

A pozitronemissziós tomográfia (PET) elvi alapjai és feldolgozási lehetőségei a középiskolában

I. rész

Nagy Mária, Zsámberger Noémi Kinga, Pávó Gyula

Eötvös Loránd Tudományegyetem, Természettudományi Kar
1117 Budapest, Pázmány Péter sétány 1/A.

Minden témakör megmutatható és megfoghatóvá tehető középiskolás diákok számára, ha megfelelő eszközökkel, ideális módon dolgozzuk fel a kérdést. A magfizika egyik érdekes témaköre az elektron és a pozitron annihilációja. Egy plüssmackón demonstrálható az ide kapcsolódó fontos effektus, mely a pozitronemissziós tomográfia (PET) elvi alapja. A Nukleáris Tábor résztvevői minden évben az ELTE TTK-n tett látogatásaik alkalmával elvégznek egy ezzel kapcsolatos demonstrációs mérést. Jelen írásunkban ennek a mérésnek a fakultációs órák keretében való feldolgozási lehetőségét mutatjuk be a konkrét mérési adatok segítségével. Kétrészes cikkünk első részében az elvi alapokat mutatjuk be, míg a másodikban magát a konkrét mérést, a mérési eredmények kiértékelésével együtt.

Miért fontos és hasznos az elektron-pozitron annihiláció?

Az elektron-pozitron annihiláció fontos alkalmazási területe az orvostudomány, ezen belül a pozitronemissziós tomográfia (PET). Ekkor a motiváció az, hogy egzaktul fel tudják térképezni a daganatokat, tumorokat, azaz a biológiailag aktív területeket, s elő tudják állítani ezek 2 vagy 3 dimenziós képét operáció elvégzése híján is. A diagnózis felállítása és a kezelés megtervezése e nélkül nem lehetséges. 1975-ben Michael E. Phelps (1. ábra) fejlesztette ki ezt az egyik jelenleg legmodernebb funkcionális képalkotó eljárást.



1. ábra: Michael E. Phelps [1]

Funkcionális képalkotáson azt értjük, hogy nem anatómiai viszonyok jelennek meg a képen, hanem működésbeli tulajdonságok, pl. glükóz anyagcsere (a beteg sejtek több cukrot vesznek fel), oxigén felhasználás vagy véráramlás. Azért hasznos ez az eljárás, mert a betegségekről ismert, hogy először a szövetek és szervek funkcionális tényezőiben

okoznak módosulást (ezt követi szekunder módon anatómiai elváltozás), tehát lehetőség nyílik idejekorán rátalálni a problémára. A PET technikát gyakran más diagnosztikai módszerekkel együtt alkalmazzák. Például elterjedt a PET és az egyszerű röntgen-képek vagy az ultrahang együttes használata. A PET-tel és CT-vel (számítógépes röntgen tomográfia) alkotott komplex berendezés jelenti a képalkotó diagnosztika egyik legfejlettebb szisztémáját; ekkor a funkcionális- és anatómiai elváltozások egyszerre láthatók, s megfigyelhetően egymással konzekvens helyeken vannak, így együttesen alkalmazva a módosulások helye egzaktabban meghatározható. A kétféle 3 dimenziós képet adó diagnosztikai eljárás egyszerre, egy időben is végezhető. A PET-et MRI-vel is kombinálják, ez az eszköz a gerinc, az agy és a fej feltérképezésére alkalmazható nagy mágneses mezőben (9,4 T). A PET vizsgálatot járóbetegreken hatják végre, elsősorban onkológiai (85-90%) és kisebb arányban neuropszichiátriai (5-10%) vagy kardiológiai (5%) problémák után kutatva.

Kardiológiai vizsgálatoknál a PET-tel tudják eldönteni, hogy már műtéttel sem helyreállítható, maradandó károsodás jött-e létre a szívizomban, vagy orvosolható a probléma.

