

## Izotópok



diagnosztikai alkalmazásai

## Izotópok



diagnosztikai alkalmazásai

### Izotópdiagnosztikai eljárás lépései

Alkalmas, radioaktív molekulák bejuttatása

Az aktivitás eloszlásának, változásának követése

A fiziológiás v. patológiás folyamatok felismerése, lokalizálása a mért eloszlás alapján.

### Képalkotó eljárásokkal nyerhető információ

#### Anatomiai

Röntgen

Ultraszhang

MRI

*a szövetek eltérő fizikai tulajdonságai alapján differenciálnak*

#### Funkcionális

Izotópdiagnosztika

MRI

*a szövetek eltérő biokémiai/életlen jellemzői alapján differenciálnak*



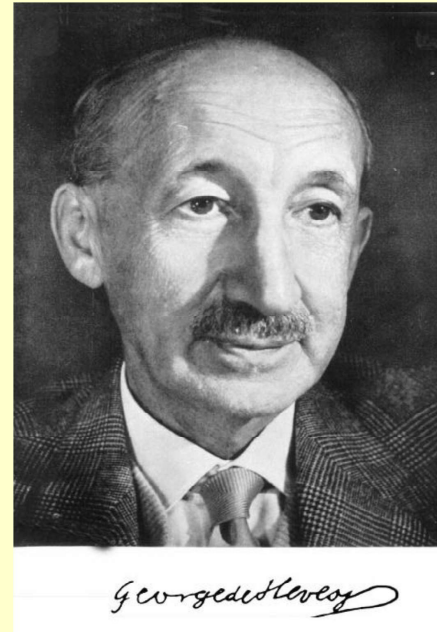
Röntgen felvétel

*Információ a  
struktúráról*



Izotópdiagnosztikai felvétel

*Információ  
a metabolikus aktivitásról*



*A nukleáris medicina atyja*

**Hevesy György**  
(1885 - 1966)

Kémiai Nobel-díj  
1943

az izotópos jelzéstechnika  
megalapozásáért

### Hevesy György és háziasszonya



A múlt héten sem  
szerettem. Miért  
gondolja, hogy most  
szeretni fogom?

### Az izotóp kiválasztásának szempontjai

Maximáljuk a nyerhető információt.

Minimalizáljuk a kockázatot.

Ennek megfelelően optimalizálandó

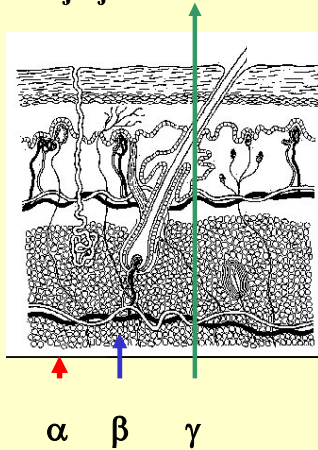
a sugárzás fajtája

a sugárzás fotonenergiája

az izotóp felezési ideje

radiofarmakon előállíthatósága és tulajdonságai

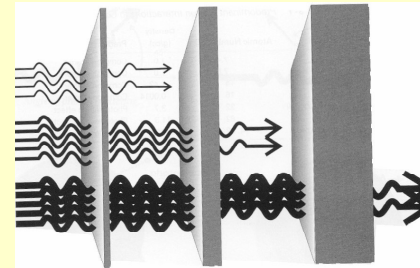
### a sugárzás fajtája



Csak a  $\gamma$ -sugárzás  
áthatolóképessége elég  
nagy

*Optimális a tisztán  $\gamma$ -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 vizsgálendő  
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	$^{99m}\text{Tc}$	550 - 1200	agy
Pirofoszfát	$^{99m}\text{Tc}$	400 - 600	szív
Dietilén-triamin pentaecetsav (DTPA)	$^{99m}\text{Tc}$	20 - 40	tüdő
Benzoilmercapto-acetiltri-glicerín (MAG3)	$^{99m}\text{Tc}$	50 - 400	vese
Metilén difoszfónát (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 együttese – statikus felvételek egymásutánja

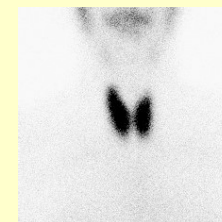
Emissziós CT

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)

