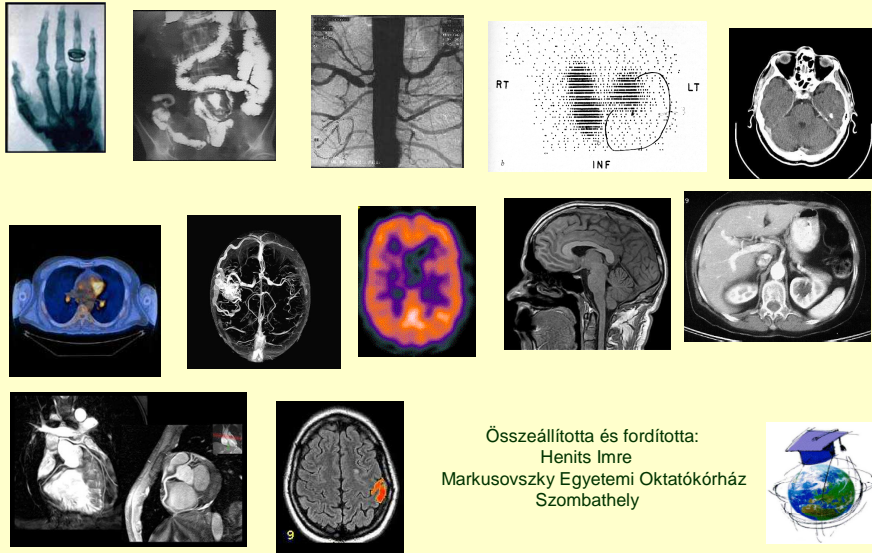
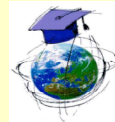


Diagnosztikai vizsgáló módszerek, Képző eljárások

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



Összeállította és fordította:
Henits Imre
Markusovszky Egyetemi Oktatókórház
Szombathely



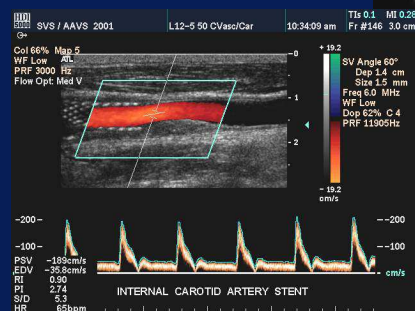
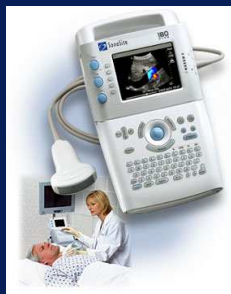
3.3. Az ultrahang és diagnosztikai alkalmazásai

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Ultrahangnak nevezzük a 20 000 Hz-nél nagyobb rezgésszámú (longitudinális) mechanikai hullámot.

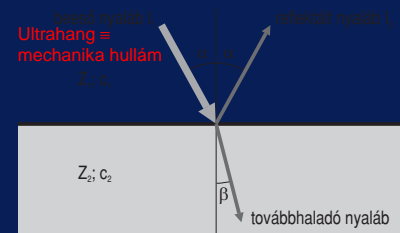


Hang terjedéskor energia áramlik a terjedés irányában.



3.3.1. Az ultrahang fizikai jellemzői

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



„Fajlagos” Akusztikus impedancia: $Z = \rho \cdot c$

$$Z = \rho \cdot c$$



ρ = annak a közegnek a sűrűsége amibe éppen a hang terjed

c = a közegben mért sebessége

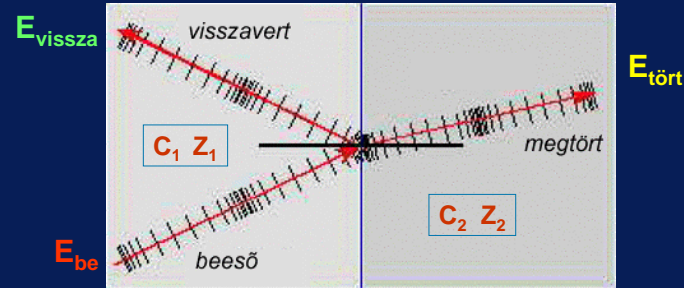
Ha $c_1 < c_2$, akkor az ÚH nyaláb a beesési merőlegeshez közelebb esik.
 $Z_1 > Z_2$ akusztikus impedancia
 $c_1 > c_2$ terjedési sebességek

Az orvostechnikai gyakorlatban az alkalmazott ultrahang felső határfrekvenciája 10-20 MHz, speciális esetben ez akár 50-80 MHz is lehet.

3.3.1. Az ultrahang fizikai jellemzői

Csillapítás (attenuáció): az aktivitás csökkenése
A szövetekben terjedő UH csillapodik, (hővé alakul). A közeg általi energia elnyelés, a közeg felmelegedéséhez vezet.

Visszaverődés, megtörés a különböző akusztikus impedanciájú közegek határfelületén.



E : energia $E_{be} = E_{vissza} + E_{tört}$

$C_1 : C_2$: terjedési sebességek, $Z_1 : Z_2$: akusztikus impedanciák

3.3.1. Az ultrahang fizikai jellemzői

Reflexió (visszaverődés):

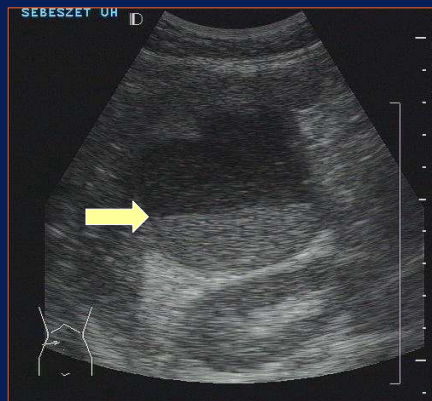


Ha a hullám egy másik közeg határához érkezik, akkor – megfelelő körülmények között – visszaverődik:

- Az akusztikus energia visszaverődik a különböző akusztikus impedanciájú közegek határáról.
- Az akusztikus impedancia - különbség növekedésével a visszavert energia hányada nő.

3.3.1. Az ultrahang fizikai jellemzői

Határfelületek:

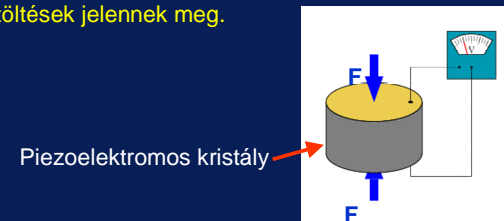


Határfelület van pl. egy oldat különböző koncentrációjú rétegei között. A sűrű epe rétegződése „folyadék–folyadék” nívót képez.

3.3.2. Az ultrahangok előállítása

Piezoelktromos hatás, jelenség:

E jelenség lényege, hogy egy megfelelő szigetelő kristályból (pl. kvarckristályból) kivágott hasáboknak meghatározott felületein erő (F, deformáció) hatására villamos töltések jelennek meg.



Ha az F erő periodikusan változik akkor keletkezett villamos jel is periodikusan váltakozó lesz.

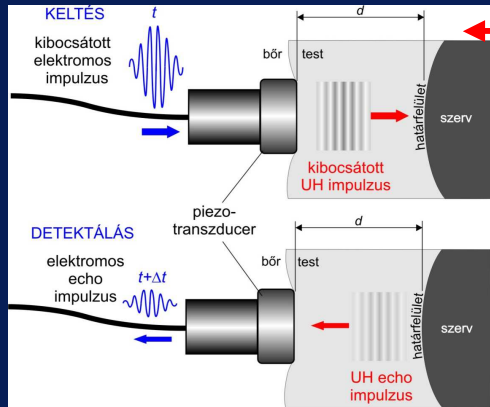
Inverz piezoelektromos hatás: Ha a kristályra elektromos feszültséget kapcsolunk, a piezoelektromos anyag deformálódik (összehúzódás, tágulás) Ezen a jelenségen pedig az ultrahang előállítása alapul. (Periodikus villamos feszültség hatására → periodikus mechanikai rezgés)

Rezonancia lép fel, ha a kristályra adott, rákapcsolt váltakozófeszültség frekvenciája megegyezik a kristály sajátfrekvenciájával → **ULTRAHANG (>1Mhz)**

3.3.2. Az ultrahangok előállítása

Ultrahang: Az ultrahang hullám gáznemű, folyékony vagy szilárd közegben terjedő mechanikai hullám.

Az ultrahang keltéséhez használt elektromos jel több MHz frekvenciájú szinuszosan változó, néhány periódust tartalmazó rövid hullámcsomag.



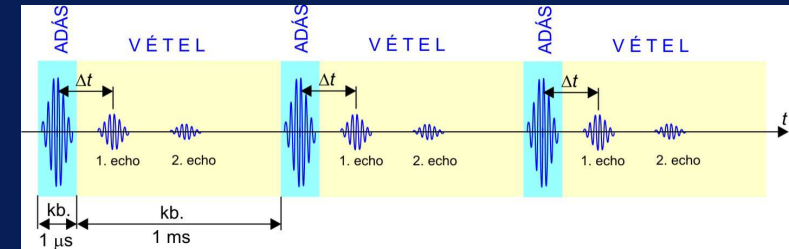
Az elektromos rezgéseket elektromos kábelen vezetik a célnak megfelelően kiképzett sugárzó és egyben detektáló fejbe, az ún. transzducerbe. A transzducer az elektromos energiát ultrahang rezgésekké alakítja (inverz piezoelektromos hatás) amely a vizsgált testrészt szervei felé sugárzódik. Ez az ultrahang impulzus („adás”)

← Ultrahang detektálás („vétel”)

3.3.2. Az ultrahangok előállítása

Az ultrahang impulzus megszűnte után bekövetkező „csendben” a transzducer „vételre kapcsol” és a vizsgált testrészt szerveiről reflektált visszhangokra (echo) vár. Egy bizonyos idő elteltével a gyengült intenzitású „visszhang” eléri a transzducert és deformálja azt. A transzducerben bekövetkező elektromos polarizáció következtében az ultrahang visszaalakul a mechanikai energiával arányos feszültséggé, a kábelben keresztül ezeket kiolvassák feldolgozzák ⇒ UH KÉP

Ultrahang kibocsátásának és detektálásának időszekvenciája.



3.3.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása

A képkalkotást azt teszi lehetővé, hogy egyrészt az ultrahang kibocsátása (adás) és a visszavert hullám beérkezése (vétel) között eltelt idő (Δt) egyes arányos a bőrfelszín és az alatta levő visszaverő felület távolságával, másrészt a visszhang amplitúdójának nagysága a határfelületet képző két eltérő struktúrájú szövet akusztikus impedanciájának különbségétől függ.

(Akusztikus impedancia: a szövet sűrűségnek és az ultrahangnak az illető szövetben mért sebesség szorzata $Z = \rho \cdot c$)



3.3.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása

UH vizsgálat (Szonográfia, Echográfia

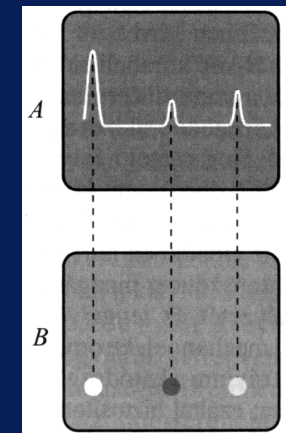
a. A-mód (Amplitúdó modulált)

Egyetlen transzducer, egy irányba terjedő UH nyaláb. A visszhangot mint feszültségimpulzust jelenítik meg oszcilloszkópon:

b. B-mód (Brightness)

A feszültségimpulzust az amplitúdóval arányos szürke intenzitású pontként ábrázolják: A pontok fényessége a reflektált ultrahang amplitúdójával arányos.

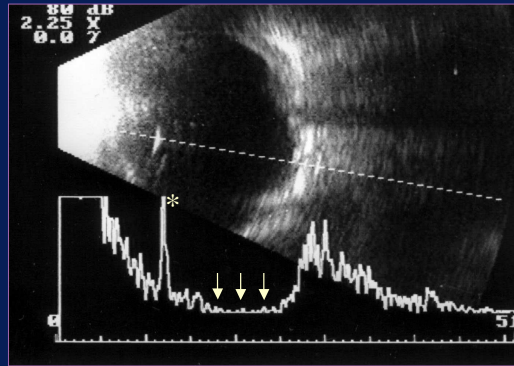
Folyamatos 2D B-mód letapogatásnál (scannelésnél) ezekből a fénypontokból kétdimenziós képet állítanak elő, amelyről leolvasható a visszaverődő határfelületek helyzete, nagysága. Ezt a kétdimenziós metszeti UH képet echogramnak nevezzük.



3.3.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

a. A-mód (Amplitúdó modulált)



A-módú kép a szemről. A szemlencsének megfelelően nagy reflexió látszik (*), az üvegtestben nincs visszaverődés (nyílak).

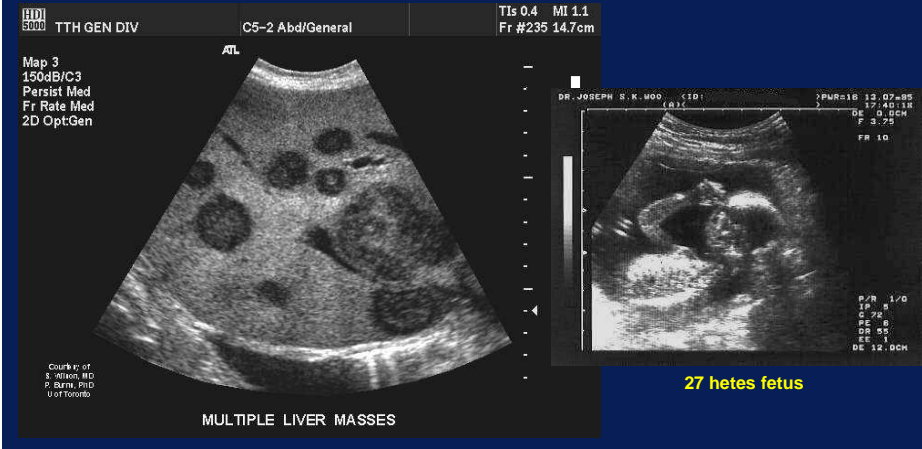
A határfelületeken történő visszaverődést olyan oszcilloszkópon jelenítjük meg, melyen a vízszintes tengely a vizsgált szövetben mért mélységnek, a függőleges tengely az echó amplitúdójának felel meg.

3.3.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

b. 2D B-mód (Brightness)

A sík letapogatása (pásztázása, scanning) → metszeti kép
Elektronikus pásztázás (több száz egy vonalba rendezett piezoelektromos kristály)



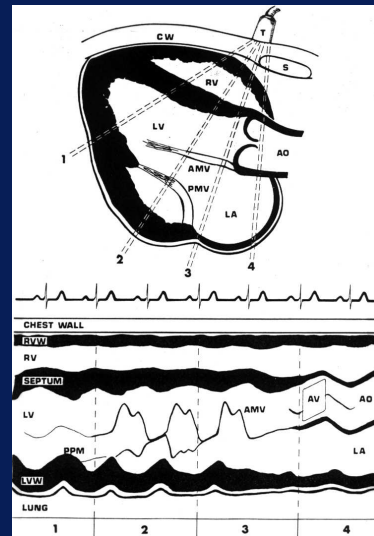
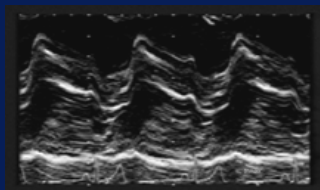
3.3.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

c. M-mód (TM: Time Motion)

Periodikus mozgás időbeliségének ábrázolása (pl. echokardiográfia)

X-tengelyen: idő
Y-tengelyen: 1D B-módú kép (vonal)

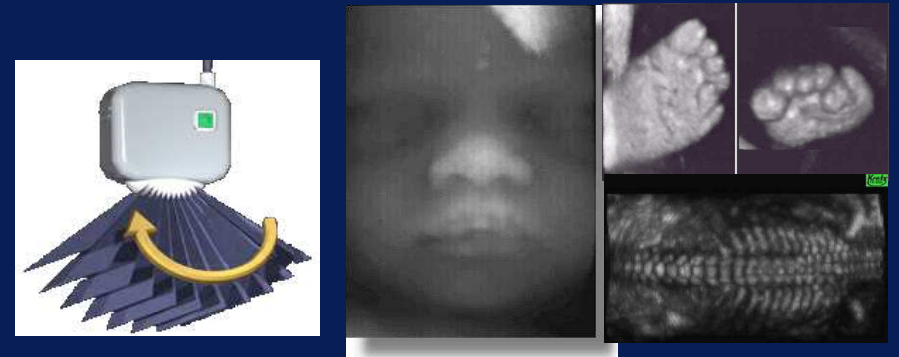


3.3.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

3D Ultrahang

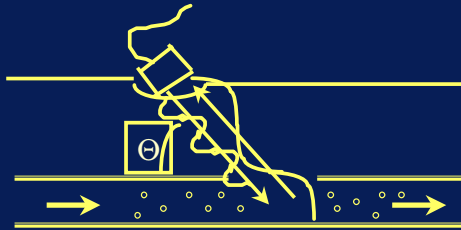
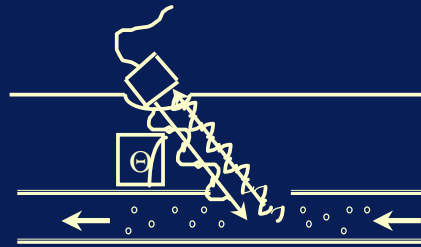
Legyezőszerűen elforduló scanner
Képrekonstrukció intenzív digitális képanalízist igényel.