Neuropszichiátriában a PET segítségével megtörténhet az epilepsziás fókusz kimutatása és lokalizálása a gyógyszeres kezelésre nem reagáló, műthető fiatal páciensek esetében, illetve az Alzheimer-kór felismerése. Neuropszichológiában is alkalmazzák annak megállapítására, hogy milyen kapcsolat figyelhető meg az agyi aktivitás és a speciális pszichológiai folyamatok, betegségek között; ez a diagnosztikában jelentős szerepet tölt be. [2]

Az említettekén kívül a gyógyszeriparban is jelentős szerepe van a PET-nek a „kisállat-PET” tudományág keretében; sokszor PET-tel elemzik a kisállatokon végzett gyógyszer-

teszteteket is. Ezáltal lényegesen csökkenhetett a feláldozott élőlények száma, hiszen a gyógyszerek hatását nem patológiai vizsgálatok keretében kell kiértékelni, és egy állatot többször is vizsgálat alá vehetnek.

A leírtak mellett az ismeretlen eredetű láz diagnosztikájában is használják a PET berendezést.

A legnagyobb arányban pedig az onkológiai tumordiagnosztikában fontos; lehetővé teszi a kis kiterjedésű tumorszövetek helyének nagy pontosságú meghatározását.

Mi a pozitron?

A pozitron elemi részecske, az elektron antirészecskéje.

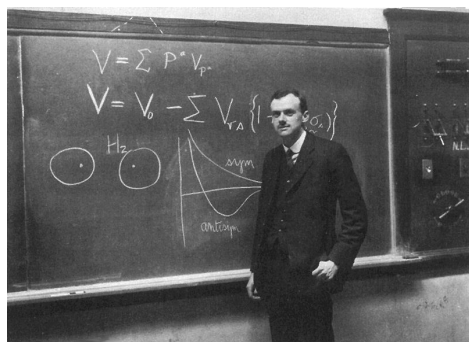
Tudjuk, hogy bennünket és környezetünket (hétköznapi tárgyakat) zömmel protonok, neutronok és az ezekből álló atommagok körül keringő elektronok alkotják. Az előbbi kettő nem elemi részecske, hanem *u* (*up*) és *d* (*down*) kvarkokból állnak, amik már elemi részecskék. Az elektron is elemi részecske.

A részecskéknél léteznek „tükörképek”, az antirészecskék. Ahogy a tükörképeknek, úgy az antirészecskéknél és a részecske-párjuknak megegyezik a legtöbb adata, pl. a tömege és élettartama. Viszont töltés jellegű tulajdonságaik, azaz töltésük, mágneses momentumuk és egyéb kvantumjellemzőik (spin, paritás, hipertöltés, izospin) ellentétesek (nagyságuk megegyezik, csak annak előjele eltérő) [3]. Az *u* és *d* kvark esetében az antirészecskéjük az *anti-u* kvark és az *anti-d* kvark; belőlük épül fel az antiproton és antineutron. Az elektron antirészecskéje az antielektron, amit inkább pozitronnak neveznek. A korábbiak szerint töltése az elektronéval ellentétes előjelű, azzal megegyező nagyságú, tehát értéke az elemi töltés abszolút értéke; ennek pozitív mivoltából származik a POZITRON elnevezés.

„A természetben az antianyag (így a pozitron) a természetes és mesterséges radioaktivitás során (pozitív β -bomlás), illetve a nagy energiájú kozmikus sugárzás részecskéi által a légkörben keltett részecskezápörökben keletkezhet. A β^+ -bomlás során felszabaduló, jól meghatározott energiát a neutrínó és a pozitron közösen viszik el, véletlenszerű arányban. Ezért a bomlásban keletkezett pozitron energiája nem lesz egy élesen meghatározott érték, a spektrum folyamatos, de van egy felső korlátja. A maximális pozitronenergia általában nagyságrendileg $100\ 000\ eV$ körül van.” [4]

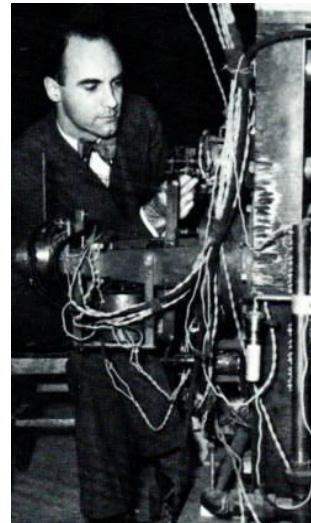
A pozitron a leptonok közé tartozik, azaz olyan elemi részecske, ami nem vesz részt az erős kölcsönhatásban (=az a magerő, mely összetartja az atomok protonjait, neutronjait és azok kvarkjait).