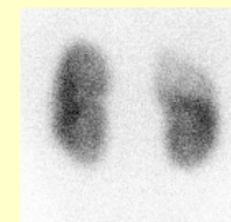
PET (Positron Emission Tomography)

## A kép típusai

Statikus kép – az izotóp/aktivitás eloszlása egy adott pillanatban



pajzsmirigyben,

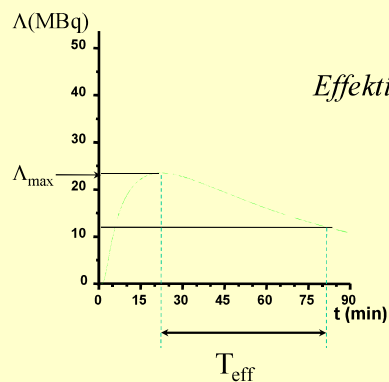


vesében

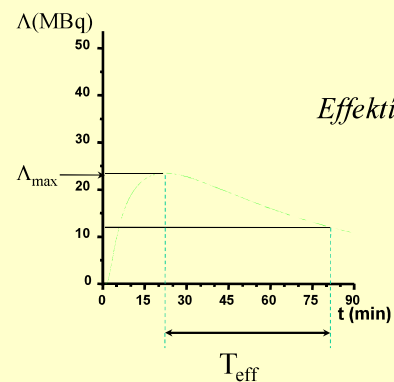
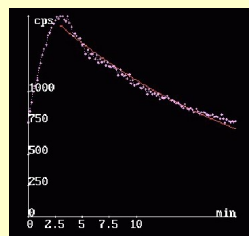
Izotóp felhalmozódása

## A kép típusai

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



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



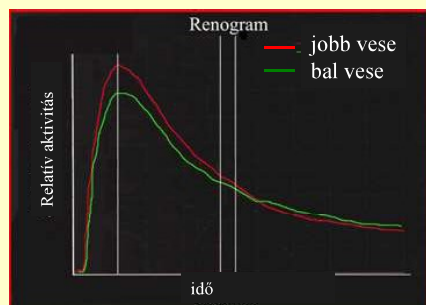
*Effektív felezési idő* – az aktivitás a felére csökken a célszervben

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

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

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

példa



vese

izotóptárolási görbéje

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



Hal Anger  
1920-2005



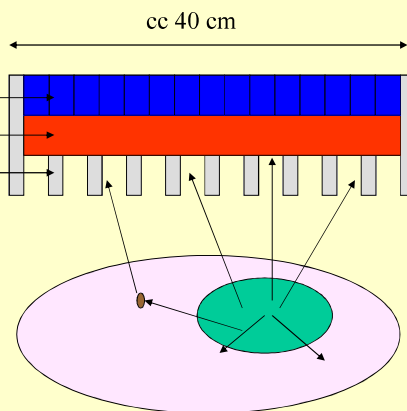
Hal Anger munkatársaival

1952

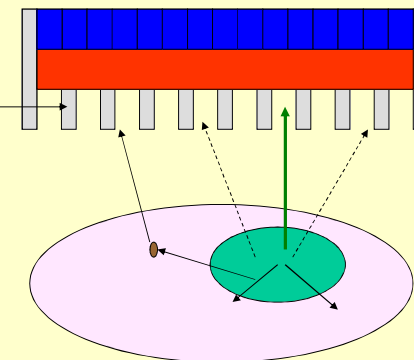
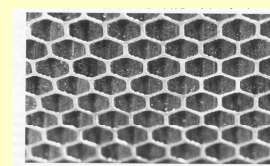


## Gamma kamera

fotoelektronsokszorozók  
detektorkristály  
kollimátor



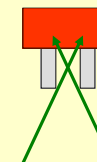
kollimátor



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

Csak bizonyos szög alatt érkező fotonokat enged át.

