

A HAZAI PET-CT KÖZPONTOK SUGÁRVÉDELMEK ÁTTEKINTÉSE, TOVÁBBI FEJLESZTÉSI JAVASLATOK KIDOLGOZÁSA

Sarkadi Margit*, Vincze Árpád
Országos Atomenergia Hivatal, Budapest
*SarkadiM@haea.gov.hu

A kézirat beérkezett: 2018.10.16.
Közlésre elfogadva: 2018.11.18.

Overview of the Radiation Protection of the Human Pet-Ct Centers, Development Proposals. In this paper an overview is given of the present practice of radiation protection design of Hungarian PET-CT Centers taking into account patient pathways, the design and size of the premises, and the results of the regulatory on-site measurements made during authorization procedures and inspections. With regards to the optimization of the radiation protection, the most determining parameters are the type of equipment, the amount of injected radiopharmacy, the administration technique, the used device, and consequently the relationship between the protocol and the patient number. For the case of ^{18}F -FDG applications, typical dose design targets, dose constraints and measurable doses for good practices are presented. In addition, suggestions are also given for further optimizing the public doses.

Keywords: PET-CT, optimization of radiation protection, ^{18}F -FDG, dose design targets, dose constraints

A cikkünk áttekinti a magyarországi PET-CT Központok sugárvédelmi kialakításának jelenlegi gyakorlatát, figyelembe véve a beteg útját, a helyiségek kialakítását és méretét, valamint az engedélyezési eljárások és ellenőrzések során végzett hatósági mérések eredményeit. A sugárvédelem optimalálása szempontjából lényeges a berendezések típusa, az alkalmazott radiofarmakon mennyisége, a beadási technikája, az injektló eszköz típusa, valamint a vizsgálati protokoll és a betegszám közötti összefüggés. A cikkben bemutatjuk az ^{18}F -FDG alkalmazások esetén a jó gyakorlatnak megfelelő, a foglalkozási sugárterhelés szempontjából meghatározó munkaszakaszokra vonatkozó tervezési dózisz célok, dózismegszorítások és a mérhető dózisterhelések tipikus értékeit. A lakossági sugárterhelés további optimalálási lehetőségeire is javaslatot teszünk.

Kulcsszavak: PET-CT, sugárvédelem, optimalálás, ^{18}F -FDG, tervezési dóziscél, dózismegszorítás

BEVEZETÉS

A magyarországi hibrid képalkotás területén vezető szerepet töltenek be a PET-CT berendezések. Igen elterjedtek úgy a magán, mint az állami egészségügy területén. Hazánkban az 1. táblázatban felsorolt tíz PET-CT központban 11 berendezéssel végzik a vizsgálatokat, amelyek közül négy GE, négy Mediso, egy Philips és kettő Siemens gyártmányú.

1. táblázat. Jelenleg működő hazai PET-CT központok

Affidea Diagnosztika Kft., Szeged	Pozitron Diagnosztikai Kft., Budapest
Bács-Kiskun megyei Kórház, NMO	ScanoMed Kft., Budapest
Békés megyei KK Pándy Kálmán Tagkórház	ScanoMed Kft. Debrecen
Medicopus Nonprofit Kft., Kaposvár	Semmelweis Egyetem ÁOK NMT
Pécsi Tudományegyetem KK NMI	Szegedi Tudományegyetem KK NMI

Az egyes központokban lehetőség van a Nemzeti Egészségbiztosítási Alapkezelő (NEAK) által finanszírozott és a fizetős vizsgálatok végzésére is. A 2017. évben 30 000 NEAK által fizetett PET-CT vizsgálat elvégzésére volt lehetőség hazánkban.

Munkánk célja az volt, hogy az OAH hatósági felügyelete során szerzett engedélyezési tapasztalatok, valamint a műszeres méréseket is magába foglaló helyszíni ellenőrzések eredményei alapján áttekintsük a hazai PET-CT központok sugárvédelmének helyzetét, rámutassunk a legjobb gyakorlatokra és fejlesztési lehetőségeket fogalmazzunk meg a lakossági és a foglalkozási sugárterhelések további optimalálása céljából.

A PET VIZSGÁLATOK CÉLJA

A PET-CT vizsgálatban két módszert egyesítenek: a PET és a CT technikát. Ezeket egy időben, egymás után alkalmazva lehetővé válik az élő szervezetben a normális és a kóros működési állapotok megjelenítése és a CT segítségével azok pontos térbeli ábrázolása is. A PET vizsgálat sajátossága, hogy nem az anatómiai viszonyokat, hanem a szervek működésbeli sajátosságait (pl. vérkeringés, anyagcsere stb.) ábrázolja. A különböző betegségek mindig először a megbetegedett szerv működésében okoznak elváltozást, és ezt csak később kíséri a méretbeli és szerkezetbeli elváltozás. Ily módon a PET vizsgálat már nagyon korán képes jelezni a daganatos elváltozást. A PET-CT vizsgálatot hazánkban leginkább három orvosi területen alkalmazzák: az onkológiában, az ideg- és elmegyógyászatban és a kardiológiában. A rosszindulatú betegségek felismerésére végzett vizsgálatok legalább 50 százalékát teszik ki az összes PET-CT vizsgálatoknak. A módszer nagy előnye, hogy egyetlen vizsgáló eljárás keretében megállapítható a betegség súlyossága és stádiuma, ami megszabhatja a további kezelés irányát.