3.3.4. Sebességmérés ultrahanggal

Doppler - effektus

A transzducer felé közeledő áramlás:
A visszavert hullám frekvenciája magasabb mint a kisugárzott jelé.



A transzducertől távolodó áramlás:
A visszavert hullám frekvenciája alacsonyabb mint a kisugárzott jelé.

3.3.4. Sebességmérés ultrahanggal

Doppler - effektus

Mozgó felületről reflektált UH frekvenciája különbözik az eredeti frekvenciától:

$$f = f_0 \cdot (1 \pm c'/c)$$

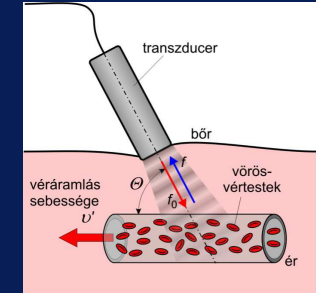
f = reflektált (vett) UH frekvenciája

f_0 = eredeti frekvencia

c = UH terjedési sebessége a közegben

c' = reflektáló felület sebességének az UH terjedés irányába eső komponense

Doppler eltolódás: $\Delta f = f - f_0$

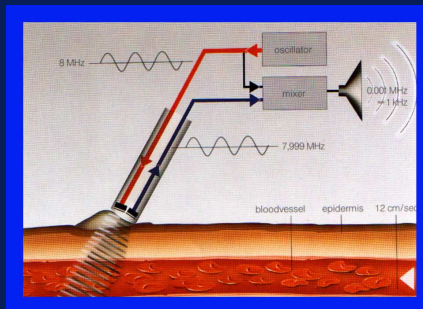
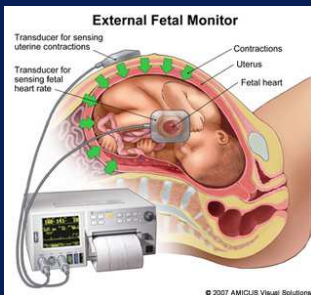


3.3.4. Sebességmérés ultrahanggal

Doppler - effektus

Alkalmazás: Az alapelv tehát a következő: állandó frekvenciájú UH nyálábót kibocsátva a visszavert nyaláb frekvencia változásának mértéke arányos a reflektáló céltárgy (pl. vér elemei, vörös vértestek, szív, magzati szív) mozgási sebességével. A közeledő felületről visszavert hang frekvenciája nő, a távolodó felületről visszavert hangok frekvenciája pedig csökken.

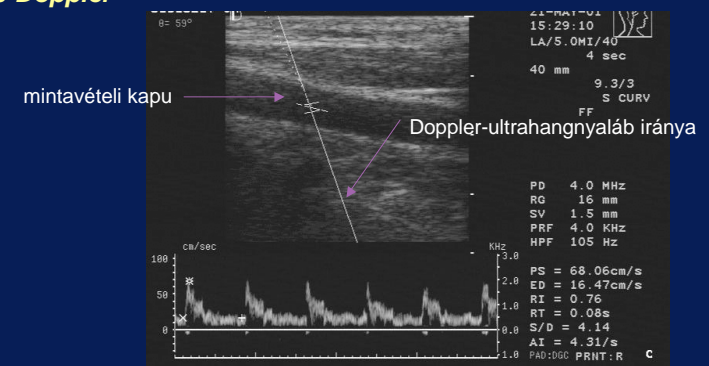
A Δf ismeretében meghatározható a mozgás, ill. esetünkben az áramlás sebessége c' (m/s):



3.3.4. Sebességmérés ultrahanggal

Pulzus-Doppler

Doppler (Duplex Doppler)



A real-time B-képbe az elektronika berajzolja az általunk beállított Doppler-ultrahangnyaláb irányát, ezen az irányvonalon a mintavételi kapu felszínétől való távolságát és méretét. Sebességinformációt csak egyetlen kiválasztott helyről kapunk.

3.3.4. Sebességmérés ultrahanggal

Color Doppler

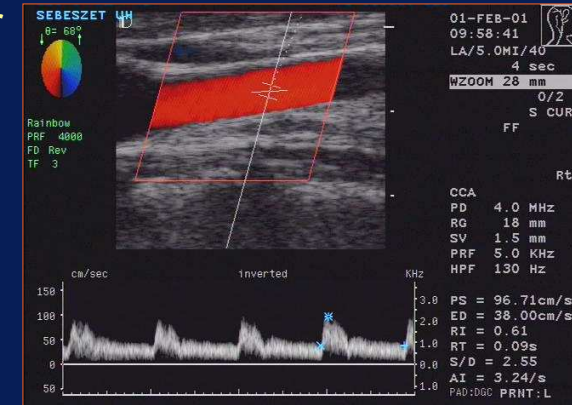


A színskála felső színe mindig közeledő, alsó színe távolodó áramlást jelez. A színek önkényesen választhatók. A nagyobb sebesség világosabb színnel, a kisebb sebesség sötétebb színnel kerül kijelzésre.

3.3.4. Sebességmérés ultrahanggal

Duplex Doppler-vizsgálat (2D módszer + Doppler), Duplex Color Doppler

Doppler



A 2D módszer és a Doppler-Ultrahang vizsgálat kombinációja

A color Dopplert akkor alkalmazzuk helyesen, ha a spektrum – dopplerrel együtt használjuk, mert ezek egymást támogató vizsgálati módszerek.

4.4. Az izotóp – diagnosztika fizikai alapjai, módszerei és mérőkészülékei

Alpha Rays

Properties of Alpha Particles:

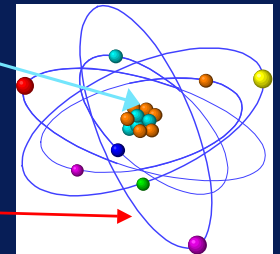
- much more massive than electrons
- positively charged
- expose photographic film

Radioactive Source

α-radiation (Heavy +)
β-radiation (Light -)
γ-radiation (Light neutral)

4.4.1. Az atomszerkezeti alapfogalmak

- Az atommag felépítése
 - protonok és neutronok = nukleonok
 - Z: a protonok száma, egy pozitív elektromos töltés, p^+ (töltése $1.6 \cdot 10^{-19} C$)
 - N: a neutronok száma, nincs villamos töltésük, n^0 (semlegesek)
 - nukleonok száma = tömegszám A, $A = Z + N$
- Az atommag környezete: elektronháj
 - Z elektron (könnyű részecske elektromos töltéssel)
 - Töltése azonos a protonéval de ellentétes előjelű



Egy X elem
szimbolikus
jelölés: ${}^A_Z X$

| Részecske jele | Tömege (kg) | Energiaja (MeV) | Töltése |
|----------------|------------------------|-----------------|---------|
| Proton | $1.672 \cdot 10^{-27}$ | 938.2 | + |
| Neutron | $1.675 \cdot 10^{-27}$ | 939.2 | 0 |
| Elektron | $0.911 \cdot 10^{-30}$ | 0.511 | - |

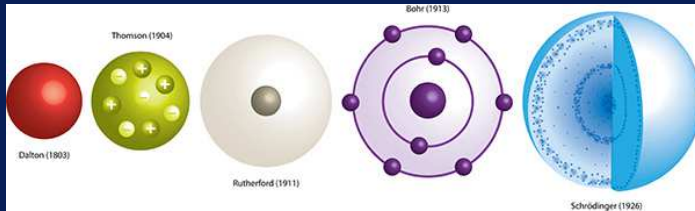
4.4.1. Az atomszerkezeti alapfogalmak

Az atomok tömege \cong a tömegszámmal mert (m_{pro} és $m_{\text{neu}} \gg m_{\text{elek}}$)

Az atomok rendszámát vagyis a periódusos rendszerben elfoglalt helyét az atommagban lévő protonok száma szabja meg

Az atomokban a protonok (p) száma megegyezik az elektronok (e) számával \rightarrow így az atom kifelé semleges töltésű.

Atommodellek:



4.4.1. Az atomszerkezeti alapfogalmak

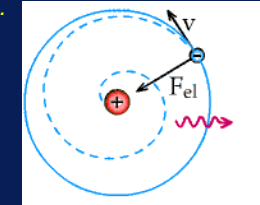
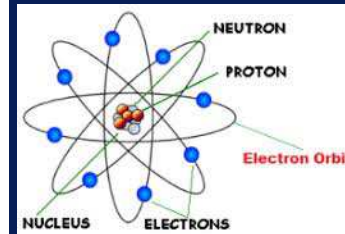
Atommodellek:

Rutherford – féle atommodell: (1911) az atom középpontjában van a pozitív töltésű atommag és körülötte keringenek az elektronok.

Az elektronok a mag körül kör alakú pályán úgy keringenek, mint a Nap körül a bolygók.

Az atommag igen kicsi térrészt foglal el és az atom tömegének legnagyobb része itt koncentrálódik.

Az atomban a pozitív töltésű protonok és negatív töltésű elektronok száma megegyezik, ezért az atom elektromosan semleges.



E modell problémája: a mag körül keringő elektronok sugározni kellene, ami az energiáját elemésztené, és az elektron végül belezuhanna az atommagba.

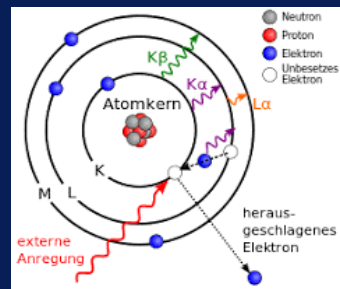
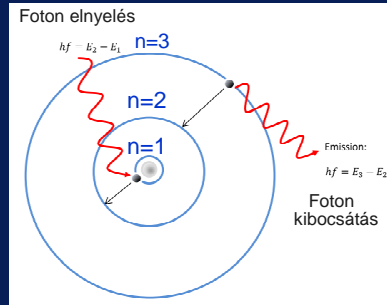
4.4.1. Az atomszerkezeti alapfogalmak

Atommodellek:

Bohr- féle atommodell: (1913) az atom normális (gerjesztés nélküli) állapotában az elektronok csak meghatározott pályán keringhetnek: a klasszikus fizikával ellentétben ebben az esetben nem sugároznak energiát.

A megengedett pályákon keringő elektronoknak meghatározott energiájuk van, csak meghatározott energia mennyiséggel rendelkezhetnek.

Az elektronok két energiaszint közötti átmenet során egy fotont bocsátanak ki illetve nyelnek el.



4.4.1. Az atomszerkezeti alapfogalmak

Modern megközelítés.

Az elektronok **negatív töltésű részecskék.**

Helyük sem pályájukkal nem adható meg pontosan, hanem csak az atommag körüli eloszlásuk valószínűsége (nem tekinthetők golyónak, az atom nem hasonlít a naprendszerhez).

Az atommag körül lévő elektronok összessége az elektronburok.

Elektronhég(ak): az atommag körül lévő térközök amelyen belül az elektronok tartózkodnak.

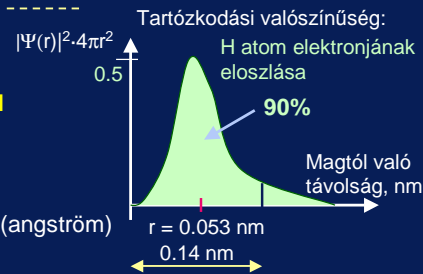
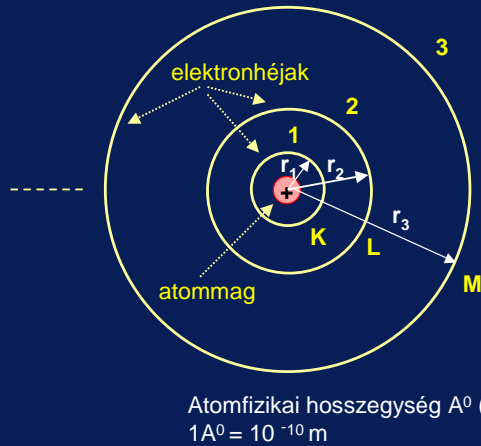
Az elektronok úgy épülnek be az „elektronhégjba”, hogy a legkisebb energiájú szabad helyeket foglalják el. (Energiaminimum elve)

Az atomban a mag körül mozgó elektronok térbeli állapotát diffúz eloszlás, és éles meghatározott energia értékek jellemzik.

4.4.1 Elektron(ok), elektronháj(ak)

Egy héjon lévő lehetséges maximális számú elektron $2 \cdot n^2$ ahol $n \leq 7$

Az elektron helyét nem lehet pontosan megadni a héjak nem határozott vonalakat hanem csak valószínűségi felhőket jelentenek. Pl. $(|\Psi(r)|^2 \cdot 4\pi r^2)$



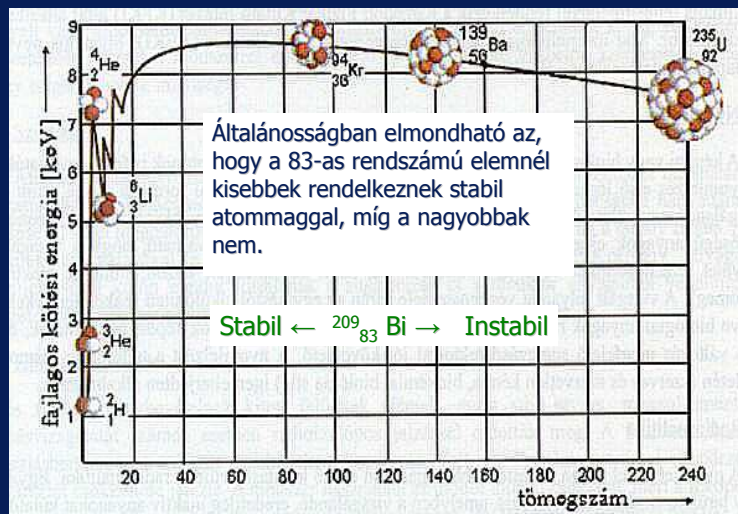
4.4.1. Az atomszerkezeti alapfogalmak

Atommag: az atom pozitív töltésű, az atom tömegének döntő részét képviselő, az atomnál több ezerszer kisebb átmérőjű központi része. Alkotói a protonok, neutronok (nukleonok).

Az alacsony rendszámú közel azonos a protonok és neutron száma, a rendszám növekedésével a stabil magokban a neutronok túlsúlyban vannak: $N/Z > 1$.

A nukleonokat (protonok, neutronok) az atommagban a magfizikai erők tartják össze. A legstabilabb atommag konfigurációt (neutronsám/protonsám arányt) az atommagok szerkezete határozza meg. Ha a nukleonok aránya száma eltér az egyensúlyi értéktől → az atommag instabil lesz → valamilyen sugárzás kibocsátásával alacsonyabb energiátartalmú állapotba megy át. Átalakul nagyobb kötési energiájú, stabilabb maggá.

4.4.1. A mag stabilitása



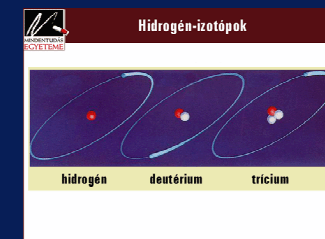
4.4.1. Az atomszerkezeti alapfogalmak

Ha egy semleges atom elektronhéjából egy vagy több elektron kiválik akkor **pozitív iónról** beszélünk ($n_{\text{proton}} > n_{\text{elektron}}$), ha az elektronhéjban egy vagy több elektron belép akkor **negatív ión** jön létre ($n_{\text{elektron}} > n_{\text{proton}}$)

Isotóp: a vegyi elem atomjainak azonos rendszámú, csak tömegszámban eltérő változata. Az izotópok atomjaiban a protonok száma azonos, a neutronok száma különböző. (az izotópok kémiai tulajdonságai azonosak)

Az izotópok forrásuk alapján lehetnek : **természetesek** vagy **mesterséges izotópok**

Pl.