1928-ban P. A. M. Dirac (2. ábra) tétélezte fel a pozitron létét elméleti következtetések alapján.



2. ábra: P. A. M. Dirac [5]

Kísérleti úton 1932-ben Carl D. Anderson (3. ábra) detektálta először a részecskét, mikor mágneses térbe helyezett ködkamrával vizsgálta a kozmikus sugárzást.



3. ábra: Carl D. Anderson [6]

A két tudós Nobel-díjat kapott munkájáért. Az áttörő felfedezést követő évben az **elektron-pozitron annihiláció** kimutatása is eredményes volt.

Mi az elektron-pozitron annihiláció?

Az elektron-pozitron annihiláció lényege, hogy mikor egy részecske és antirészecskéje „találkozik”, az ütközés során **megsemmisíthetik egymást, azaz annihilálódhatnak**. Az **energiamegmaradás** (összenergia állandó) és az **impulzusmegmaradás** (teljes impulzus állandó) érvényes az annihiláció folyamata során. Egy álló elektron-pozitron pár összenergiája¹ $2m_e c^2$, mely nagy energiájú fotonok² (gamma-fotonok) energiájává **szóródik szét az annihiláció** közben.

Analógia elektromosságtanból: A félvezetőkben szabadon mozgó negatív elektronok és effektíven pozitív „lyukak” találhatóak. Mikor ezek „találkoznak”, az elektron be tud ugrani a „lyukba”, s ez által a két töltéshordozó „megsemmisíti” egymást. Az eredeti állapot visszaállítható energiabefektetés árán. Részecske - antirészecske annihilációkor is hasonló jelenség megy végbe (elektronok = *elektronok*, pozitronok = „*lyukak*”).

Tudjuk, hogy a részecskefizikai „vákuum” nem teljesen üres, de nincs elegendő energia benne, hogy szabad részecske-antirészecske párok jöjjenek létre. („Vákuumon” itt a kvantummechanikai alapállapotot értjük, mely a legalacsonyabb energetikai állapot.) Az ún. „**vákuum-fluktuáció**” azonban lehetséges a határozatlansági reláció miatt; azaz előfordulhat, hogy **rövid időre** kialakuljanak ilyen **részecske-antirészecske párok**, de permanensen nem tudnak megmaradni, rögtön **annihilálódnak** fognak a befektetett energia hiánya miatt, és visszaáll a „vákuumállapot”, ahol nincs szabad elektron és pozitron. Az eredeti állapot visszaállítható megfelelő energiabefektetés árán (az *elektromosságtani analógia* esetéhez hasonlóan), azaz a

¹ Egy álló (kis sebességű) elektron energiája = egy álló (kis sebességű) pozitron energiája = $m_e c^2$, ezek összege: $m_e c^2 + m_e c^2 = 2m_e c^2$.

² Fényrészecskék, az elektromágneses sugárzás kvantumjai (adagjai).

„vákuumból” **kipolarizálható egy elektron-pozitron pár.** Nagy energiájú gyorsítókban olyan nagy energiával ütköznek a felgyorsított részecskék, hogy a részecskefizikai „vákuumból” több száz részecske-antirészecske pár is keletkezhet.

Ez az egész koncepció szemléltethető mindennapi analógiával:

Olyan, mintha lenne egy részecskékből és antirészecskékből álló, azok tartós „elvegyüléséhez” szükségeltetően nem elég magas energiájú „tenger”. Ebben többek között a pozitronok találhatóak. Legyenek a pozitronok olyan „lyukak” a „tengerben”, amely helyekre pillanatnyilag nem folyt be a „víz”, mondjuk „levegőbuborékok”. Azonban ezekbe a „lyukakba” időlegesen befolyhat a „víz”, amikor átfolyik rajtuk, és átlyukasztja e „buborékokat”; ekkor viszont meg is semmisülnek ezek a „vízlyukak”/ „buborékok”. Az egész folyamat pedig nagyon gyors **ingadozást (fluktuáció)** jelent.