Tipikus alkalmazási célok:

- I. Onkológiai indikációk: 1. Rák korai felismerése vagy kizárása, kiterjedtségének vizsgálata, áttétek kimutatása (stádium besorolás). 2. Jóindulatú és rosszindulatú daganat elkülönítése. 3. Terápia hatásának vizsgálata – interim PET-CT. 4. Maradvány elváltozások értékelése (élő vagy elhalt tumor?). 5. Stádium besorolás újraértékelése. 6. Besugárzás tervezés.
- II. Neurológiai indikációk: 1. Epilepsziás góc azonosítása (elsősorban gyógyszerrel nem kezelhető epilepsziás beteg esetében az agysebészeti beavatkozás előtti kivizsgálás részeként).
- III. Kardiológiai indikáció: Szívizom életképességének vizsgálata infarktust követően (NEAK által nem finanszírozott indikáció).

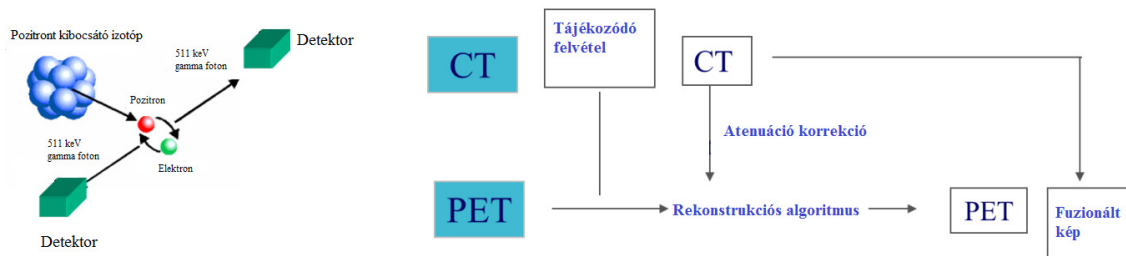
MULTIMODALITÁSÚ BERENDEZÉSEK A NUKLEÁRIS MEDICINÁBAN (SPECT-CT ÉS PET-CT)

A multimodalitású berendezések a nukleáris medicinában alkalmazott diagnosztikai eszközök (SPECT, PET) CT-vel kiegészített változatai. A hibrid berendezések nagy előnye, hogy a molekuláris biológiai adatokat anatómiai, strukturális információval kapcsolja össze, tehát a funkcionális elváltozás pontos anatómiai lokalizációjának valamint az elváltozás etiológiájának meghatározására alkalmas képalkotó módszer. A SPECT-CT és a PET-CT képalkotás során az emissziós és a transzmissziós képalkotás elvét térben egyszerre alkalmazzuk.

A PET vizsgálatok elve

A pozitron emissziós tomográfia működésének lényege, hogy pozitront sugárzó izotópokkal jelölt molekulák segítségével képes a szervezet biokémiai folyamatait ábrázolni.

A PET kamerák működése az annihiláción és a két keletkező gamma-foton koincidenzában való detektálásán alapszik. A PET-CT egy vizsgálaton belül végzi el a PET és CT képalkotást, amely nem csak egy fuzionált végeredményképet jelent, hanem a CT az alapja a szkennelés megtervezésének, illetve alapvető fontossága van a gyengítés és a Compton-szórás korrekcióban a PET kép rekonstrukciója során (1. ábra).



1. ábra. Az annihilációs fotonok detektálása

a PET-CT működés stilizált elve

A SPECT vizsgálatok elve

A SPECT (single photon emission computed tomography), vizsgálat során számítógépes metszeti képalkotás üzemmódban keresztmetszeti síkok radioizotóp-eloszlását állítjuk elő. A szervezetbe kerülő és ott megoszló radioizotópokból származó gamma-fotonokat képezi le keresztmetszeti képek formájában. A standard keresztmetszeti 2D rekonstrukcióhoz a leképezések során a 0–180° vagy a 0–360° között gyűjtött 64–128 darab projekció szolgáltat információt. A SPECT berendezésekben általában több (2–3) kollimált szcintillációs kamera helyezkedik el, mely a páciens vizsgálandó testrésze körül körbefordul, a fentieknek megfelelően 64–128 lépésben. A detektált adatokból a keresztmetszeti képek két módszerrel rekonstruálhatók. Ritkábban a CT-hez hasonló szűrt visszavetítés algoritmus segítségével, és gyakrabban a kisebb képzajt biztosító ún. iteratív rekonstrukció módszerével.

PET RADIONUKLIDOK SUGÁRFIZIKAI ADATAI

Fontosabb PET radionuklidok és előállításuk

A PET vizsgálatok során felhasznált radionuklidokat erre a célra kifejlesztett, helyben történő gyártásra is alkalmas, ún. orvosi ciklotronokkal állítják elő. A fejlesztések ma már izotóp generátorral előállítható radionuklidok alkalmazását is lehetővé teszik. A radioizotópok fajtáját, az orvosi ciklotronban végbemenő „termelő” magreakciót, a besugárzási időt és a targetek aktivitás hozamát, valamint az izotóp generátorral előállítható legfontosabb radionuklidot az alábbi táblázat foglalja össze.