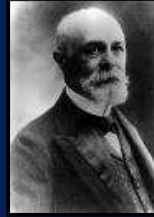


4.4.2. Radioaktivitás

A radioaktivitás felfedezése

Antoine Henri **Becquerel**

Az uránérc előzetes besugárzás nélkül is bocsátott ki bizonyos sugarakat, amelyek a fényhez hasonló nyomot hagytak a fényképezőlemezen.



Antoine Henri Becquerel
1852-1908

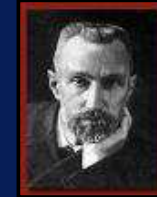
4.4.2. Radioaktivitás

A radioaktivitás felfedezése

- Marie **Curie** és Pierre **Curie**
- Felfedezték a polóniumot és a rádiumot
- Megfigyelték, hogy az új sugárzás független a sugárzó elem fizikai és kémiai állapotától
- **Radioaktív sugárzás**: előzetes energiaközlés nélkül bekövetkező sugárzás



Marie Curie
1867-1934



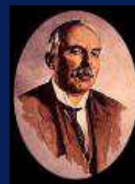
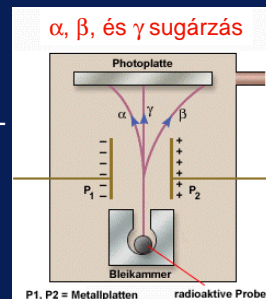
Pierre Curie
1859-1906

A sugárzás kimutatása azon alapult, hogy a radioaktív sugárzások elnyelődésük során ionizálják azt a közeget, amelyen áthaladnak.

4.4.2. Radioaktivitás

A radioaktivitás felfedezése

- Ernest **Rutherford**
- A radioaktív anyagból kilépő sugarakat elektromos mezőbe vezette, a sugárzás három összetevőjét figyelte meg.



Ernest Rutherford
1871-1937

4.4.2. Radioaktivitás

Radioaktivitás (radioaktív bomlás): instabil atommagok spontán bomlása, minden külső behatás nélkül, ami sugárzással (részecskék kibocsátásával) jár együtt.

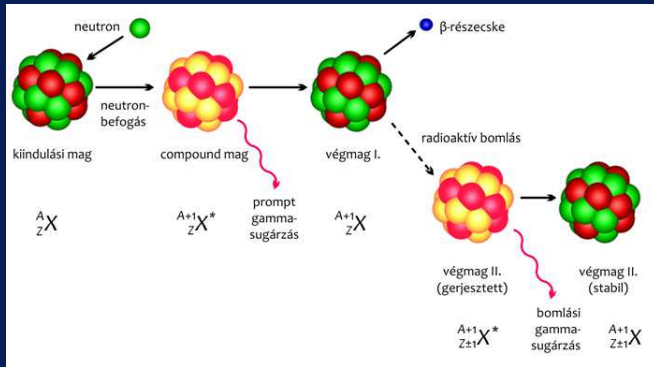
Különbséget teszünk *természetes radioaktivitás* között, amely a természetben fordul elő, és a *mesterséges radioaktivitás* között, amelyet az ember hoz létre. *természetes radioaktivitás* felfedezés: Becquerel, Pierre és Marie Curie, 1896 *mesterséges radioaktivitás* felfedezés: Iréne és Frédéric Joliot Curie, 1934

Azok az atommagok, amelyek sugároznak, más atommá alakulnak át, mindez addig tart míg végül stabil elem atommagja keletkezik.

A radioaktivitás háromféle sugárzás alakjában jelenik meg amelyeket α , β , γ betűkkel jelölünk, ezek a sugárzások eltérő jellegűek, bár vannak közös tulajdonságaik.

4.4.3. Magreakciók, mesterséges izotópok.

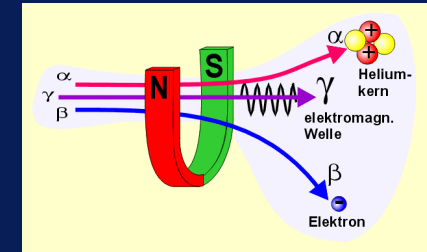
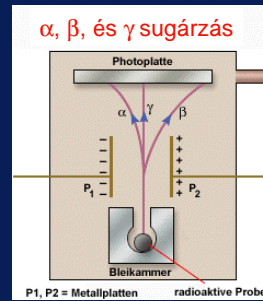
Az elektromos töltéssel nem rendelkező neutronok könnyen behatolnak az atom magba, ezáltal a tömegszám megnövekszik, és új izotóp keletkezik amely rendszerint nem stabil, hanem hosszabb – rövidebb idő után radioaktív sugárzást bocsát ki. → Így mesterséges radioaktív izotóp hozható létre.



4.4.4. Radioaktív sugárzások fajtái.

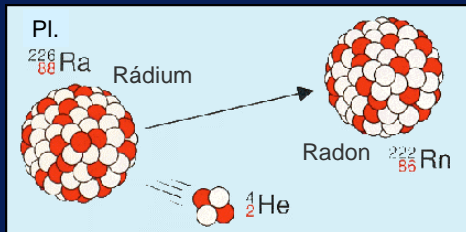
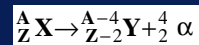
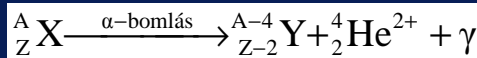
A Curie házaspár és Rutherford eredményei azt mutatták, hogy a atommag sugárzás három komponensre bontható.

Atommag bomlás: $\beta_- ; \beta_+$ sugárzás $e^- ; e^+$
 α sugárzás: + töltésű Hélium atommag
 β sugárzás: + vagy – töltésű elektron
 γ sugárzás: nagy energiájú elektromágneses sugárzás nincs tömege és töltése (általában α, β sug kísérőjeként lép fel)



4.4.4. Alfa (α) bomlás, sugárzás

A z izotóp térképen a ^{208}Pb – feletti rész az α - bomló magok tartománya
 α bomlás: a (nagy tömegszámú) mag egy Hélium atommagot (kétszeresen ionizált hélium iont, α - részecskét) bocsát ki, eközben Z rendszáma 2-vel , A , tömegszáma 4-gyel csökken (eltolódási törvény):

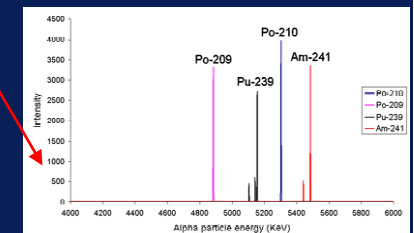


Ahol X : az „anyaelem” az Y pedig az átalakulás során keletkező „leányelem”

Az α bomlást, sugárzás gyakran követi a kedvezőbb proton –neutron arányt beállító β -bomlás

4.4.4. Alfa (α) bomlás, sugárzás tulajdonságai

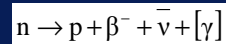
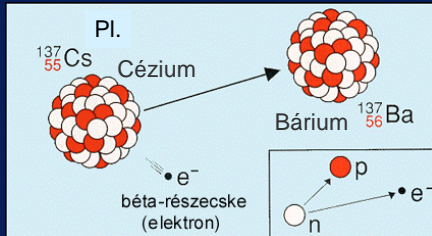
- tömege 4 atomtömeg egység
- töltése pozitív, értéke az elektron töltésének kétszerese
- két új elem keletkezik
- áthatoló képessége aránylag kicsi, néhány cm vastag levegőréteg, vagy 0.05 mm alumínium lemez már elnyeli
- hatótávolsága (levegőben való teljes elnyelődés) értéke cm és jellemző arra radioaktív elemre, amelyből a sugárzást származik.
- mozgási energiája igen nagy (4-9 MeV, „nagy” tömeg, és sebesség),
- a megfelelő mozgási energiának és kétszeres töltés miatt viszonylag nagy az ionizáló hatása,
- a sugárzás energia spektruma vonalas és jellemző arra radioaktív elemre, amelyből a sugárzást származik



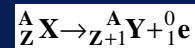
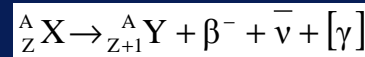
4.4.4. Béta (β) bomlás, sugárzás

A mag instabilitás másik sokkal gyakrabban előforduló oka, az hogy a proton (p⁺), neutron (n⁰) arány kedvezőtlen. A magok „töltésviszonyát kell rendezni”.

β⁻-bomlás (*negatív béta bomlás*), magfolyamat, amely során a mag valamely neutronja protonná és elektronná alakul át, amely elektron azonnal elhagyja a magot (β⁻-sugárzás), miközben a **Z** rendszám eggyel nő, az **A** tömegszám változatlan marad. *Antineutrínó* keletkezik (ν̄):

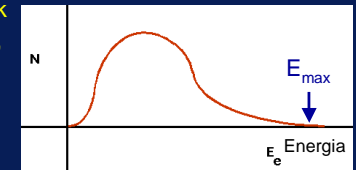


ezzel



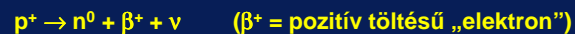
4.4.4. Béta (β) bomlás, sugárzás tulajdonságai

- a fénysebességet megközelítő sebességgel (a fénysebesség 25 – 99% ával) haladó elektronokból áll (β⁻ = e⁻),
- áthatolóképessége (a nagy sebesség és a kis tömeg következtében), az α-sugarakénál lényegesen nagyobb. Az 1 –2 m-es levegőrétteg nem nyeli el teljesen, az 1 mm vastag rézlemez már elnyeli,
- hatótávolsága nem egységes,
- mozgási energiája (a kicsi tömeg miatt), az α-részecskékénél általában lényegesen kisebb (50,100 KeV tól az 1-5 MeV ig tartó tartományba esik)
- az α-részecskékénél kisebb mozgási energiája és az egyszeres töltés miatt ionizáló hatása kisebb mint az α-sugárzásé,
- a sugárzás energia spektruma folytonos, annak ún. E_{max} értéke arra radioaktív elemre jellemző, amelyből a sugárzást származik

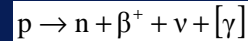


4.4.4. Béta (β) bomlás, sugárzás

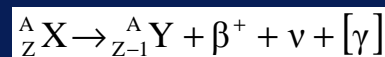
Pozitív β-bomlás: a magban egy proton az elektronnal egyenlő tömegű, ellenkező előjelű (pozitív) elemi részecske (ún. *pozitron*) kilövésével neutronná alakul, és egy neutrínó is keletkezik:



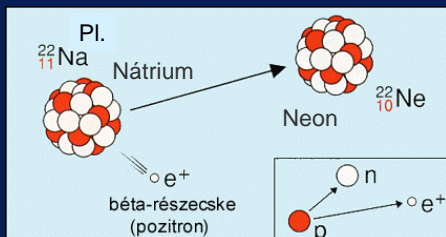
Maga a bomlás energiát igényel.



ezzel



A keletkezett rövid élettartamú pozitron (β⁺ = e⁺) az anyagban elektronnal találkozáva átalakul, szétsugárzódik. Szétsugárzásnál két γ foton jön létre, ezek iránya ellentétes energiájuk ≈ 511 KeV



PET (pozitron előállítás részecskegyorsítóval)

4.4.4. Annihiláció: szétsugárzás

γ (511 keV) ← β⁺ + e⁻ → γ (511 keV)

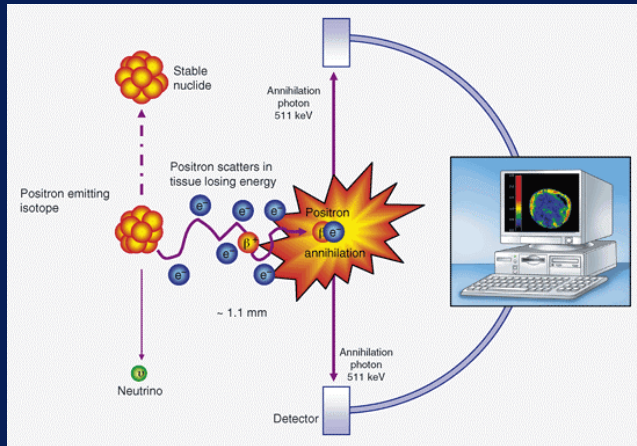
A pozitron (β⁺) amikor eléri a közelítőleg zérus mozgási energiát (az anyagban lelassul), akkor a környezetében lévő egyik elektronnal egyesül és „megsemmisül”, miközben két γ foton keletkezik

β⁺ (1-3 mm)

Radionuklid

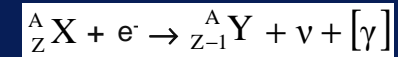
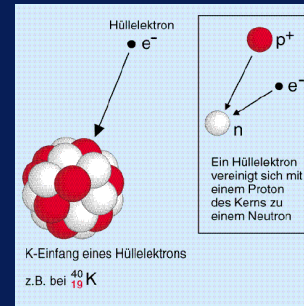
4.4.4. - Béta (β) bomlás alkalmazása

PET kamera (Pozitron Emissziós Tomográf)



4.4.4. Elektronbefogás (K – befogás)

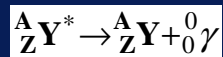
Elektronbefogás (K-befogás): a mag az atomi elektronok közül (rendszerint a belső, ún. K – héjról) egyet befog, s vele egy protonja neutronná alakul át (fordított β-bomlás), miközben a Z rendszáma eggyel csökken, az A tömegszáma változatlan marad. Neutrínó keletkezik (ν):



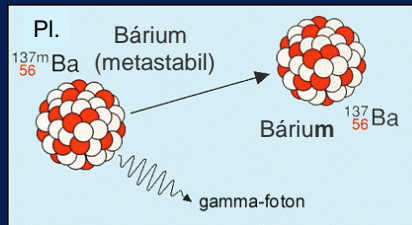
Ez a folyamat kevésbé energiaigényes, mint a pozitív-betabomlás. Magát a folyamatot mindig karakterisztikus röntgensugárzások kísérik.

4.4.4. Gamma (γ) sugárzás

Gyakran előfordul, hogy a részecske (α, β) kibocsátás után létrejött atommag (ún. metastabil mag) még energiafelesleggel rendelkezik gerjesztett állapotban marad, a mag energiafeleslegét egy vagy több lépésben **γ sugárzás** formájában (elektromágneses hullám, foton) adja le. Általában részecskesugárzás kísérő jelensége, a γ sugárzás a magból ered de onnét sem tömeget sem töltést nem visz el.

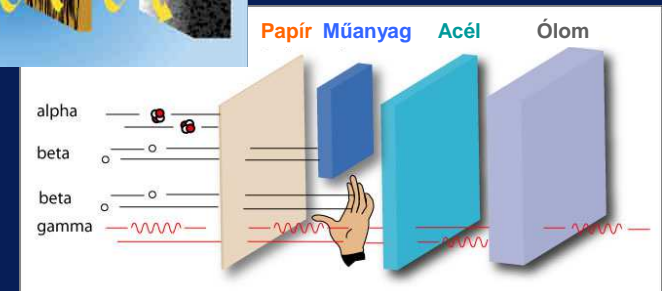
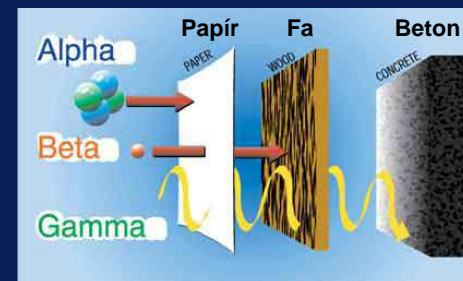


Fontos szerepet játszik a nukleáris medicinában ^{99m}Tc (viszonylag rövid T_{1/2})



- Jellemzői:
- elektromágneses hullám
 - hullámhossza igen rövid < 1 nm
 - nagy az energiája
 - áthatoló képessége igen nagy
 - csak gyenge ionizációt okoz

4.4.4. α, β, γ, sugárzás áthatoló képessége





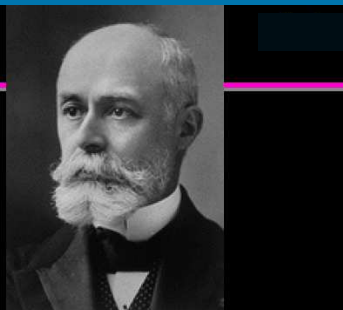
Nukleáris Medicina: GAMMA kamerák, SPECT, PET

Összeállította: Henits Imre
Markusovszky Kórház
Szombathely

Amit szemmel látunk! Anatómiai képek (MRI) Funkcionális képek

(Just try to get informed consent!)