Ha megfelelő energiát fektetünk be, akkor a folytonos „tengerből” kikanalazhatunk egy „csepp vizet”, ekkor annak helyén „vízlyuk” lesz, azaz „levegőbuborék” keletkezik (hiszen levegőt juttatunk a vízbe, ahogy belekanalazunk). Tehát a „tengerből” **kikanalazható egy „vízcsepp-levegőbuborék” pár.**

Tehát tudunk részecske-antirészecske párokat gyártani. A korábbiak alapján ismert, hogy a részecskék és antirészecskék élettartama megegyezik. Ám az elektron-pozitron esetében a gyakorlatban mégsem ezt tapasztaljuk: A pozitron élettartama csak tökéletes vákuum esetében (azaz csak elméletben) egyezik meg az elektron végtelen ideig tartó élettartamával. A tapasztalt eltérés oka az, hogy a **pozitron** valamilyen anyagon belül **nagyon kis idő alatt is annihilálódik.** Ez sokszor már a sugárforrásban vagy annak burkolatában megtörténik; ám az annihiláció csak akkor valószínű, ha kis relatív sebességű elektron és pozitron „találkozik”. Emiatt annihiláció előtt elektromos töltése miatt a pozitron egy **nagyon gyors** folyamatban (10^{-12} sec alatt) lelassul és termalizálódik, hiszen energiát veszít az anyagon belüli ionizációval és az atomi elektronok gerjesztésével. Az effektus ideje alatt a sugárforrást körülvevő anyagba (sejtek, testszövet) a pozitronok tipikusan $0,1$ mm mélységig jutnak (mely konzekvens azzal, hogy – a tényleges jelenség – a PET vizsgálat során a szervezetbe jutott pozitronok 1 mm-nél kisebb szövetekben megtett útjuk után „találkoznak” a testszövetek elektronjaival; a PET vizsgálat menete a cikk végén olvasható).

Az elektron-pozitron annihiláció alatt leggyakrabban 2 foton keletkezik. *Vákuumban, idealizált kép* esetében, mikor nagyon kis sebességű elektron és pozitron annihilációjáról beszélünk, a kezdeti összimpulzus nulla (nagyon kicsi), az összenergia pedig $2m_e c^2 = 2 \times 511 \text{ keV} = 1022 \text{ keV}$. A korábbiak szerint érvényes az **energiamegmaradás** és az **impulzusmegmaradás törvénye.** Utóbbi miatt nem tud vákuum esetében csak 1 foton keletkezni.

Ellentmondás az impulzusmegmaradással szemben 1 fotonos annihilációnál:

A kisugárzó 1 fotonnak az energiamegmaradás szerint 1022 keV energiája lenne, s egy bizonyos irányba távozna. A foton impulzusa pedig arányos annak energiájával. A teljes rendszer összimpulzusára igaz az **impulzusmegmaradás, DE a vázolt esetben a végső impulzus nem a kezdeti zérus lenne az annihiláció után, hanem értéke nagy lenne ($1022 \text{ keV}/c$), és a foton irányába mutatna, azaz **ellentmondáshoz** jutottunk egy**

természeti törvénnyel szemben. Ezért van szükség második fotonra is.

Idealizált esetben kétfotonos annihilációnál a 2 foton pontosan ellentétesen, egymással 180° -os szöget bezárva sugárzódik ki, és energiájuk egyenként 511 keV , impulzusuk is egyenlő nagyságú, de ellentétes irányú (így összegük egyenlő a kezdeti zérus értékkel).

Nem idealizált esetben tetszőleges, de relatívan kicsi sebességű elektron-pozitron pár annihilálódik. Ekkor szintén teljesülnek a keletkező fotonok számára vonatkozó előbbiek (hiszen csak egyenletesen mozgó koordináta-rendszerbe térünk át az álló helyett, a keletkező fotonok száma pedig Galilei-transzformációra³ invariáns).

Megjegyzés: A most leírtak alapvetően **vákuum esetén** érvényesek, de **közéltőleg anyagokban is** teljesülnek. Ekkor viszont az impulzusmegmaradás úgy is érvényes marad, ha nem egy második foton szóródik az első mellett, hanem egy közelben elhelyezkedő atommag viszi el arányosan a végső impulzus ellentétes irányú komponensét. **Az ekkori ritka esetben megvalósulhat 1 fotonos annihiláció.**

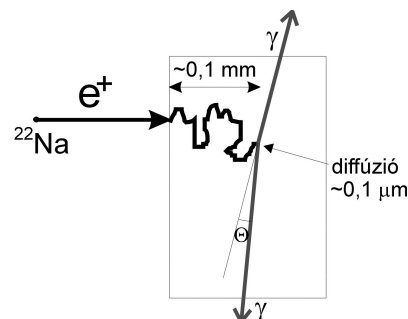
Előfordulhat **3 fotonos** annihiláció is.