2. táblázat: A PET radionuklidok legfontosabb fizikai és kémiai tulajdonságai

Radioizotóp	Felezési idő	Magreakció	Besugárzási idő	A termék formája	
				kémiai	fizikai
^{15}O	2,05 perc	$^{15}\text{N}(p,n)^{15}\text{O}$	10 perc folyamatos	$^{15}\text{O}_2$	gáz
^{11}C	20,4 perc	$^{14}\text{N}(p,\alpha)^{11}\text{C}$	50 perc	$^{11}\text{CO}_2 / ^{11}\text{CO}$	gáz
^{13}N	9,96 perc	$^{16}\text{O}(p,\alpha)^{13}\text{N}$	10 perc	$^{13}\text{NH}_4^+$	folyadék

Radioizotóp	Felezési idő	Magreakció	Besugárzási idő	A termék formája	
				kémiai	fizikai
^{18}F	109,8 perc	$^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$	30–180 perc (dual)	$^{18}\text{F}^-$	folyadék
^{68}Ga	68,3 perc	$^{68}\text{Zn}(\text{p},\text{n})^{68}\text{Ga}$	60 perc	^{68}Ga -klorid vizes oldat	folyadék
^{68}Ga (izotóp generátor)	68,3 perc	$^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ -generátor	n/a	^{68}Ga -klorid vizes oldat	folyadék

A rövid felezési idők miatt a ciklotronban előállítható radionuklidok közül egyedül a ^{18}F -al jelzett radiofarmakon szállítható. Hazánkban három PET-CT centrumban termelik a PET radionuklidokat saját orvosi ciklotronnal. Az első négy radionuklid ciklotronban, a ^{68}Ga radionuklid ciklotronban, valamint izotópgenerátorral állítható elő.

PET radionuklidok fizikai tulajdonságai

PET radionuklidok túlnyomó részben béta pozitív (pozitron) bomlással stabilizálódnak, amelynek során pozitronokat és neutrínókat bocsátanak ki. Élő szövetben a pozitronok a kilépési energia függvényében a kibocsátó atommag mm-es nagyságrendű környezetében lefékeződnek, majd a lefékeződés során egy elektronnal kölcsönhatva létrehozzák a pozitroniumot. A keletkezett pozitronium rövid életű (<1ns), hamar elbomlik, tömege szétsugárzódik, legnagyobb valószínűséggel két, ellenkező irányban haladó, 511 keV energiájú foton keletkezik. Egyes PET radionuklidok esetében a béta pozitív bomlással kismértékben az elektron befogás (K befogás) is konkurál.

Mivel a pozitron bomlással konkuráló K-befogás maximum 10% körüli arányt érhet el, a különböző fajtájú PET radioizotópok dózisállandója 10%-on belüli bizonytalansággal állandó. Az 1 GBq aktivitású pontszerű sugárforrástól 1 méterre a levegőben elnyelt dózisteljesítmény 150 $\mu\text{Sv/h}$ körül van.

Mivel a különböző fajtájú PET radioizotópok bomlásakor keletkező megsemmisülési gamma-sugárzás energiája minden radionuklid esetében azonos (511 keV), a PET radioizotópok intenzív annihilációs gamma-sugárzásának sugárvédelmi árnyékolására azonos minőségű és vastagságú anyagok használhatóak. Egyes PET radioizotópok esetén más további gamma-sugárzás is keletkezhet, azonban ennek intenzitása az annihilációs gamma-sugárzáshoz képest elhanyagolható (pl. ^{68}Ga , 1077 keV – 3%).

A PET vizsgálatnál alkalmazott radioaktív gyógyszerek (radiofarmakonok)

A PET radiofarmakonok előállítása orvosi ciklotronban nukleáris reakcióval végzett radioizotóp termelésből, kémiai szintézissel végzett radiofarmakon gyártásból, kémiai, mikrobiológiai tisztításból, gyógyszerformulázásból, minőségellenőrzésből és dozírozási lépésekből tevődik össze. A felsorolt tevékenységek végzésekor egyszerre kell teljesülniük a sugárvédelmi és a gyógyszergyártási követelményeknek.

A PET vizsgálatok túlnyomó többségét a kereskedelmi forgalomban elérhető radiofarmakonnal, a ^{18}F radioizotóppal jelzett szőlőcukorral {Fluoro-Dezoxi-Glükóz (FDG)} végzik. A jelző ^{18}F 110 perc felezési idővel stabil oxigénné (^{18}O) bomlik, miközben 634 keV maximális energiával jellemezhető pozitron sugárzást bocsát ki.

A PET-CT KÖZPONTOK SUGÁRVÉDELME KIALAKÍTÁSÁNAK SZEMPONTJAI

A sugárvédelem kialakítása során az alábbi munkafolyamatok biztonsági értékelését kell elvégezni.

A radiofarmakon előkészítése

A radiofarmakon árnyékolt szállító tartóban, ledugaszolt üvegcsében érkezik a PET-CT központokba. A beérkezett radiofarmakon beadásra történő előkészítését, majd beadását ma már automata berendezések végzik. Engedélyezhető manuális módszerek alkalmazása is, de csak átmeneti ideig és meghatározott betegforgalomig. A manapság preferált legkorszerűbb berendezések a radiofarmakon osztásának, kalibrálásának, beadásának funkcióit egy automata berendezésben integrálják. Az automata berendezéseknek köszönhetően az erősen sugárzó radiofarmakon egészen a beadásig megfelelő árnyékolás mögött marad.

A radiofarmakon beadása, a vizsgálat menete

A páciensek intravénásan kapják meg a radiofarmakont, melynek aktivitása tipikusan 200-400 MBq között van, a pontos érték a páciens testtömegétől függ. A vizsgálathoz szükséges radiofarmakon optimális mennyiségét elviekben úgy kell megállapítani, hogy a lehető legtöbb képi információ kinyerése mellett a páciens orvosi sugárterhelése minél kisebb legyen. Ebből következik, hogy a beadott PET radiofarmakon aktivitását a gyakorlatban a páciens tömege és a PET-CT berendezés típusa függvényében határozzák meg. A mai gyakorlatban felnőtt páciensek esetén a testtömeg igény pl. ^{18}F FDG esetén 3,7 MBq/kg (gyermekesek esetén ez az érték: 2–2,5 MBq/kg). A beadás során foglalkozási sugárterhelés szempontjából a kéz a leginkább exponált testrész.