Kezdetek



ANTOINE HENRI BECQUEREL
(1852–1908)

1903: Fizikai Nobel-díj

„a spontán radioaktivitás felfedezésével nyújtott rendkívüli teljesítményének elismeréseként”



MARIE CURIE (1867–1934)
PIERRE CURIE (1859–1906)

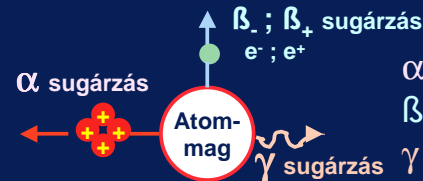
1903: Fizikai Nobel-díjasok

„a Henri Becquerel professzor által felfedezett sugárzási jelenségek kutatása terén nyújtott rendkívüli közös teljesítményükért”

Fizikai alapok

Izotóp, radioaktív izotópok:

Atommag bomlás:



α sugárzás: + töltésű Hélium atommag
 β sugárzás: +vagy –töltésű elektron
 γ sugárzás: nagy energiájú elektromágneses sugárzás nincs tömege és töltése (általában α, β sug kísérőjeként lép fel)

Felezési idő:

$$dN/dt = -\lambda \cdot N \quad N(t) = N_0 \exp(-\lambda \cdot t), \quad \text{A felezési idő } N = N_0/2 \rightarrow T_{1/2} = 0,693/\lambda$$

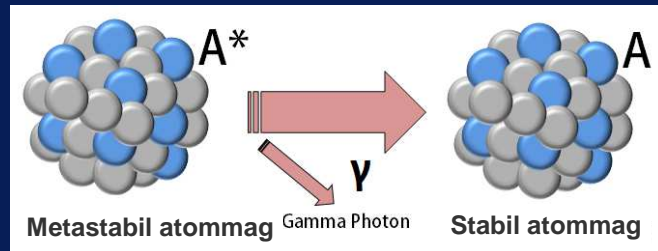
Aktivitás: Egy adott radioaktív izotóp időegység alatt lezajló magátalakulások számát fejezi ki.

SI-ben Becquerel 1Bq = {1/s}

Fizikai alapok

Az A^* a részecske (ún. metastabil atommag) még energiafelesleggel rendelkezik gerjesztett állapotban van, a mag energiafeleslegét egy vagy több lépésben γ sugárzás formájában (elektromágneses hullám, foton) adja le.

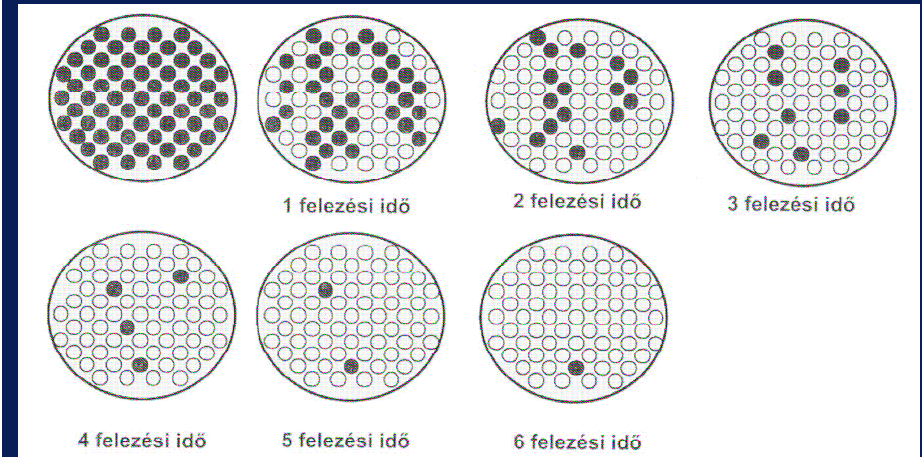
Ez a sugárzási, folyamat fontos szerepet játszik a nukleáris medicinában.
Pl. ^{99m}Tc (viszonylag rövid $T_{1/2}$ (felezési idő))



Felezési idő: az amely alatt egy folytonos, monoton csökkenő vizsgált érték feleződik.
 $dN/dt = -\lambda \cdot N$ $N(t) = N_0 \exp(-\lambda \cdot t)$, A felezési idő $N = N_0/2 \rightarrow T_{1/2} = 0,693/\lambda$

Felezési idő

Felezési idő: az az idő, ami alatt radioaktív anya atomjainak a fele elbomlik

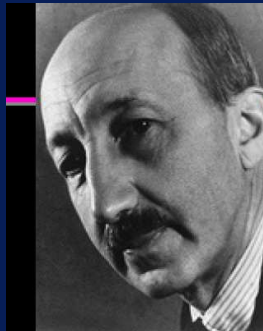


Bevezetés: Nukleáris Medicina

1924: A radioaktív nyomjelzés alkalmazásának elve:

Ha egy molekulában valamelyik atomot annak radioaktív izotópjára cseréljük, ez nem változtatja meg lényegesen a kémiai és biológiai tulajdonságait, ezért alkalmasak arra, hogy igen kis mennyiségben a közönséges (nem radioaktív) anyagokhoz keverve lehetővé tegyék azok mozgásának, felhalmozódásának, eloszlásának a szervezetben kívülről való nyomon követését („trace” – nyomjelző – technika).

Következmény: a molekula mozgása, eloszlása, felhalmozása sugárzásméréssel (γ) kimutatható.



HEVESY György
(1885–1966)

1943: Kémiai Nobel-díj
„az izotópok, mint nyomjelzők alkalmazásáért a kémiai folyamatok tanulmányozására”

Bevezetés: Nukleáris Medicina, izotóp-diagnosztikai

Izotópdiagnosztikai vizsgálat, mérés:

Egy izotóppal jelzett anyagnak a testben, vagy valamely szervben létrejövő eloszlásának vizsgálatára alkalmas.

Alkalmazási terület:

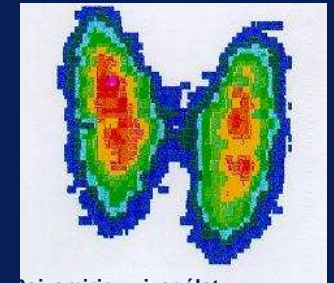
Daganatok lokalizációjára a pajzsmirigyben, a vesében, az agyban, a tüdőben stb.

Keringési rendellenességek vizsgálata a szívben vagy a tüdőben.

Csontok vérellátásának vizsgálata.

A vizsgálat kivitelezése:

A célzottan kiválasztott izotóp (Ez valamilyen szerv-, szövet-, vagy funkció specifikus vegyületből és hozzákapcsolt radioaktív izotópból áll. Utóbbi a diagnosztikus eljárások esetén nyomjelzőként szerepel.) beadása után, a szükséges várakozási idő elteltével a testben a kérdéses testtájék felett egy detektor segítségével (szcintillációs detektor) feltérképezik az izotóp eloszlását. A mért sugárzási eredményeket számítógépbe táplálják → adat feldolgozás → izotóp eloszlás megjelenítés.



„In vivo leképezés”

1957: Anger-kamera

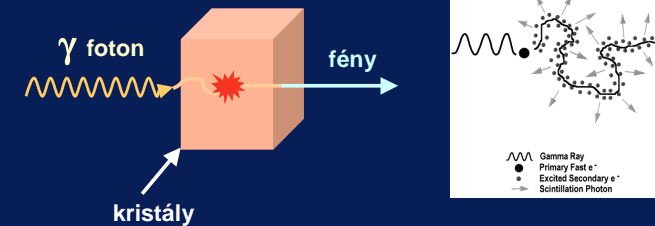
Alapelv:
sok fotoelektron-sokszorozó
„látja” egyidejűleg ugyanazt az
egyetlen nagy egykristályt;
elektronikus áramkör dekódolja
minden egyes becsapódás
koordinátáit



Hal Anger (Berkeley)
az általa kifejlesztett
pozitron-kamerával
A szcintillációs
gammakamera kifejlesztője

Sugármérő műszerek

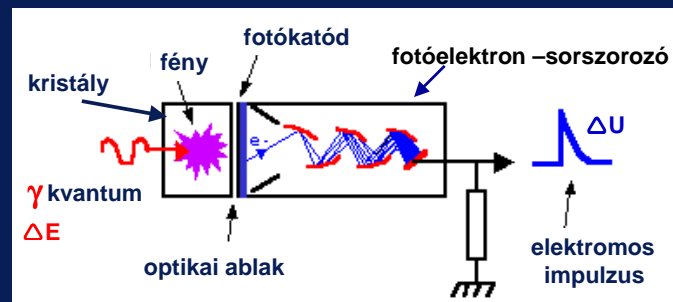
Sugárzás mérésre többféle érzékelő létezik. A nukleáris diagnosztikában szcintillációs kristályokat alkalmaznak.



A becsapódó gamma – sugárzás hatására a kristályban fényfelvillanás (szcintilláció) keletkezik. A fényjelenséget majd egy megfelelő elektronikus eszköz (fotoelektron-sokszorozó) segítségével villamos jellé alakítják.

Fotoelektron-sokszorozó

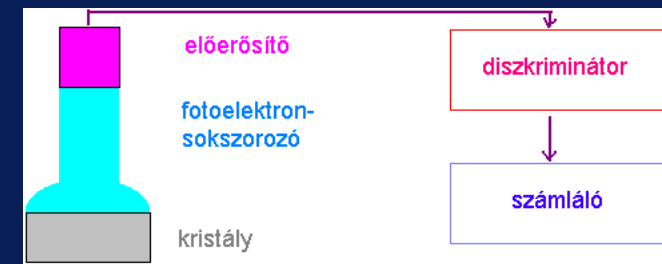
A kristályban keletkező fény intenzitása kicsi és közvetlenül nem erősíthető, ezért a Gamma – sugárzás detektálására szcintillációs kristályt és a felvillanó fényt villamos jellé átalakító elektronikus eszközt (fotoelektron-sokszorozót) alkalmaznak.



A kimeneti elektromos impulzus arányos a detektált részecske energiájával.

Szcintillációs számláló

A szcintillációs számláló az orvos - biológiai célú sugármérés legelterjedtebb eszköze.



A mérőfej részei: szcintillációs kristály, fotoelektron –sokszorozó és esetleg egy előerősítő .

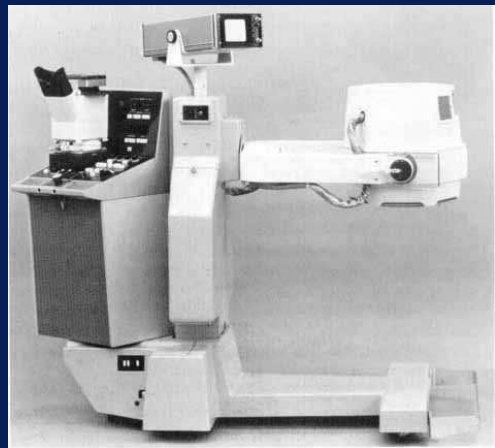
A mérőfejet általában ólom – árnyékolás veszi körül, a kristály előtt a műszer céljától függő alakú nyílással vagy furat – rendszerrel.

Gammakamerák



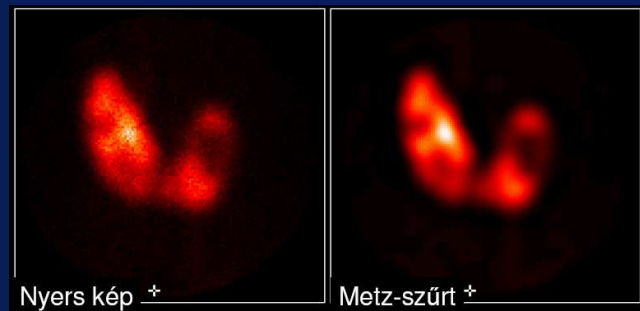
Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Szcintillációs gammakamerák



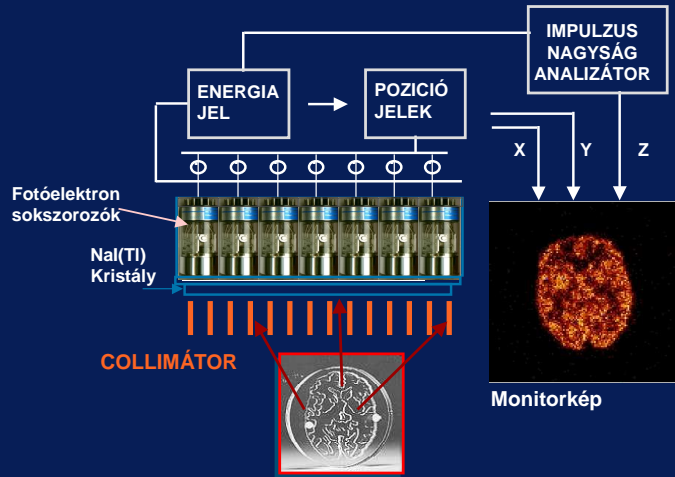
Szcintillációs gammakamera

Szcintillációs gammakamera



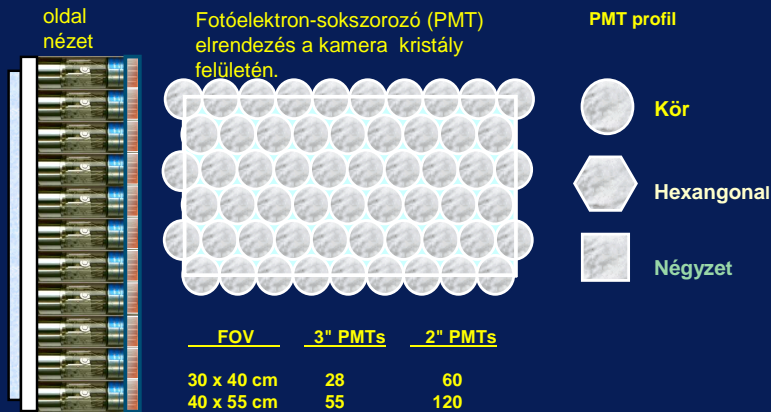
Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Szcintillációs gammakamera, áttekintés

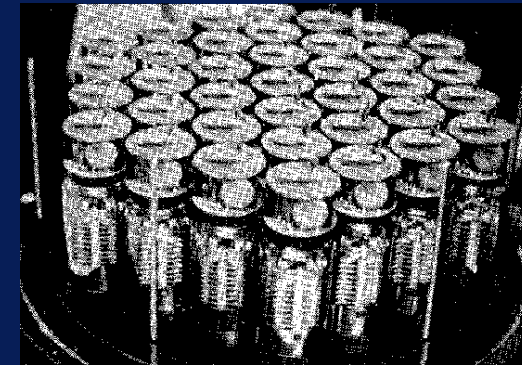


Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Gammakamera, mérőfej felépítése

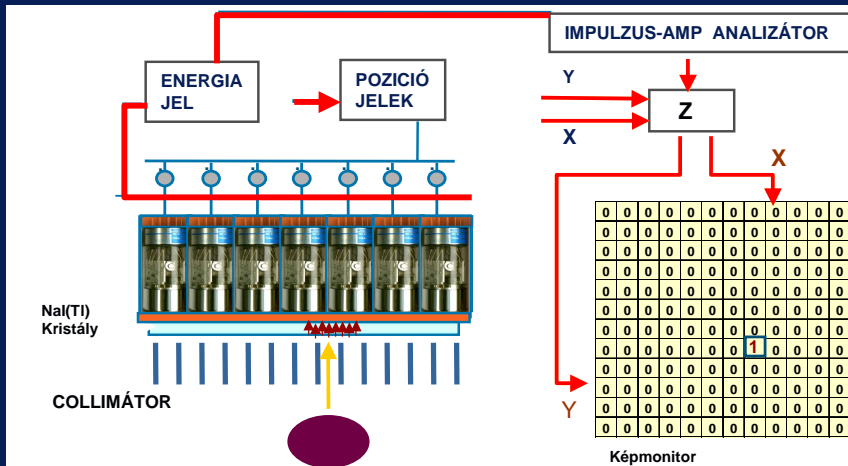


Gammakamera mérőfej



Fotóelektron - sokszorozok

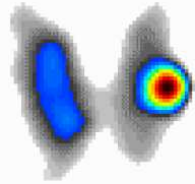
Gammakamera működése



Gammakamera működése

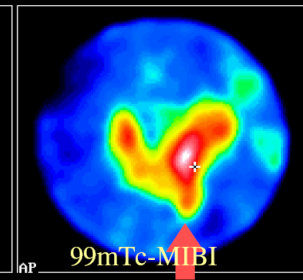
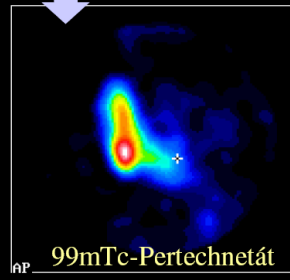
A testből kilépő és a gammakamera kristály felületét elérő gamma fotonok a vizsgálandó szervbe került radioaktív anyag eloszlását „rögzítik” a kristályra (a gammakamera mérőfejére). E vetületi képet a sugárzással arányos elektromos jelle (jelekké) alakítják át, ezeket számítógépbe táplálják és segítségével elkészítik a diagnosztikai képet.