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



detektorkristály

NaI(Tl) szcintillációs kristály

Megfelelő detektálási hatásfok

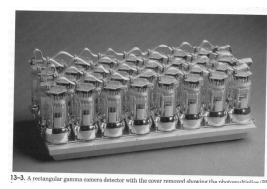
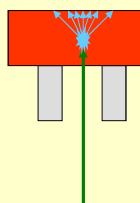
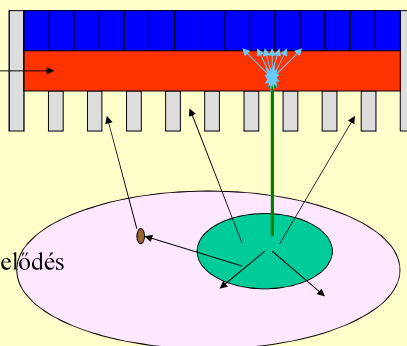
150 keV-os fotonra  $\mu \sim 2.2$  1/cm

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



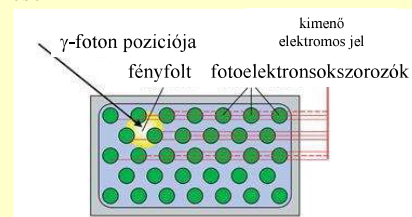
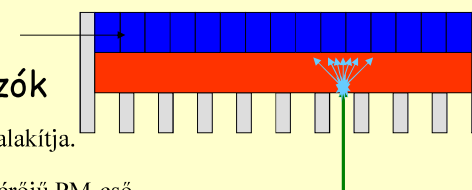
fotoelektronsokszorozók

Fényimpulzusokat elektromos jellé alakítja.

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

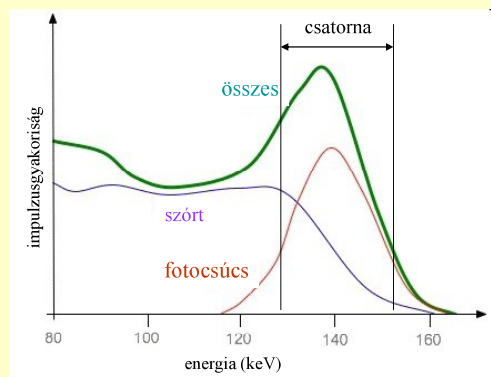
A keletkező feszültségimpulzusok  
nagysága változatos, mert

- egy  $\gamma$ -foton elnyelődése nemcsak egy fotoelektronsokszorozóban indukál elektromos jelet
- az elnyelődés nemcsak fotoeffektussal történik



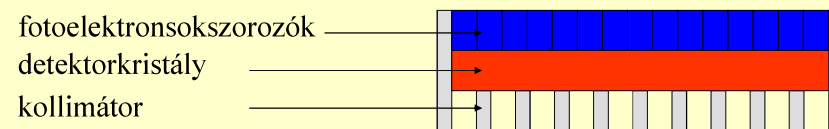
Impulzus amplitúdó spektrum – a fotoeffektus révén elnyelődő  $\gamma$ -foton energiájával arányos nagyságú feszültségimpulzust generál.

Ez a többi\* feszültségimpulzustól diszkriminálással (DD) megkülönböztethető.



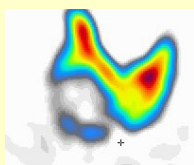
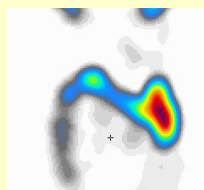
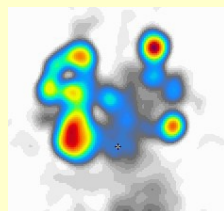
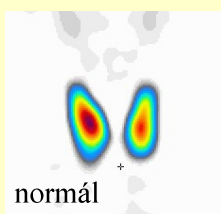
\* Compton-szórás révén keletkező, vagy nem a térbeli lokalizációnak megfelelően becsapódó fénypotonok által kiváltott.

## Gamma kamera

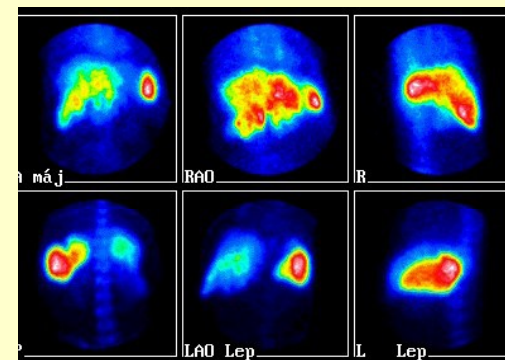


A sugárzás forrásának hely szerinti azonosítását  
a kollimátor  
a fotoelektronsokszorozók  
a diszkriminátorok  
együttesen teszik lehetővé.