Az izotóp beadását követően 50–60 perc várakozási/beépülési idő következik. Ekkor a vizsgálatra váró személynek az aktív váró egyik ingerszegény fülkájében kell pihennie. Tekintettel az aktív páciensek intenzív sugárzási terére, a PET aktív váró minden esetben egyszemélyes árnyékolt fülke vagy várószoba. A vizsgálat megkezdése előtt az aktív WC használata kötelező, mert a magas hólyagaktivitás rontja a medence megítélhetőségét.

A vizsgálat teljes test CT felvétel készítésével kezdődik. A felvételen a vizsgálatot végző radiográfus bejelöli a vizsgálandó régiót, ami lehet a koponya vagy a teljes test (nyak-mellkas-has-medence-femurok proximális harmada) vagy egésztest vizsgálat (koponyatetőtől a lábujjig). Ezután elkészül az alacsony dózisu CT felvétel a kijelölt régióról, majd a PET detektor-gyűrűn átmozgó ágyon fekvő aktív betegről elkészül a PET felvétel.

A kombinált PET és CT vizsgálat tipikus időtartama 20–30 perc. A korszerűbb PET detektorokkal felszerelt berendezésekkel a vizsgálati idő jelentősen lerövidül, és egyben a képalkotáshoz szükséges, beadandó radiofarmakon aktivitás is csökkenthető.

A jelenleg legjobb képalkotó lehetőséget biztosító technika alkalmazásával (GE Discovery MI digitális PET-CT) a vizsgálati időket és a beadott radiofarmakon mennyiséget is akár felére lehet csökkenteni a fenti átlagos értékekhez képest.

AZ ALKALMAZOTT RADIOFARMAGON SUGÁRZÁSI TERÉNEK ÉS DÓZISTELJESÍTMÉNYÉNEK SZÁMÍTÁSA

A sugárvédelem optimalása, tervezési dóziscél és dózismegszorítás

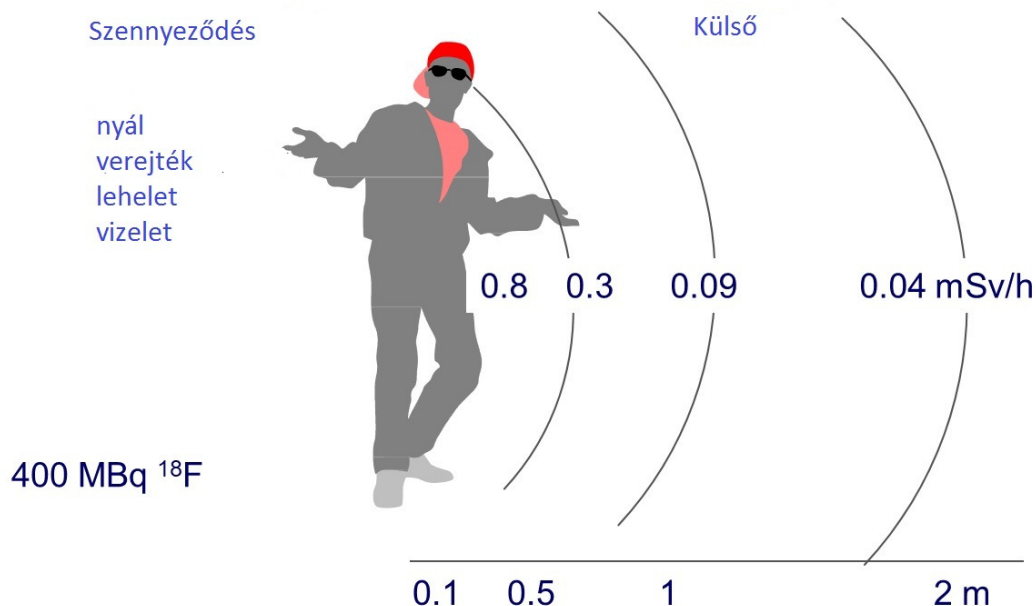
A sugárvédelmi tervezés kiinduló értéke az adott sugárforrás működtetéséből származó, a sugárveszélyes munkavállalókra (foglalkozási sugárterhelés) vagy a lakosság tagjaira vonatkozó személyi dózisos tervezett felső határa (tervezési dóziscél), amelynek értéke

egyben azonos a dózismegszorítással az egyes kritikus munkafolyamatok vagy tevékenységek tekintetében.

Az OAH útmutatása szerint a tervezési dóziscél általános értéke, foglalkozási kategóriára az effektív dóziskorlát 1/10-ed része, a lakosság tagjaira az effektív dóziskorlát 3/10 része. A hazai gyakorlatban ennek időarányos részére, a heti dózistra történik a tervezés. Ennek megfelelően az általánosan használható tervezési dóziscél a foglalkozási kategóriára $40 \mu\text{Sv/hét}$, a lakossági kategóriára $6 \mu\text{Sv/hét}$ effektív dózis.

Megfelelő árnyékolás tervezése

A beadásra történő előkészítés rövid ideig tartó néhány műveletét leszámítva, automata berendezések használata esetén a sugárzó anyag egészen a beadásig árnyékolás mögött marad. Injektálás után a páciens az izotópdiaosztika legnagyobb intenzitású árnyékolatlan külső gamma-sugárforrásává válik. A páciensek sugárzási terében mérhető dózisteljesítmény tipikus értékeit a 2. ábra szemlélteti.