Képek



Rosszindulatú pajzsmirigy daganat

csökkent aktivitás pertechnetáttal



fokozott MIBI-halmozás

„Pozitív” scintigram
(a meg növekedet inten-
zitás a felvétel a kóros):
toxikus göbös golyva

Emissziós leképezés: Vizsgálatípusok

Statikus:
egyensúlyi eloszlás leképezése

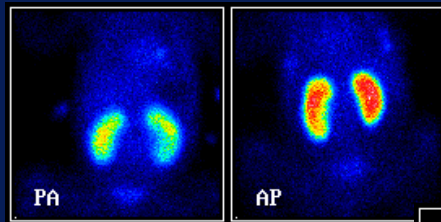
Dinamikus:
képek sorozata a radiofarmakonok beépüléséről/
kiválasztásáról

Egésztest:
összekapcsolt statikus képek

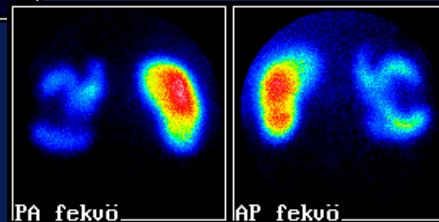
Tomográfiás:
gamma: Single Photon Emission Tomography (SPECT)
pozitron: Positron Emission Tomography (PET)

A képek funkcionális és egyben morfológiai információt is szolgáltatnak.
(Csak a kóros elváltozásban vagy a vizsgálat szempontjából
fontos helyen legyen dúsulás, a környezetben ne ? !)

Statikus vese vizsgálat



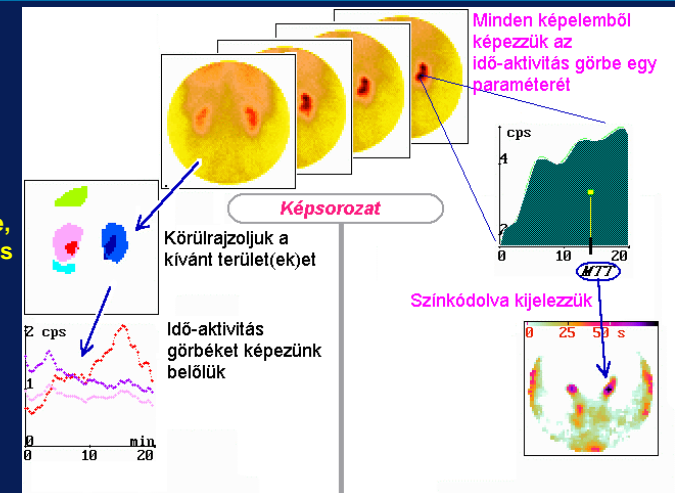
Egészséges



TU a bal vesében

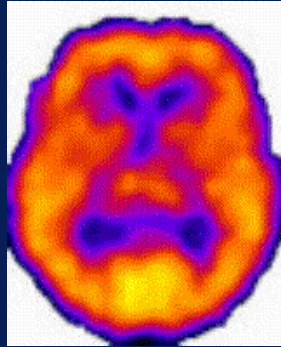
Dinamikus szcintigráfiai vizsgálatok

A radiofarmakon beadása után egy kiválasztott nézetből felvétel sorozatot készítenek, amely (a farmakontól függően) valamely anyagcsere, kiválasztási vagy más folyamat (=funkció) különböző fázisait tükrözi.

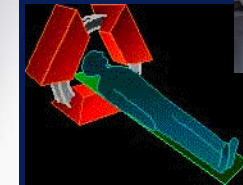


SPECT (Single Photon Emissziós CT)

Single Photon Emission Computed Tomography



SPECT berendezések



SPECT kezdet



Korai kivitel.
A vizsgálat alanya a forgó-
asztalra helyezett széken ül.
(Michigan egyetem 1970)

Forgóasztal

A gammakamerák továbbfejlesztett változatai

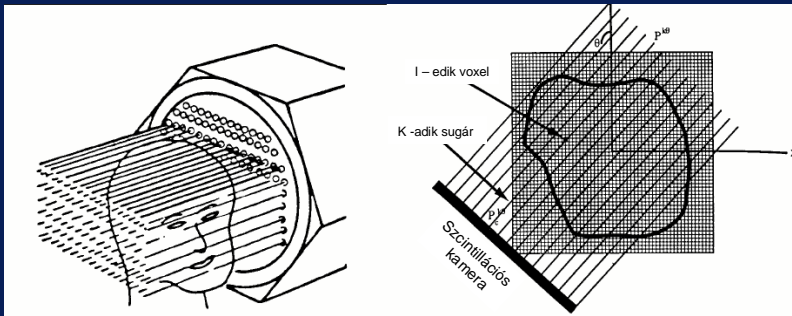
SPECT kamera

A vizsgálatot hagyományos gamma detektorok beteg körüli „360 fokos” elforgatásával végzik.



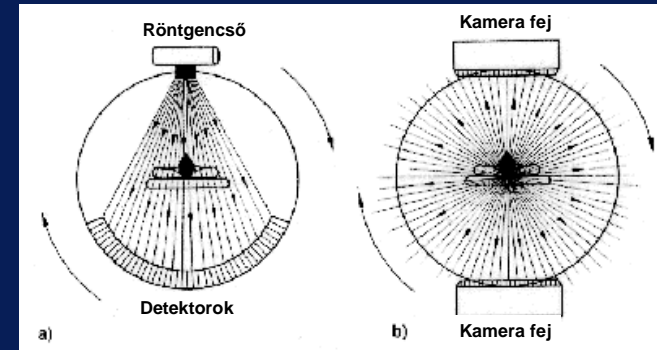
A test különböző pontjaiból induló gamma fotonokat a testet körüljáró detektor több irányból regisztrálja a rétegekép rekonstrukció érdekében. Mivel a gammakamera egyszerre egész testtájakat képes befogni, az adatgyűjtésre akár egyetlen körfordulás is elegendő. Szeletenkénti letapogatásra nincs szükség. A testrészt szerinti rétegeképeket a számítógép a begyűjtött vetületekből számítja ki. A mérés kivitelezéséhez hagyományos radioaktív izotópok használhatók.

SPECT mérés, adatgyűjtés



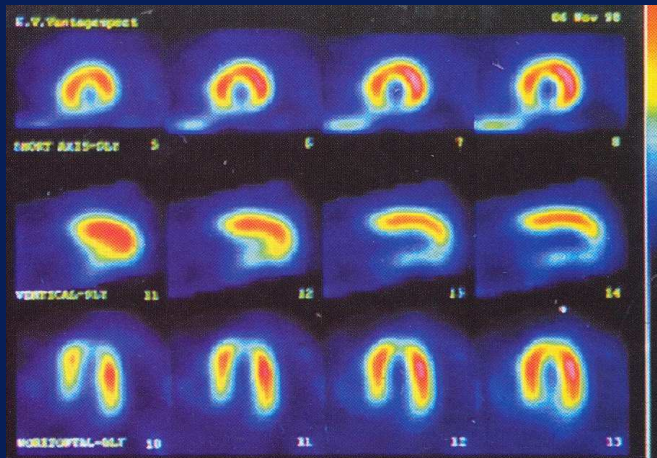
A detektor(ok) általában forgó állványon vannak elhelyezve, amely lehetővé teszi sok irányból vetületi képek felvételét, és ezekből (a CT-hez hasonlóan) számítógép segítségével metszeti képet készítését.

CT SPECT adatgyűjtés összehasonlítása

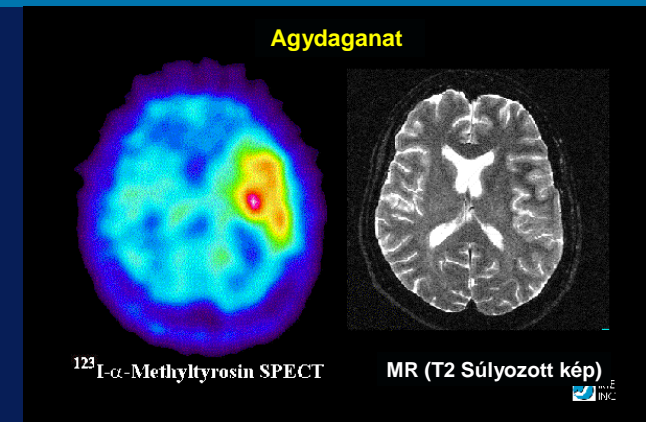


A SPECT képalkotás matematikai algoritmus a hasonló mint a CT-é, a különbség csak az, hogy itt nem a sugárelnyelést méri metszetenként hanem a helyi radioaktivitást, kibocsátást.

Szív SPECT

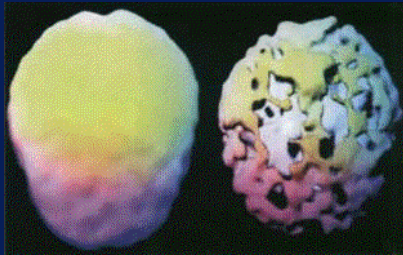


SPECT és MRI

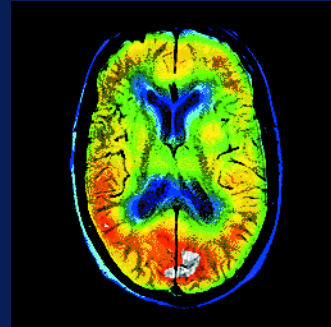


Funkcionális, működési zavarként már látható a daganat a SPECT képen, az MR morfológiai képen azonban még nem szembetűnő az elváltozás.

SPECT képek

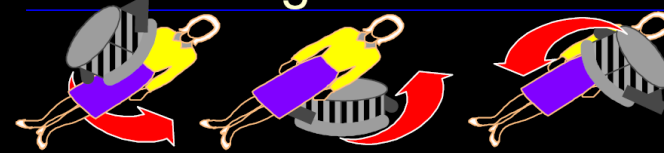


Normális és egy heroin függő ember agyi 3D SPECT képe



SPECT MRI fúziós kép

Tomográfias rekonstrukció



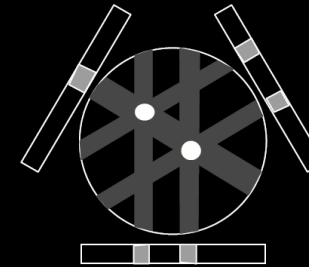
1. Vetületi képek

SPECT

2. Szűrt visszavetítés

Előnyök (↔CT):

- funkcionális leképezés
- egyszerre egy széles sáv
- ➔ sokféle metszet lehet



Hátrányok:

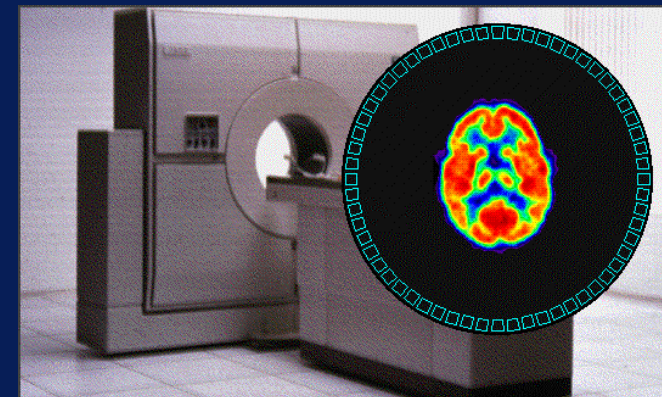
- gyenge felbontás
- elnyelés
- szóródás

Izotóp munkahely (SPECT)



PET (Pozitron Emissziós Tomográf)

Positron Emission Tomography

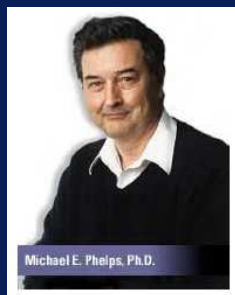


PET (Pozitron Emissziós Tomográfia)

1970- es évek eleje: PET

Alapelv: A megsemmisülési sugárzás két, kb. 511 keV- os fotonja ellentétes irányba száll. Egyidejű detektálásukkal a bomlási helyet tartalmazó egyenes is meghatározható.

- Michel M. Ter – Pogossian, Mallinckroth Institute
- Michael E. Phelps UCLA



Michael E. Phelps, Ph.D.

A pozitron sugárzó izotóp előállításához részecskegyorsító szükséges.

Annihiláció: szétsugárzás

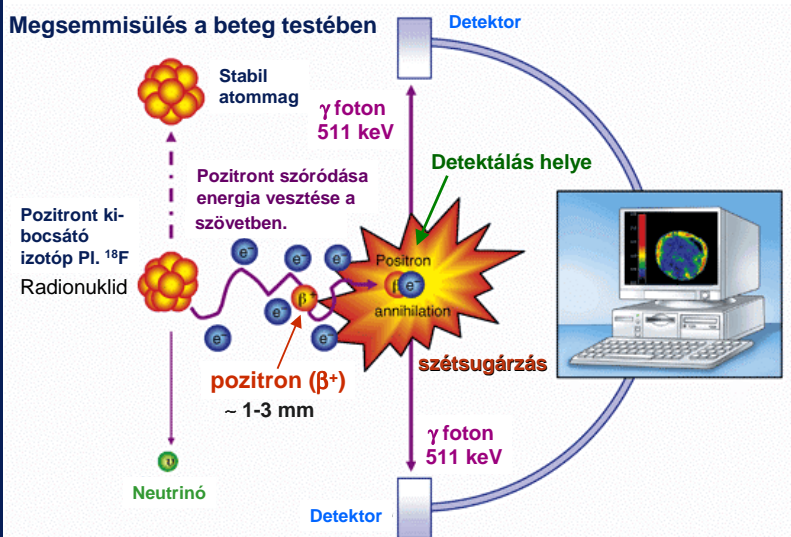
γ (511 keV) $\beta^+ + e^-$ γ (511 keV)

A pozitron (β^+) amikor eléri a közelítőleg zérus mozgási energiát (az anyagban lelassul), akkor a környezetében lévő egyik elektronnal egyesül és „megsemmisül”, miközben két γ foton keletkezik

β^+ (1-3 mm)

Radionuklid

Pozitron és környezet kölcsönhatása



A kölcsönhatás mérés technikai felhasználása

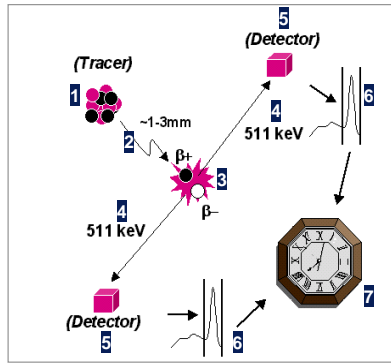
A gamma – sugárzó radionuklidokon kívül pozitron – sugárzókkal is végezhető leképezés. A pozitron néhány mm-en belül elektronba ütközik (még a beteg testében), és kölcsönös megsemmisülés (annihiláció) történik: a pozitron – elektron pár két darab kb. 511 keV-os gamma-fotóná alakul, amelyek ellentétes (180 fokot bezáró) irányba szállnak el.

A pozitron – sugárzók leképezésének jelentőségét adja, hogy a szerves molekulák legfontosabb összetevőinek van pozitron – sugárzó radioizotópja: C-11, O-15, N-13, F-18. Ezek valamelyikével bármely a szerves molekula megjelölhető.

A PET az élettani folyamatokat molekuláris szinten jeleníti meg, már kezdődő funkciózavar esetén informál a szervezetben fellépő biokémiai és fiziológiai változásokról.