## Pajzsmirigy pertechnetátos (intravénásan 80 MBq) felvételek



## Durva göbös májlézió



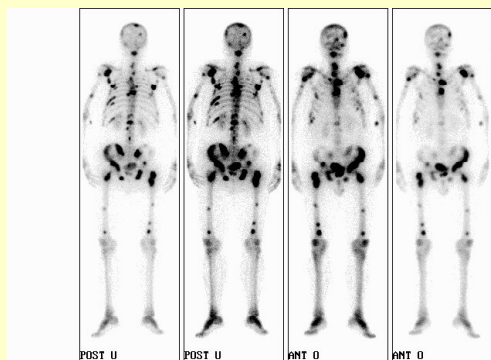
$^{99m}\text{Tc}$ -fyton

## csontszcintigráfia

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



normal egésztest



csontmetastasis

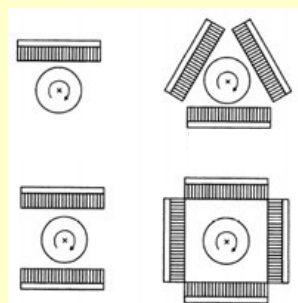
A gamma-kamera időbeli és térbeli felbontásra is alkalmas.  
Statikus és dinamikus képet is nyerhetünk.

Jellemző paraméterek:

- térbeli felbontás
- energiaszelektivitás (felbontás)
- detektálási hatékonyság

## SPECT

Single Photon Emission Computed  
Tomography



különböző kameraelrendezések

## SPECT

Több gamma kamera szkennel egy réteget – adatgyűjtés  $360^\circ$ -ban.

Keresztmetszeti képeket ad.

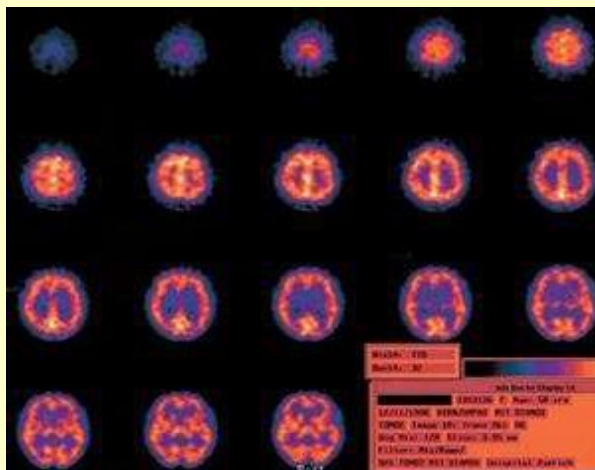
Az egyes szeletekben az aktivitás eloszlását a számítógép rekonstruálja.

Szinkódolt képrekonstrukció.

Egymást követő rétegek felvétele az x-tengely mentén.

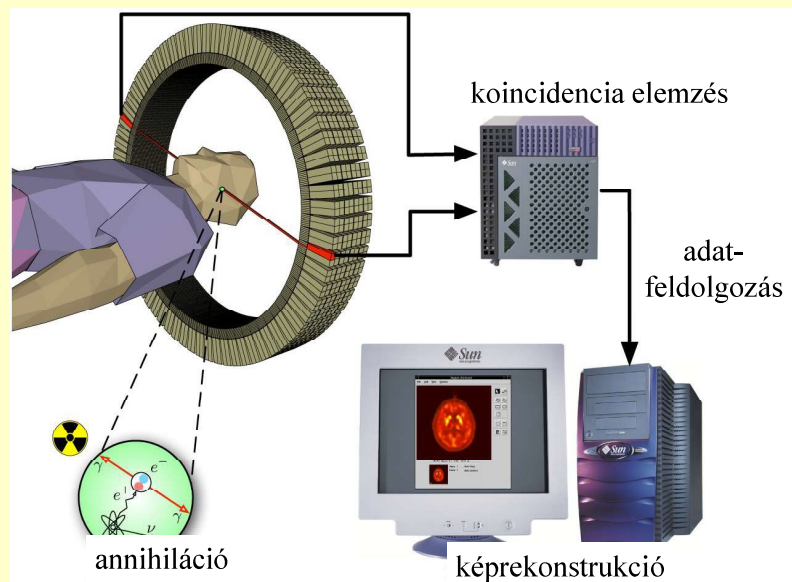
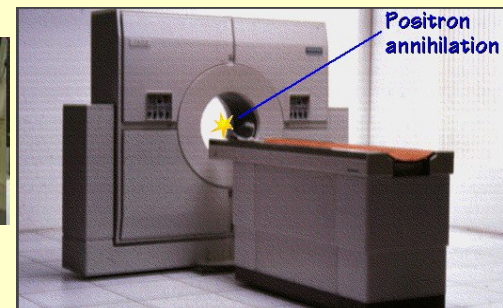
## Fejről részült SPECT -felvételek