2. ábra. $400 \text{ MBq } ^{18}\text{F-FDG}$ -vel injektált páciens sugárzási tere közvetlenül beadás után [1]

Az aktív páciensek sugárzása terheli a személyzetet, a külső környezetet és a lakosság tagjait, zavarhatja a PET képalkotást és az aktív páciensek egymást is kölcsönösen besugározzák, amely szintén lakossági dózisterhelésnek számít. Emiatt mindazoknak a helyiségeknek a falait, amelyekben az aktív betegek legalább 10–15 percig tartózkodnak, (aktív várók, vizsgáló, beadó), a környezet (és a személyzet) felé hatékony sugárvédelmi árnyékolással kell megtervezni.

Tekintettel arra, hogy a hatékony árnyékoláshoz vastag gyengítő rétegekre van szükség, az olcsóbb és műszakilag egyszerűbben beépíthető beton az ólomhoz képest elsőbbséget élvez. A PET izotópok gamma-sugárzásának árnyékolására általában elegendő 15 cm vastag betonfalat építeni. Az így biztosított közelítőleg tizedelő rétegvastagság a sugárzás 90%-át elnyeli, amivel a védelem megfelelő szintje általában elérhető. Ezzel egyenértékű árnyékolást kb. 16 mm vastag ólommal vagy ólom-egyenértékű ólomveggel lehetne biztosítani, emiatt az ajtók, nyílászárók, a PET-CT vezérlő áttekintő ablakának PET sugárzás elleni árnyékolásáról

le kell mondani, mivel a lehetséges dóziscsökkentéshez képest a költségek aránytalanul magasak, a motoros mozgatású, nehéz ajtók kezelése szintén aránytalanul nehéz lenne.

A CT berendezés szórt röntgen sugárzási tere nagyságrenddel intenzívebb, mint az aktív páciensek sugárzási tere, ugyanakkor a röntgensugárzás jóval kisebb energiájú, mint a páciens saját gamma-sugárzása. A röntgensugárzás ellen a vizsgáló határoló szerkezeteinek az orvosi röntgen sugárvédelem MSZ 824:2017 szabványa szerinti megfelelő méretezésével viszonylag könnyen és eredményesen lehet védekezni.

A fentiek alapján tehát a gyakorlatban a PET-CT vizsgálók sugárvédelmének az optimalása a következő: a falakat a páciens sugárzási terére méretezzük: 15–20 cm beton [3], az áttekintő ablak 1,5–2,1 mm ólom-egyenértékű, az ajtók 1,5 mm Pb árnyékolása pedig röntgensugárzás ellen méretezett. [9].

Az 511 keV-os fotonok árnyékolására alkalmazott anyagok árnyékoló rétegvastagságai eltérnek a nukleáris medicinában alkalmazott egyéb radionuklidok esetében megszokottól. Az ajánlott rétegvastagságok értékeit a 3. táblázatban mutatjuk be.

3. táblázat: Egyes anyagok 511 keV-os gamma-sugárzásra vonatkozó árnyékoló rétegvastagságai

Árnyékoló anyag	Ólom (mm)	Beton (cm)	Vas (cm)
Felező rétegvastagság (HVL)	6	5	2,7
Tizedelő rétegvastagság (TVL)	17	16	6,4

A hagyományos nukleáris medicinában igen elterjedt ^{99m}Tc esetén a fotonenergia lényegesen kisebb (140 keV), így az árnyékoló képességre vonatkozó értékek ólom esetében pl. a következők: felező rétegvastagság (HVL) kb. 0,3 mm, tizedelő rétegvastagság (TVL) kb. 1,0 mm [11]. Az alábbiakban bemutatjuk a hagyományos nukleáris medicinai és a PET-CT alkalmazások során alkalmazott sugárvédelmi szempontok közötti legfőbb különbséget a ^{18}F -FDG példáján keresztül.

A ^{18}F -FDG SUGÁRVÉDELME, KÜLÖNBSÉGEK A HAGYOMÁNYOS NUKLEÁRIS MEDICINÁHOZ KÉPEST

A hagyományos nukleáris medicina vizsgálatokon (SPECT, SPECT-CT) résztvevő páciensek és a PET-CT páciensei térben és időben szétválasztandóak, külön kiszolgáló helységeket kell biztosítani a részükre. Ezt egyrészt azzal lehet magyarázni, hogy a PET páciensek terét árnyékoló anyag tizedelő rétegvastagsága kb. 15-ször nagyobb, mint a hagyományos nukleáris medicina páciensei leárnyékolására szükséges anyagvastagságé. Másrészt a PET páciensek jelenléte, befolyásolja a SPECT detektorok működését, ezzel jelentősen lerontva a képminőséget [3]. A PET-CT pácienseinek előfordulási helyén szigorúbbak a sugárvédelmi követelmények, mint a hagyományos nukleáris medicina alkalmazásoknál. Az előzőben felsorolt különbségek kizárják a hagyományos nukleáris medicina és a PET egyidejű alkalmazását. Kényszerhelyzet alakul ki azonban a hármas modalitás esetén (SPECT-CT-PET), de itt is legalább időben szét kell választani, vagy más napokon, vagy más műszakban kell végezni a PET vizsgálatokat.

