}\text{C}$  | 0.96                   | 1.1                  | 20.3 min  | receptor studies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



A rövid felezési idő miatt a felhasználás közelében kell előállítani a PET-ben alkalmazott izotópokat.



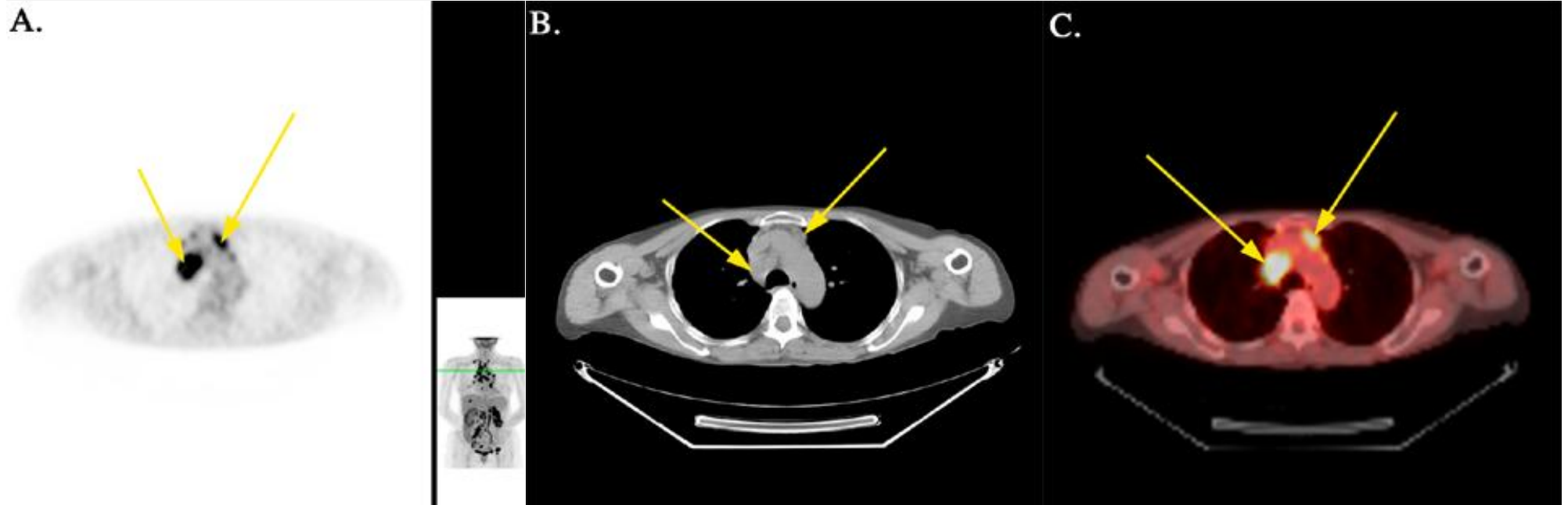
## [<sup>18</sup>F]-fluorodeoxiglükóz (FDG) – cukor-metabolizmus indikátor



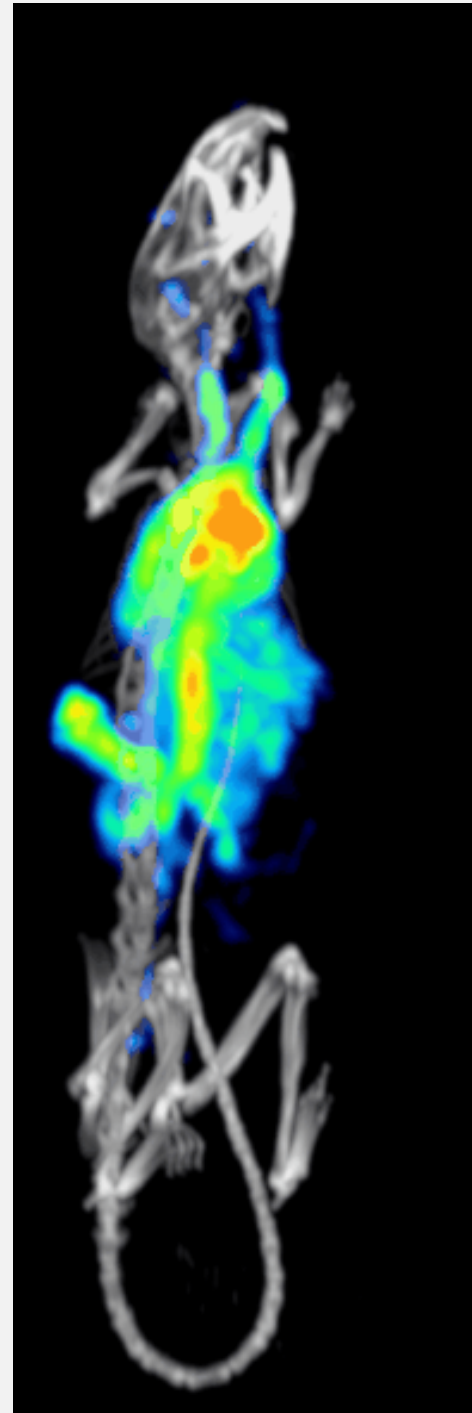
A szöveti metabolikus aktivitás 3D rekonstrukciója: [<sup>18</sup>F]-FDG PET képalkotás. A mellkas fala mentén megnövekedett aktivitás – fokozott cukor-metabolizmus – karcinóma jelenlétére utal. Az így nyert funkcionális információ nem szerezhető meg CT-képalkotással és általában nélkülözhetetlen az onkológia vagy a neurológia területén.

# PET/CT

A PET kombinálható pontosabb morfológiai képet adó módszerrel.



PET/CT



## Ellenőrző kérdések

### Izotópok kiválasztási szempontjai

- fizikai jellemzők
- biológiai és farmakológiai jellemzők

### Izotópdiagnosztika, sztatikus és dinamikus vizsgálatok

- sztatikus kép
- dinamikus kép

### Gamma-kamera, SPECT, PET

PET szkennerek – koincidencia detektálás

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

*Ajánlott irodalom:*

Herényi Levente

ORVOSEGYESZETEMI FIZIKA

Megérthető összefüggésekkel és matematikai alapokkal kezdőknek és haladóknak

Semmelweis Kiadó 2024