A legvalószínűbb a 2 fotonos annihiláció.

További megjegyzés: Mivel nem létezik szabad álló elektron, ezért a valóságban nem álló, hanem az atomban nagy sebességgel mozgó elektronnal megy végbe az annihiláció. Emiatt az elektron-pozitron rendszer kezdeti impulzusának értéke zérus helyett kis szám. **Így az annihiláció után szóródó 2 foton a legtöbb esetben nem pontosan 180° -os szöget zár be egymással.** De tudjuk azt, hogy ez a θ szögeltérés csak $1-2$ milliradiános, ami **elhanyagolható.** Az eltérés szögét, ha akarnánk, sem tudnánk mi meghatározni, mert ahhoz nagy távolságra (több m-re) kéne lennie a detektoroknak, amihez nagyon nagy aktivitású sugárforrás is szükséges. A θ szög arról hordoz adatot, hogy milyen az elektron-sebességeloszlás a mintában, mely a modern **szilárdtestfizikai vizsgálati módszereknél,** pozitronemissziós részecskekövetésnél kap jelentőséget.[7] Anyagvizsgálat során főként ^{22}Na , ^{58}Co és ^{64}Cu izotópot alkalmaznak, ezek β^+ -bomló izotópok.

A 2 szóródó foton szöge **akkor lesz ténylegesen egzaktul 180° , ha az elektron kezdeti impulzusa éppen a később kisugárzott fotonok egyenesébe esik** (a fotonok energiája ekkor is kissé eltér az elméleti 511 keV -től, mi az energiakülönbséget sem tudjuk mérni, ez szintén a szilárdtestfizikában kap szerepet).

Az **annihiláció folyamatának szemléltetése** a 4. ábrán szerepel.



4. ábra: Az annihiláció folyamatának szemléltetése [8]

3 Egyenes vonalú egyenletesen mozgó koordináta-rendszerek közti áttérés (beleértve azt, amikor állóból térünk át egyenletesen mozgó koordináta-rendszerbe).

Az annihiláció folyamatának leírása (a 4. ábra magyarázata):

- 1.) A sugárforrás a ^{22}Na izotóp. A PET mérés bemutatásakor – a diagnosztikai eljárásoktól különbözően – ^{22}Na -t használunk. Ez is pozitronbomló, de a felezési ideje nagyobb, mint 2,6 év.
- 2.) A forrásból pozitronok lépnek ki.
- 3.) A pozitronok a téglalappal jelölt anyagba lépve már nem úgy mozognak, mintha vákuumban haladnának, lelassulnak. És lassulva még kb. 0,1 m utat tesznek meg diffúzióval.
- 4.) Ez után egy-egy elektronnal „találkoznak”, és bekövetkezik az annihiláció.

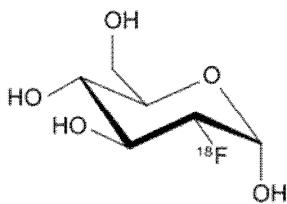
Annihiláció alatt nagymértékű energia szabadulhat fel. Nagy elektronsűrűségű anyag esetében nagy lesz az annihiláció valószínűsége és nagy lesz az intenzitása a kibocsátott gamma-sugárzásnak is.

A természetben többnyire anyag, nem pedig antianyag van, emiatt nem figyelhetünk meg látványos, nagy mennyiségű és energiájú gamma-sugárzást, mely az annihilációkból eredne. „Az, hogy miért van szinte kizárólag anyag (és nem antianyag) a környezetünkben, a Világegyetem születése (Ősrobbanás) utáni anyag-antianyag aszimmetria következménye, melynek oka a modern részecskefizika egyik legfontosabb megválaszolatlan kérdése.” [4]

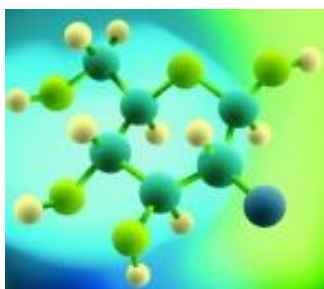
Rövid idő elteltével akkor is anyag lenne csak a Földön, ha előtte jelentős mennyiségű antianyag is megtalálható lett volna, mivel utóbbi az anyaggal érintkezve gyorsan megsemmisülne.