Orvosi sugárterhelés

A hibrid képalkotásban [12] a diagnosztikus CT-vizsgálat tipikus páciensdózisa 5–30 mSv effektív dózistartományban van. A hibrid berendezésekben lévő CT rendszerint alacsony

dózisú (Low Dose) üzemmódban működik. [12] Egy alacsony dózisú CT vizsgálatot a 2-4 mSv-t, egy tipikus PET vagy SPECT vizsgálatot 5–10 mSv páciensdózis tartományban lehet elvégezni. Így a diagnosztikus CT-vel végzett PET-CT vagy SPECT-CT vizsgálat 10-20 mSv páciens effektív dózist eredményezhet, míg az alacsony dózisú CT 7–14 mSv effektív dózissal járhat. Egyes szervek, például a húgyhólyag, a szívfal és az agy több mint 10 mGy elnyelt dózist kaphatnak. További részletes adatok a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség weboldalának páciensek sugárvédelme (RPOP) oldalain találhatóak [13].

Foglalkozási sugárterhelés optimalása

A hazai gyakorlat alapján az egyes munkaszakaszokra vonatkozó átlagos foglalkozási effektív dózisok PET-CT létesítményekben az alábbiak szerint alakulnak. Osztás és beadás: 2-4 $\mu\text{Sv}/\text{páciens}$, páciens pozicionálás/vizsgálat: 1–2 $\mu\text{Sv}/\text{páciens}$, a páciensek kísérete (WC, vizsgáló, váró) 5–10 $\mu\text{Sv}/\text{páciens}$.

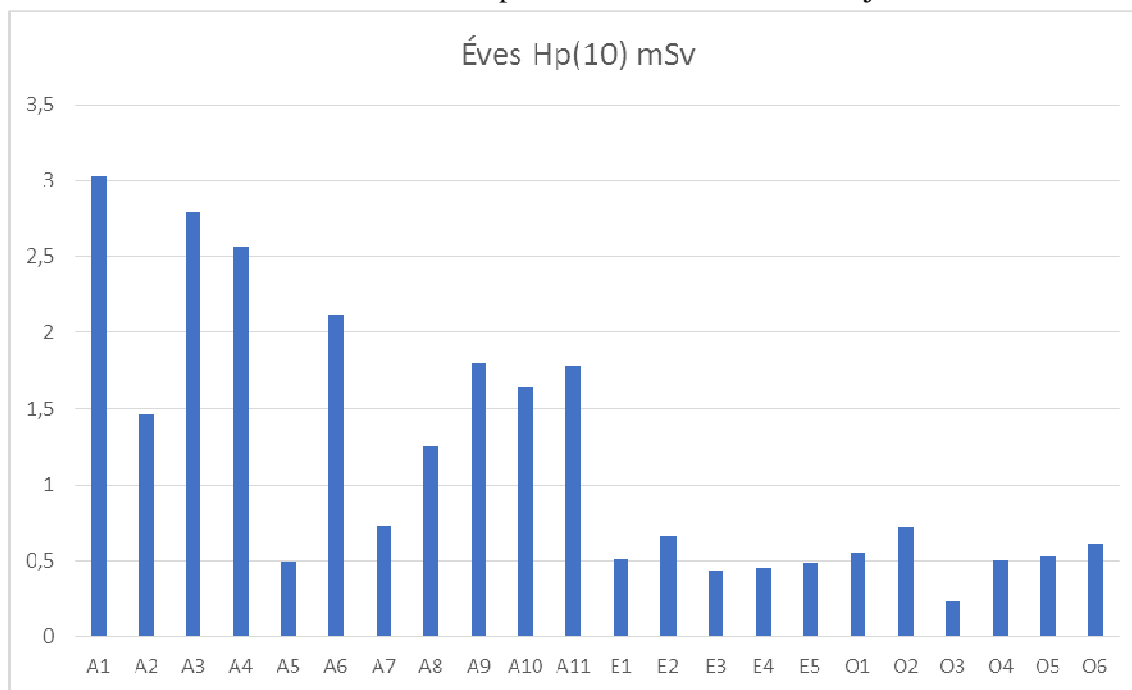
Az OAH helyszíni mérései alapján egy SPECT/PET-CT központban kialakuló tipikus sugárzási viszonyokat a következő táblázat foglalja össze.

4. táblázat: Egy SPECT/PET-CT központban mérhető sugárzási viszonyok $182 \text{ MBq}^{18}\text{F}$ izotóppal vizsgált beteg esetén

Háttérsugárzás:	max. 0,15 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Preparáló helyiség:	
1. F-18 Hordozó konténer felületén:	max. 0,48 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
2. F-18 Hordozó konténerben ólomtégl felületén:	max. 841 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
3. F-18 Hordozó konténerben ólomtégl felületén nyitott tégelynél:	max. 12 100 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
4. Melegfűlke-aktivitásmérő/beállító asszisztens kézdózisa:	max. 24 000 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
5. Melegfűlke-aktivitásmérő/beállító asszisztens 1 m távolságban:	max. 7,46 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
6. PET kalibrációt beállító injekciót tartalmazó tégely felületén:	max. 3,46 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
7. PET kalibrációhoz szükséges injekció felületén:	max. 11 400 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Beadó helyiség:	
8. Automata FDG osztóba helyezett nyitott F-18 tégely felszínén:	max. 21 800 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
9. Automata FDG osztóba helyezett zárt F-18 tégely felszínén:	max. 1400 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
10. Automata FDG osztó védelme felett működés nélkül:	max. 0,31 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
11. Automata FDG osztó védelme felett működés közben:	max. 741 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
12. Automata FDG osztó működése közben ólomvédelem mögött:	max. 1,21 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
13. Automata FDG osztó működése közben ólomvédelem nélkül:	max. 12,1 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
14. F-18 izotóppal jelölt páciens karjánál:	max. 141 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Vizsgáló helyiség:	
15. SPECT/CT/PET berendezést kezelő I. sz. személy helyén vezérlőben:	max. 0,21 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
16. SPECT/CT/PET berendezést kezelő II. sz. személy helyén vezérlőben:	max. 0,22 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
17. Vizsgáló helyiség ajtajában:	max. 0,31 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
18. SPECT/CT/PET vizsgálóban szakasszisztens a beteg mellett:	max. 20,1 $\mu\text{Sv}/\text{h}$

Az egyszeri mérések THERMO FH 40G-10 sugárvédelmi dózismérővel történtek.