Megjegyzés: Nem az atommag helyéről hanem kölcsönhatás helyéről kapunk információt (emiat max 1-3 mm a felbontás)

A PET elvi alapjai



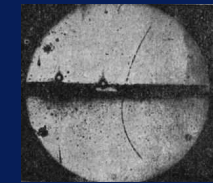
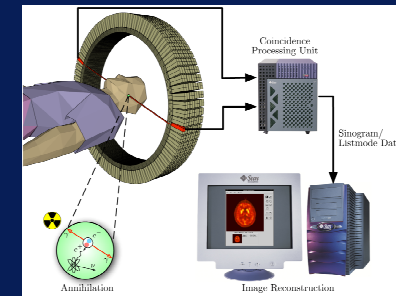
- ❖ 1. Pozitron kibocsátó (emittáló) izotóppal jelölt anyag beadása a testbe.
- ❖ 2. Emittált pozitronok (β^+) útja 1 – 3 mm
- ❖ 3. Pozitronok ütköznek elektronnal (β^-) létrejön a „megsemmisülés”
- ❖ 4. A megsemmisüléskor két 511 keV energiájú gamma sugárzás, szög $\sim 180^\circ$
- ❖ 5. A gamma sugárzást egymással szembenálló detektorokkal érzékelik
- ❖ 6. Energia azonosítás, szelektálás (az „energia ablak”) minden egyes mért gamma-foton ~ 511 keV
- ❖ 7. Időbeli azonosítás (a „coincidence idő ablak”), ez biztosítja, hogy a mért ~ 511 keV-os gamma sugárzás egy konkrét „megsemmisülésből” származik \rightarrow a sugárzás helyének pontos lokalizációja

Mi is az a PET ?

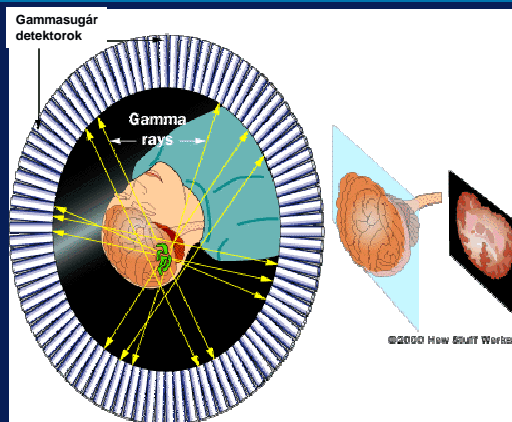
PET alkalmazás kezdete 1976

A PET egy modern számítógép vezérelt rétegtékép alkotó eljárás, amely feltérképezi a pozitron sugárzó izotópokkal jelölt anyagok, gyógyszerek [pl. fluoro-dezoxi-glükóz (röviden FDG)] eloszlását a vizsgált testrészen. (nem a mag helyéről hanem a kölcsönhatás helyéről kapjuk az információt néhány mm eltérés).

Ez egy olyan analitikus képalkotó technika, amellyel in-vivo lehet mérni az anatómiai elrendezést és a speciális biokémiai reakciók aktivitását.



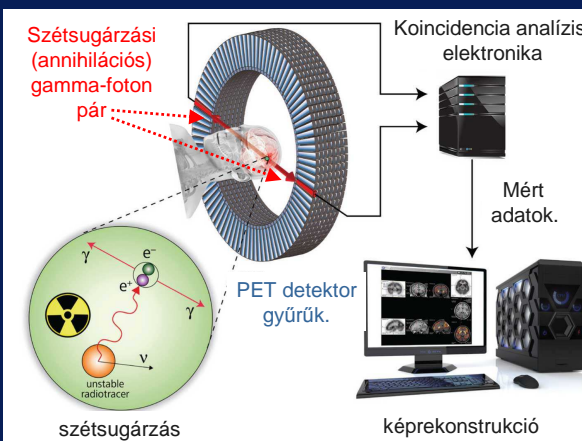
PET működési elve



A PET azokat bomlásokat detektálja, amikor a megsemmisülő sugárzás gamma-foton párját két detektor egy időben érzékeli.

Mérés képalkotás

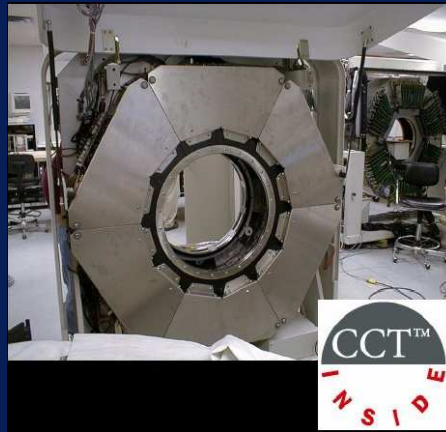
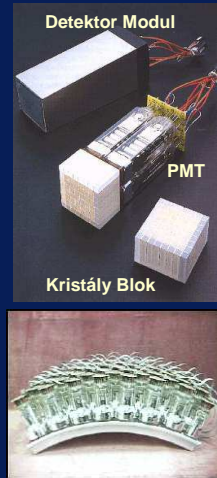
A PET detektor-gyűrűket tartalmaz. Azokat a bomlásokat detektálja, amikor a megsemmisülési sugárzás gamma-foton párját két detektor egyidőben érzékeli.



A berendezés nagy teljesítményű (coincidence: időablak) elektronikája ezen egyidejűséget analizálja. A mért adatokból \rightarrow metszeti kép(ek).

A PET csak az egyidejűleg észlelt kölcsönhatásból keletkezett impulzusokat használja fel.

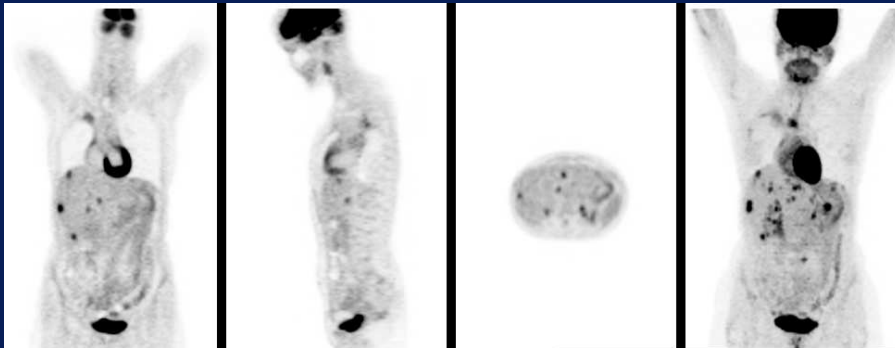
PET kamera



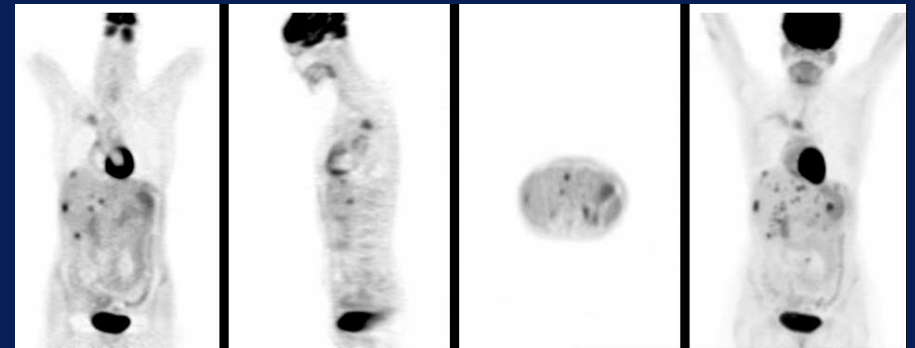
PET jellemzői

- ❖ Funkcionális információ
- ❖ Nagy érzékenység
- ❖ Közepes geometriai felbontóképesség
- ❖ Alacsony sugárterhelés
- ❖ Széleskörű felhasználhatóság
- ❖ Aktivitás, koncentráció kvantitatív meghatározása
- ❖ Tumorra nagy érzékenység

2D adatgyűjtés, 2D kép

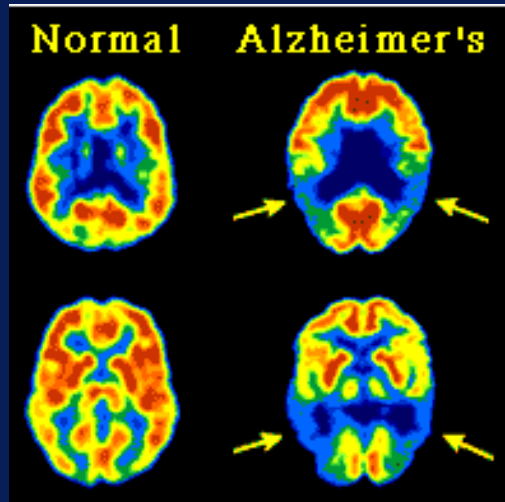


3D adatgyűjtés, 3D kép



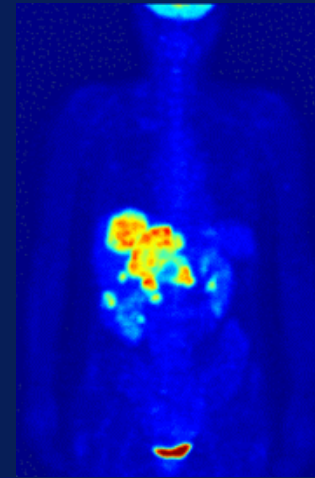
A háromdimenziós: 3D valós idejű megjelenítéshez detektor-blokkok körgyűrű alakú elrendezése szükséges.

Kép Alzheimerkór



Három dimenziós PET kép

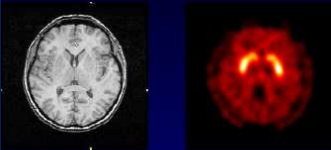
Emissziós 3D PET kép.



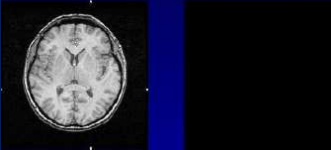
Röntgen, Nukleáris vizsgálat

Anatómiai kép Funkcionális kép

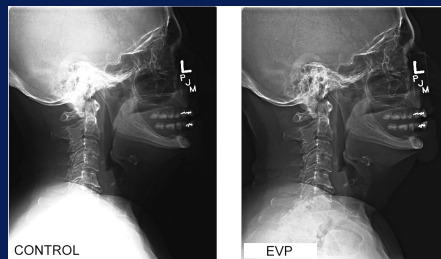
Élő ember



Halott ember



A nem működő szervezetről (pl. múmia, halott ember) akár kiváló röntgen felvétel készíthető, de *radioizotópos (funkcionális) vizsgálat nem.*



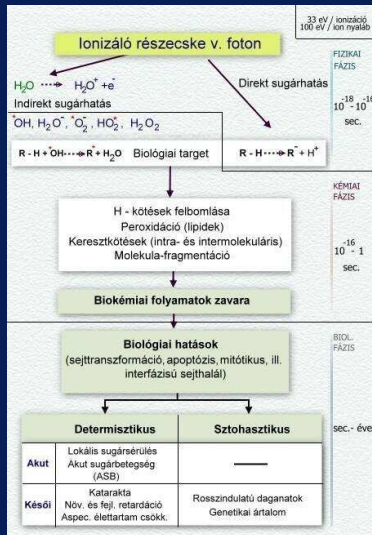
Egy kis kultúra

Picasso: Nő virággal



4.4.5. A radioaktív, ionizáló sugárzások hatásai.

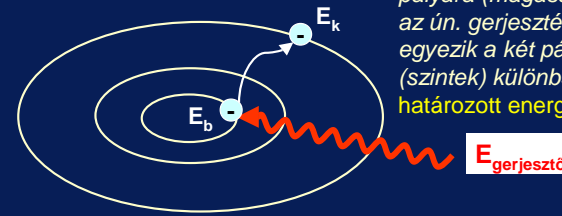
Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



4.4.5. A radioaktív, ionizáló sugárzások hatásai. Gerjesztés

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Az atom gerjesztése:



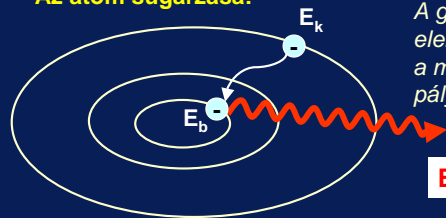
Ha egy atommal energiát közlünk akkor akkor az elektron egy másik, nagyobb sugarú pályára (magasabb energiaszintre) ugrik. Ez az ún. gerjesztés. A felvett **Energia** megegyezik a két pályához tartozó energiaértékek (szintek) különbségével. (gerjesztés csak meghatározott energia kvantummal lehetséges)

Általában a gerjesztés: Mikrorészecskék kisebb energiájú állapotból nagyobb energiájú állapotba vitele energia közlés révén. Az alapállapot és a gerjesztett állapot egymástól meghatározott, diszkrét energia értékkel különböznek.

4.4.5. A radioaktív, ionizáló sugárzások hatásai. Gerjesztés, Ionizáció

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Az atom sugárzása:



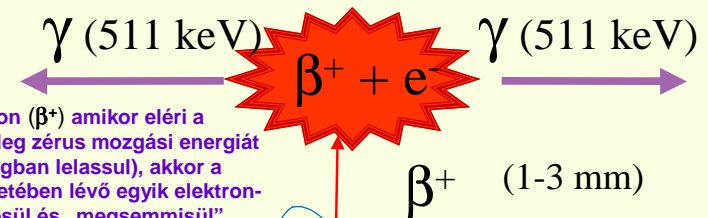
A gerjesztett atom azonban instabil. → az elektron a nagyobb energiájú külső pályáról a maghoz közelebbi, kisebb energiájú belső pályára ugrik át.

A pályakülönbségnek (szintkülönbségnek) megfelelő energia – különbséget elektromágneses hullám (fény, hő stb.) alakjában kisugározza.

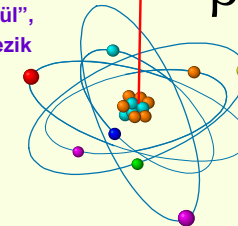
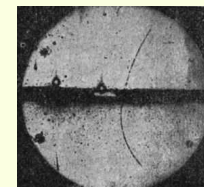
Ionizáció: akkor jön létre, ha a radioaktív sugárzás elektront távolít el az atom elektronburkából. A szóba jöhető sugárzások energiája akkora, hogy bármely Elektron eltávolításával létrehozhat ionizációt.

4.4.5. A radioaktív sugárzások hatásai. Annihiláció: szétsugárzás

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



A pozitron (β^+) amikor eléri a közelítőleg zérus mozgási energiát (az anyagban lelassul), akkor a környezetében lévő egyik elektronnal egyesül és „megsemmisül”, miközben két γ foton keletkezik



Radionuklid

4.4.5. A radioaktív, ionizáló sugárzások hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Kémiai

A nagy energiájú sugárzás gerjeszti a molekulákat, elősegíti bizonyos reakciók lejátszódását.

Biológiai (élettani)

Elsősorban a kémiai hatásra, azaz az élő szervezetek működéséhez szükséges kémiai kötések felbontására, esetleges újak kialakulására vezethető vissza. (pl. szövetelhalás vagy elváltozás, termékeltenség, öröklődési rendellenességek, ..)

Fizikai

- Ionizáló hatás: az α , β , γ részecskék elektronokat löknek ki az anyag semleges atomjaiból, molekuláiból, így negatív és pozitív részecskék keletkeznek az anyagban. Az α és β - sugárzás ionpárok sorozatát hozza létre. A γ -sugárzás csak gyenge ionizációt okoz.
- lumineszcencia: bizonyos anyagok atomjai a sugárzás részecskéivel (α) ütközve gerjesztődnek, és az így felvett energiát fény formájában kisugározzák.
- hőhatás: a radioaktív sugarak energiája elnyelődés közben a közeg hőenergiává alakul.

4.4.6. A radioaktivitást jellemző mennyiségek.

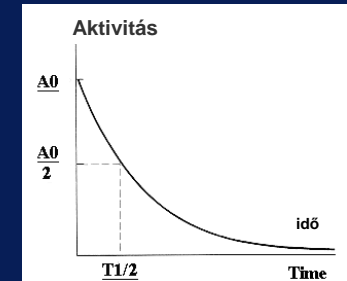
Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Aktivitás: a sugárforrások erősségének mértékegysége

Aktivitás: (abszolút aktivitás): az adott preparátumban (készítmény, anyag) időegység alatt bekövetkező bomlásainak száma, más szóval a bomlás sebessége:

$$A = \lambda N$$

N: a bomlásra képes atommagok száma
 λ : a sugárforrás bomlásállandója



Mértékegysége SI-ben Becquerel, jele **Bq**, **1Bq = 1 bomlás/ sec = {1/s}**.
1 Becquerel az olyan radioaktív sugárforrás aktivitása, amelyben 1 s alatt 1 bomlás megy végbe.