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

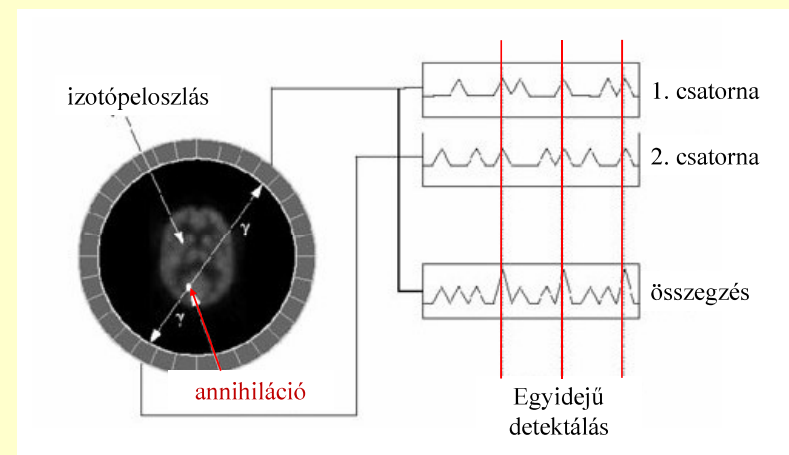


## PET

Positron Emission Tomography



## Koincidencia a detektálásban



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

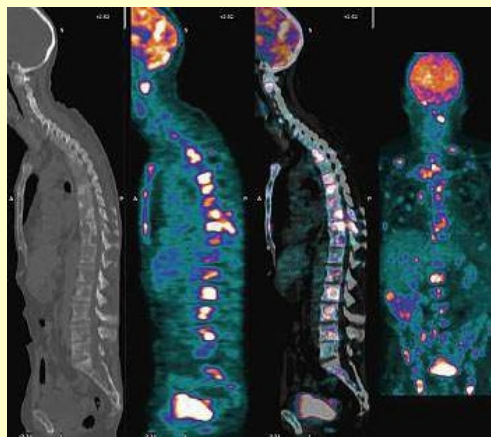
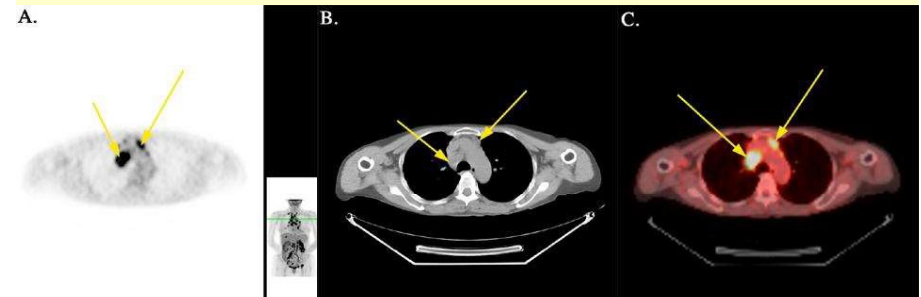
izotóp	$\beta^+$ energia (MeV)	$\beta^+$ hatótáv (mm)	T	felhasználás
$^{11}\text{C}$	0.96	1.1	20.3 min	receptorfunkciók
$^{15}\text{O}$	1.70	1.5	2.03 min	stroke
$^{18}\text{F}$	0.64	1.0	109.8 min	onkológia/neurológia

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

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