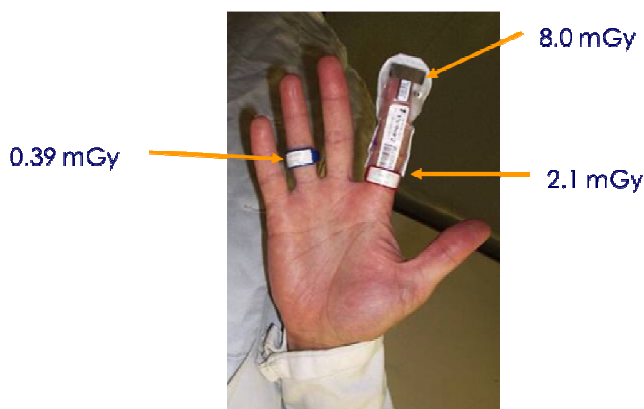
A 2016. évi hatósági személyi dozimetriai monitoring eredményeit a 4. táblázatban bemutatott mérésekhez tartozó SPECT/PET-CT központ esetében a 3. ábrán mutatjuk be.



3. ábra. A 4. táblázathoz tartozó SPECT/PET-CT központban dolgozók éves foglalkozási sugárterhelésének eloszlása. Jelölések: A-asszisztens, O-orvos, E-egyéb dolgozó

A mérési adatok egy évre vonatkoznak (6x2 hónapos ciklus). Panasonic gyártmányú, UD802 AT típusú doziméterekkel foton személyi dózisegységérték mérések történtek az NNK OSzDSz által.

Az ábrából látható, hogy ebben a központban a sugárveszélyes szempontból kritikus munkafolyamatokat (a radiofarmakonok jelölése, osztás és beadása) végző szakasszisztensek éves effektív dózisa legtöbb esetben 1 mSv körüli és csak néhány esetben haladja meg a dóziskorlát tizedrészét (2 mSv/év). Gyakorlati tapasztalat, hogy az eredmény nagyban függ a munkálatokat végző személy ügyességétől és rutinjától is, amely azonban gyakori képzéssel, dózismegszorítások bevezetésével és az időszakos eredmények visszacsatolásával javítható. Az orvosok és egyéb dolgozók éves effektív dózisa hozzájuk képes elhanyagolható, általában nem éri el az évi 1 mSv-t. A szakasszisztensek munkájának optimális végzésének felügyeletét célszerűbb a fentebb leírt egyedi műveletek során fellépő egyenérték dózisosokra meghatározott dózismegszorításokra alapozni. A megfelelő dózismegszorítás értékek meghatározásához mérnünk kell az egyes munkaszakaszok optimálisnak vélt végrehajtása során fellépő átlagos dózisértékeket. Például az SE ÁOK Nukleáris Medicina Tanszéken optimális sugárvédelem mellett végzett, 8,3 GBq ^{18}F -FDG állványról történő automata beadása, wolfram védelem mellett, a következő dózisosokat eredményezte: $H_p(3)=149 \mu\text{Sv}$, $H_p(0,07)=347 \mu\text{Sv}$ és $H_p(10)<0,2 \text{ mSv}/2 \text{ hó}$. Valamennyi asszisztens bevonásával végzett mérésorozat eredményéből meghatározható az asszisztensektől elvárható átlagos dózismegszorítás érték, amely értékét az érintettekkel is meg kell beszélni és megértetni a fontosságát. A mérések során külön figyelmet kell fordítani arra, hogy az eredményeket nagyban befolyásolhatja az alkalmazott doziméter viselésének módja és helye. Az 4. ábrán példaként bemutatjuk a havonta mérhető kézdózisok helyfüggőségét.



4. ábra. Mérhető havi kézdózisok helyfüggősége [1] alapján

Annak ellenére, hogy a nukleáris medicinán belül a PET technológia különösen sugárveszélyes tevékenységnek számít, azonban a fenti eredmények is azt mutatják, hogy megfelelően optimált sugárvédelem mellett a foglalkozási sugárterhelés az éves korlátnál egy nagyságrenddel kisebb szinten tartható.

A lakossági sugárterhelés optimalása

A lakossági sugárterhelés csökkentése érdekében a 21/2018 (VII.9.) EMMI, ún. „páciensrendelet” a nyitott radioaktív izotóppal végzett vizsgálatok és kezelések esetében meghatározza a páciensek elbocsátási feltételét: „...amíg a beteg teste középtengelyétől bárhol, 1 méter távolságban, erre alkalmas és hitelesített környezeti dózisegyenérték-teljesítménymérővel mért érték meghaladja a $25 \mu\text{Sv/h-t}$, a beteg nem bocsájtható el.

A „páciensrendelet” szerint orvosi fizikus szakértőnek részt kell vennie többek között a nagy dózissal járó orvosi diagnosztikai eljárások lefolytatásában, valamint közre kell működnie a betegek és az orvosi sugárterhelésnek kitett más személyek sugárvédelmének optimalálásában.