A pozitront emittáló izotóp beépítése biológiailag aktív molekulába

Az izotópot be kell ágyazni (radioizotóp-laboratóriumokban különféle kémiai reakciók sorozatával csatolni) valamiféle biológiailag aktív molekulába (cukor, víz, vagy ammónia), hogy az a véráramba, s így idővel a vizsgálandó területre kerülve feldúsuljon. Leggyakrabban (90%-ban) $\text{C}_6\text{H}_{11}\text{FO}_5$ (fluoro dezoxi glükóz: FDG, 2-deoxy-2-(^{18}F)fluoro-D-glucose) molekulát alkalmaznak. Ez a glükózmolekulától abban tér el, hogy a 6. oxigénatom helyett ^{18}F radioaktív izotópot tartalmaz (5. és 6. ábra).



5. ábra: Az FDG-molekula [8]

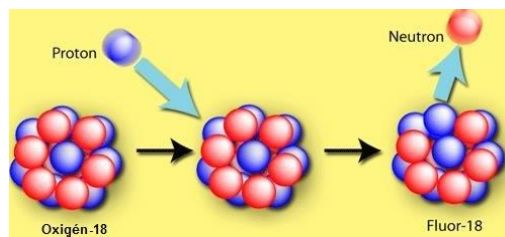


6. ábra: Az FDG-molekula térbeli ábrája [9]

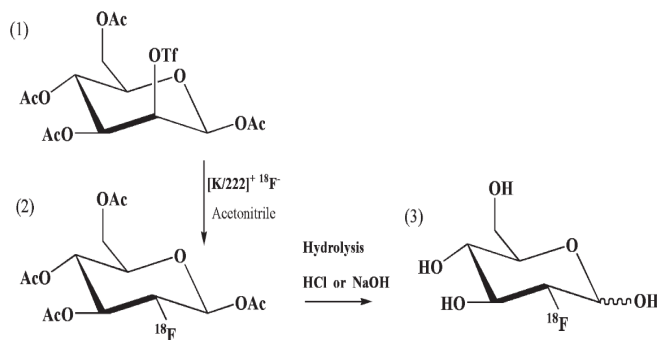
A módosított cukor minden fokozott cukorfelvételt mutató (fokozott glukotikus aktivitású/ glükóz-metabolizmusú) sejtbe bekerülhet, s ott időzhet a fluor atommag elbomlásáig; ezek a sejtek kiváltképp az agy-, a szív-, a máj-, és a legtöbb **tumorsejt**, valamint a granulociták és limfociták.

A ^{18}F ciklotronok (kis energiájú részecskegyorsítók) magreakcióiban mesterségesen előállított radioaktív izotóp *110 perc felezési idővel*.

Az előállítás reakcióegyenlete: $^{18}\text{O} + p \rightarrow ^{18}\text{F} + n$. A folyamat során ^{18}O atommagokkal dúsított vizet (H_2O) bombáznak protonokkal, majd a reakció végtermékeként keletkező radioaktív izotópot összegyűjtik a csatoláshoz (7. és 8. ábra).



7. ábra: Az FDG előállítási folyamata szemléletesen



8. ábra: Az FDG előállítási folyamata szerkezeti képpel ábrázolva [11]

A K_{222} egy komplex molekula, képlete: $\text{OTf} = \text{OSO}_2\text{CF}_3$ (Tf: trifil-csoport, teljes nevén trifluorometánszulfonil-csoport, amely szulfonokban lévő funkciós csoportra vagy szubsztituensre utal).