4.4.6. A radioaktivitást, ionizáló sugárzást jellemző mennyiségek.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

A különböző sugárzások mennyiségi jellemzésére alkalmasak a dozimetriai mennyiségek.

Fizikai dózisfogalmak:

Elnyelt dózis (D),

SI egysége: Gray (Gy)

Besugárzási dózis (X)

SI egysége : C/kg)

Biológiai, sugárvédelmi dózis fogalma:

Egyenérték dózis ($H_{T,R}$)

SI egysége: Sievert (Sv)

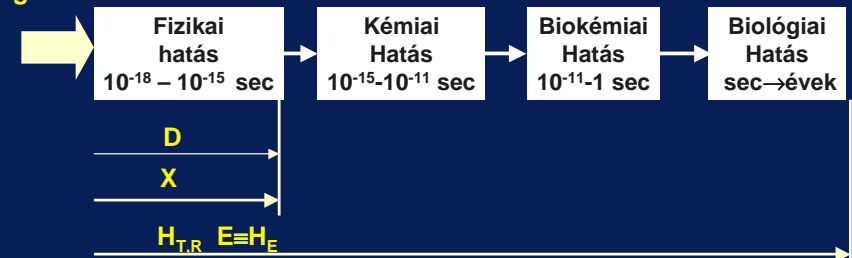
Effektív dózis (E (H_E))

SI egysége: Sievert (Sv)

4.4.6. A radioaktivitást, ionizáló sugárzást jellemző mennyiségek.

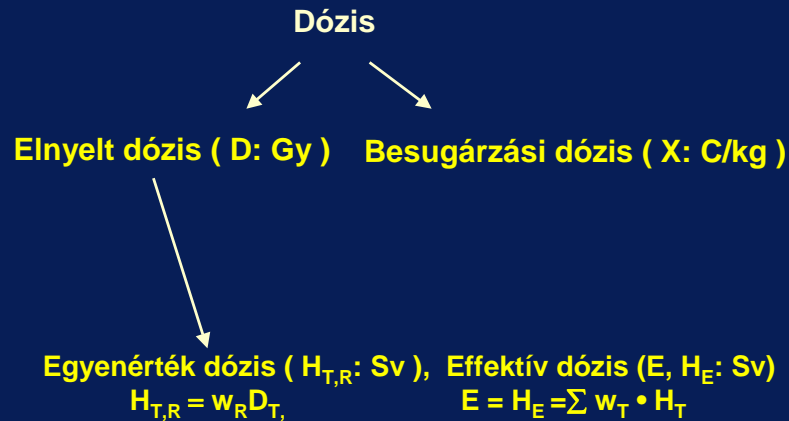
Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Ionizáló sugárzás

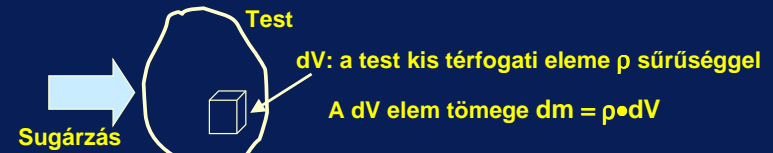


Az Egyenérték dózis ($H_{T,R}$), Effektív dózis (E, H_E) e bonyolult folyamat számszerű jellemzésére szolgál, amely figyelembe veszi az emberi szervezet speciális tulajdonságait.

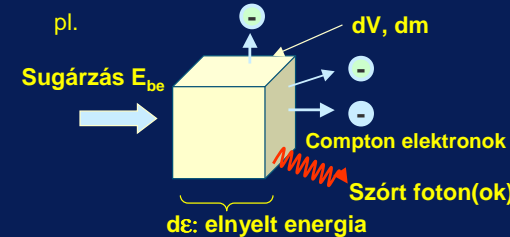
4.4.6. A radioaktivitást, ionizáló sugárzást jellemző mennyiségek. Dózisok kapcsolata.



4.4.6. Elnyelt dózis: D



Az ionizáló részecskék, sugárzás az anyagon való áthaladás során az energia közlésüket a dV mikrotérben hozzák létre. Ha a térrészben nem történik energia közlés akkor ott nem történik változás, tehát nem az áthaladó sugárzás számít hanem az elnyelt.



pl. (ne történjen magátalakulás)
 $d\epsilon = \sum E_{be} - \sum E_{ki}$
Tehát a $d\epsilon$: elnyelt energia a dV térfogatba belépő összes Energia és az onnét kilépő Energiák különbsége.

4.4.6. Elnyelt dózis: D

Az elnyelt dózist a mikrotérben elnyelt átlagos közölt (átadott) energia értékének és a térben lévő tömegnek a hányadosa:

$D = d\epsilon/dm$ mértékegysége: J/kg , neve Gray (Gy)

Más szavakkal: az Elnyelt dózist a $D = d\epsilon/dm$

kifejezéssel határozzuk meg, ahol $d\epsilon$ az ionizáló sugárzás hatására az anyag térfogatelemének dm tömegében elnyelt energiának az átlagértéke. (egyszerűen $D \equiv$ Egységnyi tömegben elnyelt energia)

Két egymást követő dóziselnyelődés eredője:

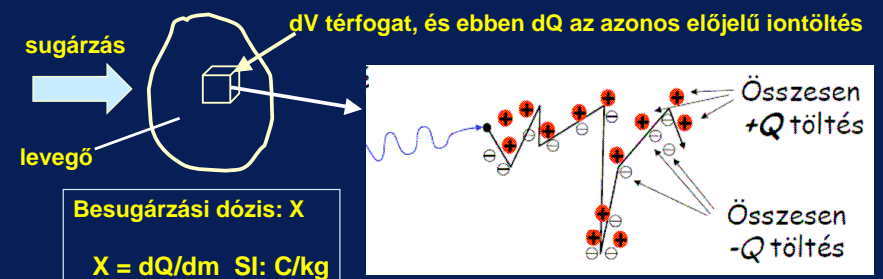
$$D_{\text{eredő}} = D_1 + D_2 \quad \text{SUGÁRVÉDELEM !!}$$

A gyakorlatban használt elnyelt dózisegységek: mGy, μGy

Az elnyelt dózis közvetlen mérése nagyon nehézkes.

4.4.6. Besugárzási dózis: X

Fogalma a levegő ionizáción alapszik, röntgen és γ sugárzásra értelmezzük. A sugárzás a levegő semleges atomjait ionizálja. Könnyen mérhető a dozimetria során kiterjedten alkalmazzák.



Tehát $X = dQ/dm_{\text{levegő}}$ ahol is dQ a dm tömegben, levegőben keltett azonos + ill. - töltések mennyisége, dm a levegő tömege az adott térfogatelemben. X Mértékegysége: C/kg. { Ahol Coulomb: (C) a töltés mértékegysége }

4.4.6. Besugárzási dózis: : X

A besugárzási dózis X (Egységnyi tömegű levegőben keltett pozitív, vagy negatív töltések mennyisége) közvetve felvilágosítást nyújt az elnyelt energiáról.

A levegőben keltett ionizáció mértékének mérése azért alkalmas dózis mérésre mert

- a levegőben keltett ionizáció jól megbízhatóan mérhető
- a levegőben kiváltott ionizáció hatás várhatóan a szervezetben kiváltott biológiai hatással párhuzamos (biológiai szövetet felépítő elemek rendszáma \cong a levegőével)

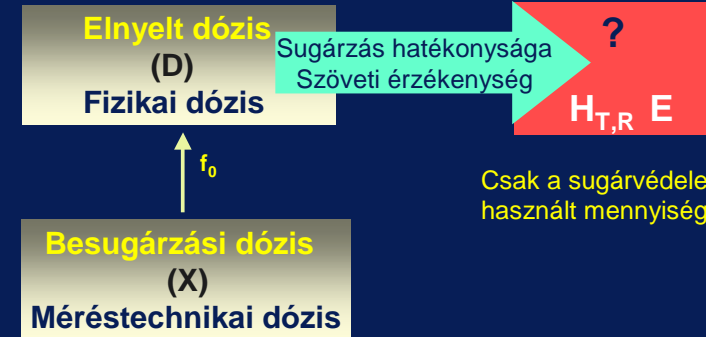
$$D_{\text{levegő}} (\text{Gy}) = 33,68 \cdot X (\text{C/kg})$$

$$D_{\text{test lágyrész}} = 1.1 \cdot D_{\text{levegő}} \cong 37 \cdot X (\text{C/kg})$$

4.4.6. Eddigi dóziszfogalmak

Sugárzási jellemző
fizikai mennyiségek

Biológiai hatás



Csak a sugárvédelemben használt mennyiségek.

4.4.6. Egyenérték dózis: $H_{T,R}$

MIÉRT HALT MEG AZ EGYIK NYUSZI, Míg A MÁSIK.....

2 Gy elnyelt dózis - röntgen 2 Gy elnyelt dózis - α -sugárzás



A SUGÁRZÁSOK „HATÉKONYSÁGA” ELTÉRŐ

4.4.6. Egyenérték dózis: $H_{T,R}$

Az R típusú és minőségű sugárzás súlytényezőjével súlyozott, a T szövetben vagy szervben elnyelt dózis:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R}$$

ahol w_R a sugárzási súlytényező, $D_{T,R}$ a T szövetben vagy szervben elnyelt dózis átlagértéke. Amikor a sugárzási teret különböző típusú, illetve eltérő w_R súlytényezőjű sugárzások alkotják, akkor a teljes egyenérték dózist a

$$H_{T,R} = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

kifejezés adja meg. Az egyenérték dózis egysége: J/kg; neve: Sievert (Sv).

w_R értékei:

| | |
|--|------|
| Röntgen-és gammasugárzás, elektron számára | 1 |
| Termikus neutron esetén | 2,3 |
| Gyors-neutronok, protonok számára | 5-20 |
| Alfárészecskék számára | 20 |

4.4.6. Effektív dózis (E, (H_E))

SZERVEINK ÉRZÉKENYSÉGE ELTÉRŐ
A HATÁS FÜGG AZ EXPOZÍCIÓ HELYÉTŐL IS



4.4.6. Effektív dózis (E, (H_E))

Az emberi test összes szövetére vagy szervére (T) vonatkozó, súlyozott egyenérték dózisok (H_T) összege:

$$E = (H_E) = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

ahol w_T a T szövet vagy szerv súlytényezője, a w_R az R típusú sugárzás súlytényezője, a $D_{T,R}$ az R sugárzástól származó, T szövetben vagy szervben elnyelt dózis átlagértéke.

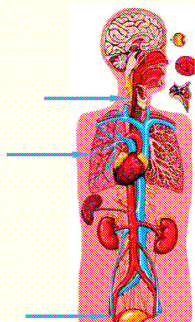
Az effektív dózis egysége: [J/kg], melynek neve: Sievert [Sv].

4.4.6. Effektív dózis (E, (H_E))

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Sugárérzékenységi tényező: w_T
(Testszöveti súlyozó tényezők)

| szövet | w_T | szövet | w_T |
|-----------------|-------|--------------|-------|
| gonádok | 0,2 | 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 |



$$\sum_T w_T = 1$$

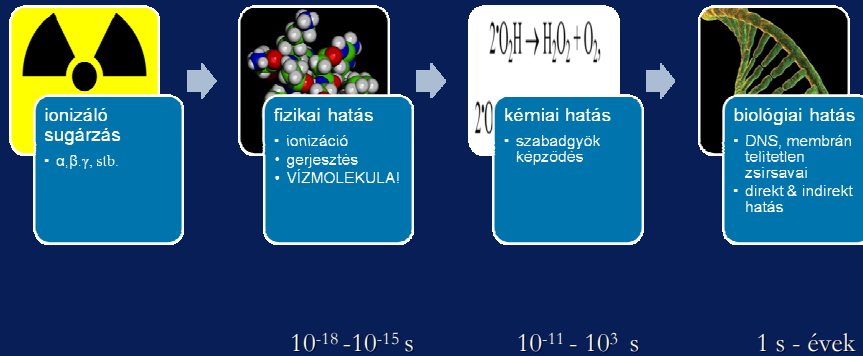
4.4.6. A radioaktivitást, ionizáló sugárzást jellemző mennyiségek. „Sugárforrás”



4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Hogyan hat a szervezetünkre?



dr. Szabó BenceTamás
Semmelweis Egyetem

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

A sugárzás és az élő anyag kölcsönhatásának fázisai

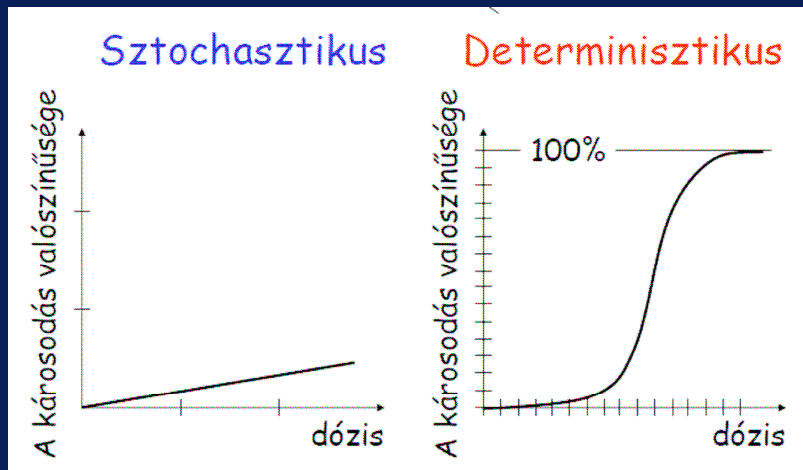
- Fizikai (energia átadás), 10^{-15} mp
- Kémiai (szabadgyökök keletkezése), 10^{-11} mp
- Biokémiai (enzimfolyamatok, biokémiai és anyagcsere változások), 10^{-6} mp
- Biológiai, 10^{-3} mp – hetek, hónapok, évek.

Direkt és indirekt sugárhatások

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

ionizáló sugárzás

determinisztikus sugárhatás

sztochasztikus sugárhatás

korai sugárbetegség

késői sugárbetegség

helyi sugársérülések

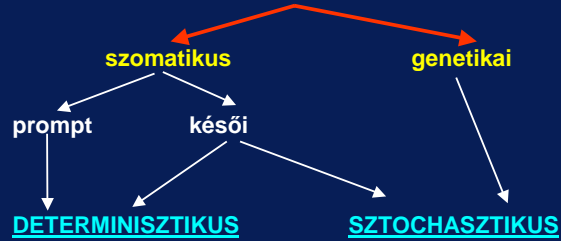
malignus daganatok (késői sugárbetegség)

hereditár károsodások (késői sugárbetegség)

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

SUGÁRBIOLÓGIAI HATÁSOK



- **Szomatikus hatás:** az ionizáló sugárzás azon hatásai, melyek a besugárzott egyedben jelentkeznek.
- **Genetikai hatás:** az ionizáló sugárzás azon hatásai, melyek a besugárzott egyed utódjain jelentkeznek.

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

- determinisztikus hatások
 - Csak egy jellemző küszöbszint felett jelennek meg,
 - A hatás súlyossága arányos az elszennvedett dózissal,
 - Nincs hosszú látencia idő.
 - ✓ sugárbetegség tünet-együttese, a lokális bőregés, szemlencsehályog, stb.
- sztochasztikus (valószínűsíthető) hatások
 - Nincs küszöbdózis,
 - Hosszú látencia idő.
 - ✓ bármilyen rákos daganat kialakulása vagy örökletes károsodások megjelenése az utódokban.