Bár a PET-CT vizsgálaton átesett páciensek sugárzási tere csak kivételes esetekben haladja meg a 21/2018 (VII.9.) EMMI rendeletben leírt elbocsátási kritériumot, az aktív páciens mentővel történő elszállításakor a mentősök részéről gyakran ellenállás tapasztalható az őket ért sugárterhelés miatt. Ennek oka a mentősök sugárvédelmi képzésének hiányából és a jogszabályban előírt dózisteljesítmény érték megfelelőségének megítélésből adódik.

A helyzet javítása érdekében célszerű a fenti dózisteljesítmény kritériumból kiindulva a tipikus beadott radiofarmakon mennyiségekre meghatározni a beadástól a biztonságos elbocsáthatóságig szükséges minimális időket és ezt igazolni vagy kommunikálni a mentős kollégák felé. Ennek az elemzésnek az eredményét célszerű a Sugárvédelmi Leírásba is betenni, a kapott időfaktorokat pedig az MSSZ-ben is megjeleníteni.

Az elbocsátási kritériumoknak megfelelő betegszállítással összefüggő kockázatok jobb elfogadhatósága érdekében megfontolandó még, hogy a páciens elszállító mentősöknek alapfokú sugárvédelmi képzésen vegyenek részt. A 487/2015. (XII.30.) Korm. rendelet alapján ugyanis legalább alapfokozatú sugárvédelmi képzettséggel kell rendelkezniük azoknak, akik sugárterhelésnek kitett olyan munkavállalók, akik radioaktív sugárforrással nem dolgoznak, de munkaköri kötelességük teljesítése keretében tervezett sugárterhelésnek lehetnek kitéve.

ÖSSZEFOGLALÁS ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

A legújabb PET-CT technológia alkalmazásával lényegesen csökkenthető a vizsgálatok során fellépő orvosi-, foglalkozási és lakossági sugárterhelés is. A kisebb aktivitású radiofarmakon szükségessége mellett még a felvételi idő is csökkenthető úgy, hogy mindemellett jelentősen javul a képminőség is. A nagyobb érzékenységű detektorrendszer alkalmazása mellett fontos szerepe van ebben a jobb képfeldolgozó és rekonstrukciós szoftverek alkalmazásának is.

A technológiai adottságok mellett, fontos megállapítani, hogy a bemutatott tervezési és optimalizációs elvek betartásával elérhető, hogy a PET-CT központokban a dolgozók éves effektív és kéz dózisa egy nagyságrenddel az éves foglalkozási dóziskorlát alatt maradjon. Az optimalizálás teljessé tételéhez azonban fontos a kritikus munkafolyamatokra vonatkozó elvárható maximális dózisterhelések meghatározása. Az így származtatott dózismegszorítás értékek folyamatos figyelésével és az eredményeknek a munkavállalók felé visszacsatolásával a foglalkozási sugárterhelés tovább csökkenthető és a biztonsági kultúra növelhető.

Összességében megállapítható, hogy a hazai PET-CT központok sugárvédelme megfelel az előírásoknak és az optimalizálás szempontjából a fejlődés jó irányban halad. Az újonnan telepített készülékek minőségileg sokkal magasabb szintet képviselnek, melyeknek jelentős pozitív sugárvédelmi következményei vannak.

Reméljük, hogy a cikkben bemutatott tervezési elvek, a sugárvédelem optimalizálására vonatkozó fejlesztési javaslatok segítséget nyújtanak mind a sugárvédelmi megbízottaknak, mind pedig a szakértőknek a központok megfelelő sugárvédelmének fenntartásában és folyamatos javításában.

IRODALOM

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection of Patients (RPOP) web site, Information for Health Professionals, Radiation protection during PET-CT. <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine/pet-ct>
- [2] 487/2015. (XII. 30.) Korm. rendelet az ionizáló sugárzás elleni védelemről és a kapcsolódó engedélyezési, jelentési és ellenőrzési rendszerről
- [3] MSZ 62-7:2017. Ionizáló sugárzás elleni védelem. 7. rész: Sugárvédelem nyitott radioaktív anyagok alkalmazásakor
- [4] Mark T. Madsen, Jon A. Anderson, James R. Halama, JeffKleck, Douglas J. Simpkin, John R. Votaw, Richard E. Wendt III, Lawrence E. Williams, Michael V. Yester: Med. Phys. 33 (1), January 2006
- [5] GE Healthcare: Light Burst Detector, White paper, GE Healthcare
- [6] GE Healthcare: Q.Clear, Steve Ross, Ph.D., GE Healthcare
- [7] Melissa C. Martin, M.S., FACR, PET/CT - Site Planning and Shielding Design, National Symposium on Fusion Imaging and Multimodalities: Technical and Regulatory Considerations Kansas City, KS February 18-20, 2004
- [8] Benatar NA, Cronin BF, O'Doherty M. Radiation dose rates from patient undergoing PET: implications for technologists and waiting areas. Eur J NuclMed 2000; 27: 583-9
- [9] MSZ 824:2017. Sugárzás elleni védelem orvosi és állatorvosi röntgenmunkahelyeken
- [10] 21/2018. (VII.9.) EMMI rendelete az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak nem munkaköri kötelezettségük keretében kitett személyek egészsége védelmének szabályairól
- [11] Nuclide Safety Data Sheet Fluorine – 18, www.nchps.org
- [12] IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 26 Standard Operating Procedures for PET/CT: A Practical Approach for Use in Adult Oncology

- [13] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection of Patients (RPOP) web site, Information for Health Professionals, IAEA, Vienna, <https://rpop.iaea.org>