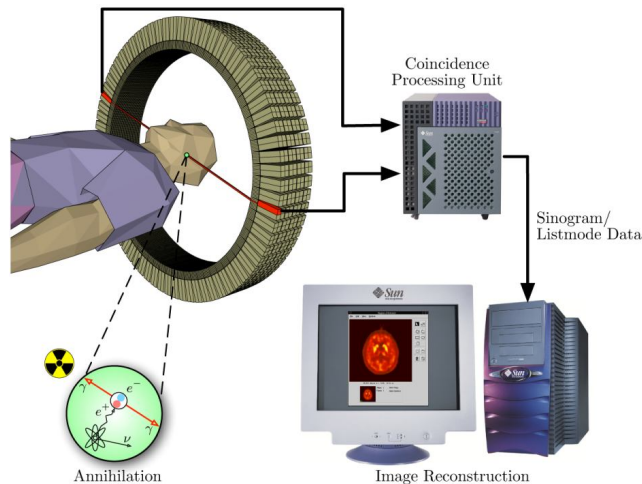
A rövid felezési idő miatt a fent ismertetett módon előállított izotópot nagyon gyorsan továbbítani kell a PET-et alkalmazó egészségügyi intézménybe; ez sokszor nehézkes lehet, ezért már ciklotronnal és miniatűr izotóp-laboratóriummal együtt telepítik a fejlett PET szerkezeteket.

Az FDG szintézisét először *Tatsuo Ido* fedezte fel a Brookhaven National Laboratory-ban az 1970-es években. „Az anyagot először *Abass Alavi* vezetésével alkalmazták két önkéntesen a Pennsylvania Egyetemen 1976 augusztusában. Ekkor még közönséges (nem-PET) nukleáris szkennel segítségével mutatták ki a vegyület magas agyi koncentrációját, de a későbbiek folyamán a fluoro-deoxiglükózt alkalmazták a modern eljárásban is. A PET technika azóta is fejlődik, a *Dr. Townsend* és *Dr. Nutt* által megalkotott PET/CT szkennert a *Time Magazin* a 2000. év orvosi találmányának nevezte.” [2]

A PET vizsgálat menete

A vizsgálat (9. ábra) első lépéseként pozitronokat emittáló rövid felezési idejű mesterségesen előállított (a rövid felezési idő miatt nem is lehetne megtalálható a természetben), felnőtteknél 200-400 MBq aktivitású radioaktív izotópot

tartalmazó biológiailag aktív molekulát juttatnak a beteg szervezetébe.



9. ábra: PET vizsgálat [2]

A vizsgálat **második lépéseként** megfelelő idővel (kb. 1 óra) az izotóp bejuttatását követően a beteget a PET berendezésbe helyezik. Itt következik be a **pozitronok annihilációjának detektálása**. Tömören ismertetve a korábban szereplők szerint (3. oldal): a pozitronok 1 mm-nél rövidebb út megtétele után a testszövetekben, sejtekben lévő elektronokkal „találkoznak”, s így 2 egymással majdnem pontosan 180°-os szöget bezáró 511 keV energiájú foton keletkezik. A létrejövő fotonok nagy valószínűséggel tudnak energiavesztés nélkül haladni a testszövetekben, s eljutni a páciens körülvevő detektorba. Detektorként szcintillációs detektort vagy fotodiódát alkalmaznak. A kezdeti PET-ek egy detektor-gyűrűből álltak, a korszerű gépek azonban már sok gyűrűből összetett hengerek.

Megjegyzendő, hogy a PET használatában problematikus pont, hogy alkalmazása sokkal drágább egy hagyományos CT-nél vagy MRI-nél, emiatt elérhetőségét a hozzá kötődő technika árának leszorítása határozza meg.

A vizsgálat **harmadik lépése** a PET felvételek diagnosztikai kiértékelése, melynek alapja a ^{18}F -FDG metabolizmusa. A cukor analóg ^{18}F -FDG a normális glükóz felvételi és

lebomlási folyamat első szakaszában az élő sejtekbe jut. A jó nyomjelző-háttér arány az ez-utáni várakozási időben fog kialakulni. És a nyomjelző a vesén keresztül fog kiürülni a szervezetből (mert az a glükózzal ellentétben ezt nem képes reabszorbeálni). Az FDG tumorba történő felvétele függ a tumor növekedésétől és életképességétől.