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

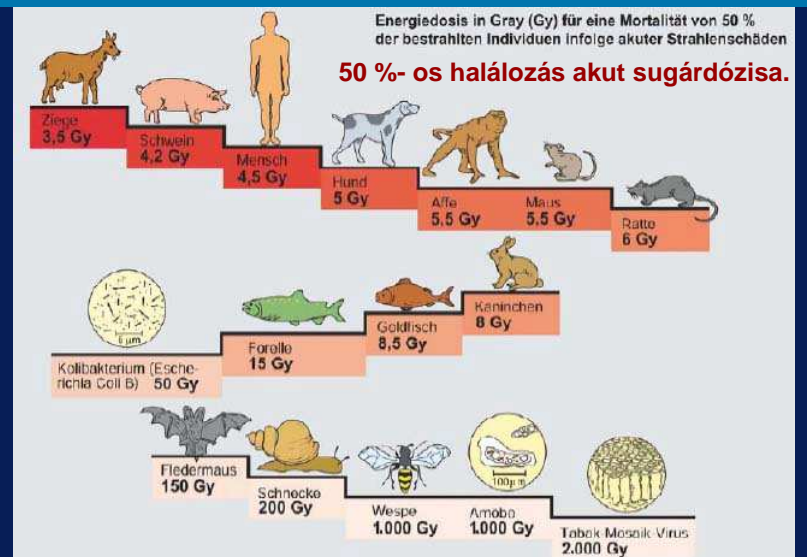
A determinisztikus hatás jellemzői (ábra)



Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. Az élővilág sugárérzékenysége

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Az akut sugárbetegség

Az egyén egész testét nagy dózisú ($D > 1 \text{ Gy}$) sugárzás éri.

1-2 Gy: enyhe tünetek

gyengeség, hányinger, étvágytalanság, rossz közérzet;

2-2,5 Gy: súlyosabb tünetek

gyengeség, hányinger, étvágytalanság, rossz közérzet, hasmenés, a fehérvérsejtek számának mérsékelt csökkenése;

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Az akut sugárbetegség

2,5-5 Gy: súlyos sugárbetegség

LD_{50} a félhalálos dózis következtében a besugárzott csoport kb. fele gyógyítható,

vérnyomás esés, vérzések a száj, a garat, valamint a vékonybél nyálkahártyájából;

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Az akut sugárbetegség

6-10 Gy: halálos dózis

a korábbi tünetek súlyosbodnak, fáradtság, fejfájás, szédülés, apátia;

10-15 Gy

néhány órán belül kialakul a központi idegrendszer válságos állapota.

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

A bőr sugárégése

akut, szomatikus, determinisztikus sugárhatás

- **Elsőfokú (6 - 10 Gy):** haragosvörös elszíneződés, a szőrzet átmeneti ritkulása, kihullása,
- **Másodfokú (9 - 10 Gy):** felhólyagosodás, váladékozás, a szőrzet tartós, esetleg végleges kihullása,
- **Harmadfokú (> 10 Gy):** lassan gyógyuló fekély.

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

A bőr sugáregése

**D > 20 Gy
(becsült)**



- (a) 6-8 héttel az egy nap alatt elvégzett kétszeres koronária angiográfia és angioplastica után
- (b) 16-21 hét
- (c) 18-21 hónappal az eljárások után szövet nekrozis
- (d) Közele felvétel a sérülésről
- (e) Bőráttétetés után. (T. Shope & ICRP).

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Peru - 1999.
¹⁹²Ir sugárforrás

**A szövetkárosodások kórfejlődése
rendkívül nagy dózisu besugárzás
után**

Peruban, egy hegesztő egy 192-es Iridium ipari radiográfiai forrást vett fel, és több órára a zsebébe tette.



36

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Krónikus sugárdermatitis

Helyi, krónikus, determinisztikus hatás.

- A bőr elvékonyodik, száraz lesz, a szőrzet kihull, gyakran a bőr alatti szövetek, izmok elsorvadnak.

Gyógyíthatatlan, de nem halálos.

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Egyéb károsodások

- **Szemlencsehomály**
krónikus, determinisztikus.
4 - 5 év alatt 7 - 12 Gy dózis,
vagy kb. 8 év alatt 2 - 7 Gy dózis hatása.
- **Rosszindulatú daganatok**
szomatikus, sztochasztikus.
a leukémia lappangási ideje 4 év,
a daganatoké 20 - 25 év (esetleg több)

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Egyéb károsodások

- Genetikai ártalmak**

Emberi népességben sugárexpozíciónak tulajdonítható genetikai hatást még nem mutattak ki.

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.7. A radioaktív, ionizáló sugárzások biológiai hatásai.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Egyéb károsodások

- Az embrió és a magzat károsodása.**

A születés előtti fejlődés szakaszai:

- **beágyazódás** - fejlődési rendellenességgel nem kell számolni, az embrió elpusztul.
- **barázdálódás** - a szervek kialakulása (kb. 10 - 60 nap), ekkor a legérzékenyebb az osztódó sejt (küszöbdózis ~ 0,1 Gy).

Atomtámadás: expozíció a terhesség 8 - 10 hetében szellemi visszamaradottságot, alacsony születési súlyt, fejlődési elmaradást, stb. okozott (0,04 - 1,6 Gy).

Dr. Giczi Ferenc
Széchenyi István Egyetem
Győr

4.4.9. Dóziskorlátok

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

| Expozíciós kategória | Effektív dózis-korlát mSv/év | Egyenérték dózis-korlát mSv/év | | |
|----------------------|-----------------------------------|--------------------------------|-----------------------------------|----------|
| | | szemlencse | bőr (1 cm ² -es átlag) | végtagok |
| Lakossági | 1 | 15 | 50 | - |
| Foglalkozási | Tanulók, gyakornokok (16-18 éves) | 6 | 15 | 150 |
| | Felnőttek | 20* | 20 | 500 |

*: különleges esetben a hatóság engedélyezhet 50 mSv/év-et is (de 5 év alatt max. 100 mSv).

Az orvosi alkalmazásból származó sugárterhelésre, az ún. páciens dózisa a korlátozás nem vonatkozik.

Az orvosok megítélésére tartozik a diagnosztikai, illetve terápiás célt szolgáló sugárzás típusának és dózisának megválasztása.

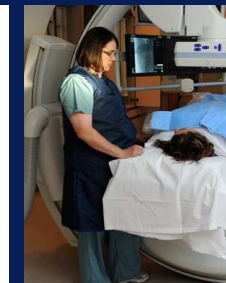
4.4.10. Védekezés ionizáló sugárzások ellen.

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

1. **Izotópoknál, meg kell akadályozni a test sugárszennyeződését.**

2. **Külső sugárzások elleni védekezés:**

- távolság tartás (sugárintenzitás $\approx 1/r^2$)
- sugárforrás árnyékolás (röntgen, gamma sugárzások ellen pl. ólom, magas rendszámú elem. Béta sugárzások ellen kombinált védelem pl. plexi – üveg. Alfa sugárzások ellen legjobb a munkatávolság biztosítása).
- sugárbehatás időtartamának minimumra csökkentése.
- páciensnél: a test vizsgált részeken kívül eső területek takarása



**gonádok,
terhesség
!!!**

4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

A sugárzás kimutatása az anyag és sugárzás kölcsönhatásakor fellépő jelenségek adnak lehetőséget.

Elsődleges kölcsönhatást okoz (ionizálás, gerjesztés) minden töltéssel bíró részecske: α , β , e

Másodlagos kölcsönhatás létrejötté lévén észleljük a röntgen, és γ sugárzást (foto-effektus, Compton effektus...), (mozgó neutron)

Dóзимérő eljárás:

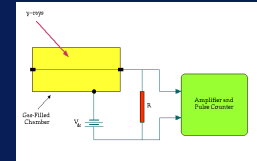
- Detektor: itt játszódik le a sugárzás és az anyag kölcsönhatása
- Kéértékelő egység: feldolgozza a detektor által szolgáltatott jelet, és megjeleníti.

4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Sugárzás észlelése

- ❖ **Szcintillációs detektor**
Nagy energiájú sugárzás, vagy részecskék hatására fényvillanás következik be.
NaI-kristály TI-mal szennyezve



- ❖ **Gázionizációs detektorok**
A gázionizációs jelenségek felhasználásával működnek
Ionizációs kamra
Geiger-Müller számláló



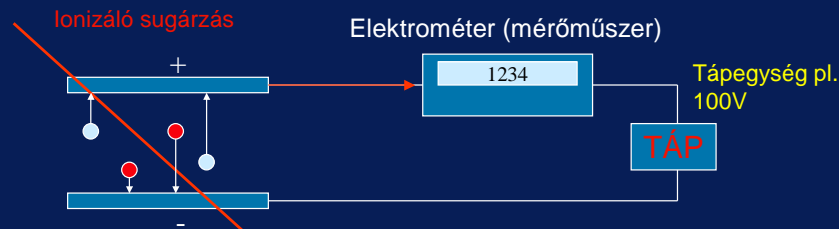
- ❖ **Félvezető detektor**
Sugárzás hatására a kristály vezetőképessége rövid időre megnő.

- ❖ **Szilárdtest-nyomdetektor**
Sugárzás hatására a kristályszerkezet torzul.

4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Ionizációs detektorok elve:



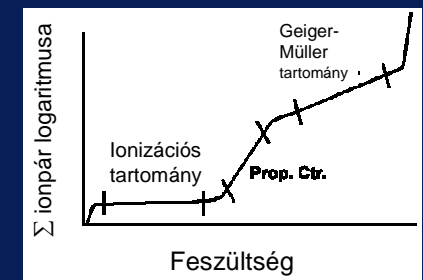
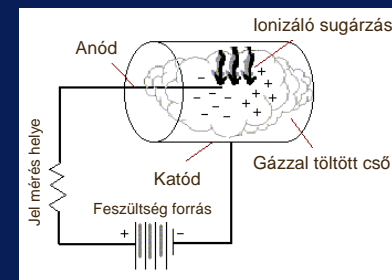
A válasz (áram) arányos ionizáció mértékével (aktivitással, expozíció mértékével)

- Negatív ion
- Pozitív ion

A töltéshordozók mozgása révén keltett elektromos áramot használjuk fel a sugárzás detektálására.

4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



Ha az ionizációs kamrát működtető feszültséget változtatjuk, a fenti jelleggörbét kapjuk a feszültség és az összegyűjtött ionpárok száma közötti összefüggésre.

Ionizációs tartomány (pl.100V) ekkor a detektor kimeneti jele arányos lesz a primer ionizáció során keletkezett ionpárok számával. (nagy intenzitás mérése)

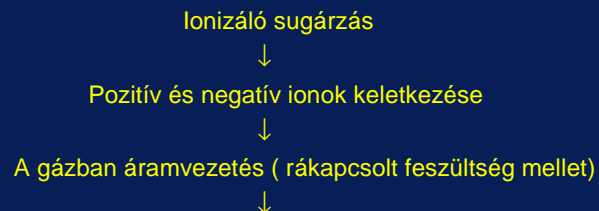
Ha U-t növeljük GM tartomány → lavinászerű ionizáció → igen kis aktivitás mérése

4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Gázionizációs detektorok

Az ionizációs kamrában
Töltőgáz: elektromosan semleges atomok molekulák



A létrejövő áram ~ a keletkező ionok számával a sugárzás mennyiségével.

Az ionizációs kamrára kapcsolt feszültség nem lehet tetszőleges nagyságú. A kamra „falának” (sugárzás belépési helyének) levegőekvivalens anyagból kell készülnie.

4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

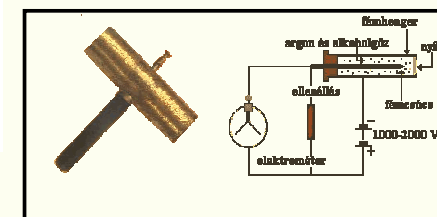
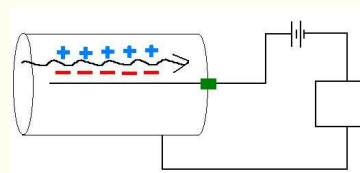
Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Gázionizációs detektorok

Geiger-Müller számláló – GM-cső
anód: Wolframszál
katód: Cu-henger
Anód-katód közötti feszültség: 500-2000V
Töltőanyag: szerves oldószer gőze, nemesgáz
A belépő radioaktív részecskék ionokat hoznak létre a gázokban, ez áramlökést hoz létre.



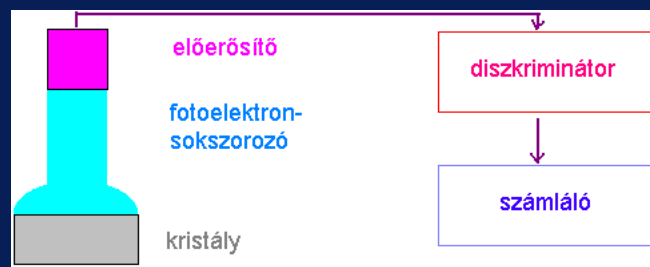
Hans Geiger
1882-1945



4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

A radioaktív – sugárzás hatása a kristályban fényfelvillanás (szcintilláció) keletkezik. A fényjelenséget fotóelektron-sokszorozó segítségével elektromos jellé alakítják.



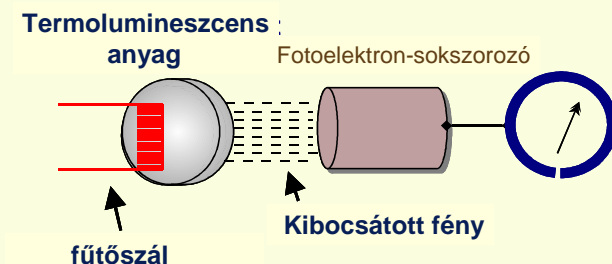
A fotóelektron-sokszorozó kimenetén mérhető impulzus arányos a mért sugárzás energiájával.

A számláló megméri: egy adott idő alatt beérkező impulzusok számát, vagy adott számú beütés beérkezési idejét.

4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria : TLD

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Termolumineszcens dozimetria TLD alapja



4.4.11. A radioaktív, ionizáló sugárzások kimutatása. Dozimetria

- Termolumineszcens dozimetria
 - Termikusan aktivált foszforeszcencia: a besugárzás hatására bizonyos anyagokban a gerjesztett elektronok "csapdába esnek", majd felmelegítve visszaugranak az alacsonyabb energiájú állapotukba, ami fénykibocsátással jár. A kibocsátott fény fotoelektronsokszorozóval elektromos jellé alakítható, melyből a dózis számolható.
 - Használat előtt elő kell készíteni (hevítés-hűtés)

Elektronok csapdába

Crystal lattice imperfection
Crystal lattice
electron
Ionizáló sugárzás

Fűtés

Fénykibocsátás

Mérési tartományok: 10µSv – 500 mSv
100µSv – 10 Sv

4.4.12. A radioaktív bomlást jellemző adatok.

N db radioaktív atom azonos energiaeleséssel, de mégis eltérő a bomlási sebességük.

A bomlás makroszkopikus törvényei valószínűségi törvények. Ha N elég nagy akkor egy bizonyos t és t + dt (ahol dt: rövid időtartam) időpillanatok között eltelt időtartam alatt elbomlott atommagok száma arányos az időtartam dt hosszával és a t időpillanatig még el nem bomlott atommagok N számával.

$$dN \sim -N \cdot dt$$

$$dN = -\lambda \cdot N \cdot dt \quad \lambda: \text{anyagra jellemző bomlási állandó}$$

Bomlástörvény: a $dN = -\lambda \cdot N \cdot dt$ -ből kapható összefüggés, amely megadja, hogy a mérés kezdetétől eltelt t idő múlva hány elbomlatlan mag van még jelen a preparátumban:

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

Ahol N_0 a t_0 időpillanatban még el nem bomló magok száma.

4.4.12. A radioaktív bomlást jellemző adatok.

Felezési idő: az az idő, ami alatt radioaktív anya atomjainak a fele elbomlik

1 felezési idő 2 felezési idő 3 felezési idő

4 felezési idő 5 felezési idő 6 felezési idő

4.4.12. A radioaktív bomlást jellemző adatok.

Felezési idő: az az idő, ami alatt radioaktív anyag atomjainak a fele elbomlik: $N(t) = N_0/2 = N_0 \exp(-\lambda \cdot t)$ -ből.

$$T_{1/2} = \ln 2 / \lambda = 0,693 / \lambda$$

A $T_{1/2}$ -öt közönséges fizikai vagy kémiai hatás nem befolyásolja.

Biológiai felezési idő: az az időtartam amely alatt a szervezetből, szervből a radioaktív anyagok fele a kiválasztás következményeként kiürül.

Effektív felezési idő: a szervezetbe jutott izotópok tehát nem csak a fizikai bomlás hanem a szervre, szövetre jellemző biológiai kiválasztás következtében is csökken. a fizikai és biológiai kiválasztás eredője az ún. effektív felezési idő. Az effektív felezési idő < fizikai felezési idő ($T_{\text{eff}} = T_{\text{biol}} \cdot T_{\text{fiz}} / (T_{\text{biol}} + T_{\text{fiz}})$)