Egy skálán 1 és 5 közötti értékre osztják be a dúsulások intenzitását a mediasztinális vértartalom (MBP) és a máj aktivitásához viszonyítva, ahol a 4-5 szintű esetek jelentik a beteg sejtek jelenlétét:

- 1.) Nincs fokozott FDG felvétel
- 2.) Az FDG felvétel a MBP aktivitásával egyenlő vagy kisebb
- 3.) Az FDG felvétel a MBP aktivitását meghaladja, de a májét nem
- 4.) Az FDG felvétel a májaktivitást meghaladja
- 5.) Az FDG felvétel a májaktivitást jelentősen meghaladja és/vagy új lézió jelenik meg [12]

Az FDG használata azért is előnyös, mert a készítmény használata nem jár semmilyen mellékhatással a radioaktív izotóp által leadott sugárdózison kívül. A jelzett anyagra is csak sokkal a farmakológiai hatást kiváltó koncentráció alatt, csekély mértékben van szükség, mivel a radioaktív nyomjelző molekula rendelkezésre áll hordozómentes formában. Emellett érvényesek a PET vizsgálatra igaz előnyök, azaz manuális beavatkozás nélkül történik a diagnózis, megfelelően elkészített algoritmus alapján programozható logikai vezérlő irányítja a folyamatot.

„Jelenleg kellő mennyiségű bizonyíték áll rendelkezésre ahhoz, hogy az ^{18}F -FDG-PET alkalmazása egyre szélesebb körűvé váljon a malignitásra gyanús betegek diagnosztikai vizsgálatában, a daganat stádium beosztásában és a kezelés monitorozásában.” [13] Neurológiai diagnosztikában használatos a ^{15}O izotóp is a ^{18}F helyett.

Az elektron-positron annihiláció jelentős megnyilvánulását jól demonstráló mérőkísérlet a PET-mackós laboratóriumi gyakorlat, melyben ^{22}Na izotópot alkalmaztunk. A későbbiekben ennek elvi alapjaival és mérési jegyzőkönyv alapján történő feldolgozásával foglalkozunk.

Irodalomjegyzék

- [1] 2009 Doc Morris Public lecture - <http://www.physics.sdsu.edu/docmorris/2009/phelps.html>
- [2] Wikipédia: Pozitronemissziós tomográfia - http://hu.wikipedia.org/wiki/Pozitronemisszi%C3%B3s_tomogr%C3%A1fia
- [3] Pozitronannihilációs spektroszkópia - http://www.chem.elte.hu/departments/magkem/hun/oktatas/magkemlab/leirasok_pdf/PAS-MagkemBSc_BW.pdf
- [4] Pávó Gyula, Veres Gábor: PET-Pozitron annihiláció vizsgálata, Modern Fizika Labor, mérésleírás - <http://wigner.elte.hu/koltai/labor/parts/21pet.pdf>
- [5] Photos of Dirac, Paul - <http://quotationsbook.com/assets/shared/img/2051/Dirac.jpg>
- [6] Wikipédia: Carl D. Anderson - http://sv.wikipedia.org/wiki/Carl_D._Anderson
- [7] University of Birmingham Nuclear Physics Research Group: Positron Emission Particle Tracking - <http://www.np.ph.bham.ac.uk/pic/pept>
- [8] Wikipedia: Fludeoxyglucose (18F) - http://en.wikipedia.org/wiki/File:Fludeoxyglucose_18-F_skeletal.svg
- [9] PET.hu: Az alkalmazott radiofarmakonról - http://www.pet.hu/magyar/felso_menu/orvosoknak/pet/ct/az_alkalmazott_radiofarmakonrol.html
- [10] Tudományos és Könyvelvi Szavak Magyar Értelmező Szótára: interleukin (IL) - <http://meszotar.hu/keres-interleukin>
- [11] Production & Synthesis of Radionuclides - <https://wiki.engr.illinois.edu/pages/viewpage.action?pageId=49744271>
- [12] Dr. Györke Tamás: Az FDG PET vizsgálat malignus betegségekben, különös tekintettel prognosztikai szerepére lymphomák esetén) http://phd.sote.hu/mwp/phd_live/vedes/export/gyorketamas.m.pdf
- [13] ^{18}F -FDG-PET tumor leképzés – módszertani útmutató, Fordította: Galuska László és Varga József http://www.nmc.dote.hu/nmszk/NMSZK_modszertan/3_7_FDG_PET_tu.pdf