



Energiatudományi
Kutatóközpont



BELSŐ SUGÁRTERHELÉS MEGHATÁROZÁSÁRA ALKALMAS MÓDSZEREK FEJLESZTÉSE

Doktori (PhD) értekezés

PÁNTYA ANNAMÁRIA

Témavezető: Dr. Pázmándi Tamás

Konzulens: Dr. Zagyvai Péter

Energiatudományi Kutatóközpont

*Fizikai Tudományok Doktori Iskola
Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem,*

Budapest
2024

Tartalomjegyzék

Rövidítések jegyzéke.....	6
1 Bevezetés.....	7
1.1 Ionizáló sugárzás, sugárterhelés	8
1.2 Dózisfogalmak és egységek.....	11
1.3 Személyi dozimetria célkitűzései és fontossága.....	13
2 Belső sugárterhelés meghatározása	15
2.1 A mérhető mennyiségek és a lekötött effektív dózis kapcsolata	16
2.1.1 Biokinetikai modellek.....	18
2.1.1.1 Belégzés.....	19
2.1.1.2 Lenyelés.....	20
2.1.1.3 Seben keresztüli bejutás	21
2.1.2 Dozimetriai modellek.....	22
2.2 Belső sugárterhelés meghatározásához szükséges mérési módszerek	23
2.2.1 Közvetlen mérések	24
2.2.1.1 Egésztestszámlálás.....	25
2.2.1.2 Résztest- (szerv-) számlálás	25
2.2.2 Közvetett mérések	26
2.2.3 Mérések érzékenysége	28
2.2.4 Mérési bizonytalanság.....	29
2.3 A belső sugárterhelés meghatározását befolyásoló tényezők.....	33
2.4 Strukturált dózisbecslés	36
2.4.1 Illeszkedés vizsgálata	37
3 A kutatás jelentősége és célkitűzései	40
4 A közvetlen mérések bizonytalansága és annak csökkentése a dozimetriai gyakorlatban.....	45
4.1 Americium mérése mellkas szerveiben	46
4.1.1 Mérések és módszerek.....	47
4.1.1.1 Mérőhely, detektor	47
4.1.1.2 Fantomok.....	47
4.1.2 Mérési eredmények	50
4.1.2.1 Különböző mellkasfantomokkal végzett hatásfok-kalibráció eredményei ²⁴¹ Am izotóp esetén	50
4.1.2.1 A mellkas rétegvastagságának befolyása a ²⁴¹ Am izotópot tartalmazó aktív szerv feletti mérések esetén.....	52

4.1.2.2	Kereszthatás vizsgálata ²⁴¹ Am izotópot tartalmazó tüdőmérés estén LLNL fantom segítségével	53
4.1.2.1	Kereszthatás vizsgálata ²⁴¹ Am izotópot tartalmazó máj mérés estén LLNL fantom segítségével	55
4.1.2.2	Szegycsont feletti mérések	56
4.2	Jódizotóp mérése pajzsmirigyben	58
4.2.1	Mérések és módszerek	61
4.2.1.1	Mérőeszköz, detektor	61
4.2.1.2	¹³¹ I vagy ¹³³ Ba izotóp mérés pajzsmirigy esetén	61
4.2.1.3	Mérési geometria, kalibrációs módszer	62
4.2.1.4	Fantomok	62
4.2.2	Mérési eredmények	65
4.2.2.1	Mérési geometria hatása különböző kialakítású pajzsmirigyfantomok mérése esetén	65
4.2.2.2	A pajzsmirigy alakjának hatása a mérési hatásokra	66
4.2.2.3	A pajzsmirigy méretének hatása a mérési hatásokra	66
4.2.2.4	A pajzsmirigy bőrfelszíntől való távolságának hatása a mérési hatásokra	67
5	A közvetett mérések bizonytalansága és annak csökkentése a dozimetriai gyakorlatban	70
5.1	Trícium folyadékszintillációs mérése	71
5.1.1	Mérések és módszerek	71
5.1.2	Mérési eredmények	76
6	Biokinetikai modell kiválasztásának hatása a dózisbecslés meghatározására	81
6.1	Esetleírás	81
6.2	Mérések és módszerek	82
6.2.1	Mérési adatok kezelése	83
6.2.2	Dózisbecslés módszerei	84
6.2.2.1	Az ICRP 134. kiadványa szerinti számítási módszer	84
6.2.2.2	A Krins et al. által alkalmazott számítási módszer	85
6.2.2.3	Az ICRP 30. kiadványa szerinti számítási módszer	85
6.2.2.4	Az ISO 27048 szerinti számítási módszer	85
6.2.2.5	Az IMBA szoftver számítási módszere	85
6.2.2.6	Dózisszámítás exponenciális illesztésen alapuló módszerrel	86
6.2.2.7	Dózisszámítási eljárás a mért adatok különbségein alapuló módszerrel	87

6.2.2.8	A vizelet kiválasztási arány figyelembevétele a közvetlen dózisszámítási módszerekben.....	88
6.3	Dózisszámítás eredményei.....	88
6.3.1	Dózisbecslés az ICRP 134. kiadványa alapján.....	88
6.3.2	Dózisbecslés az ICRP 30 kiadványa alapján.....	90
6.3.3	Dózisbecslés az ISO 27048 szabvány alapján.....	91
6.3.4	Dózisbecslés IMBA szoftverrel.....	92
6.3.5	Dózisbecslés exponenciális illesztésen alapuló módszerrel.....	93
6.3.6	Dózisbecslés a mért adatok különbségen alapuló módszerrel.....	95
6.3.7	A vizelet kiválasztási arány figyelembevétele a közvetlen dózisbecslésben.....	96
6.3.8	A „legjobb dózisbecslés” kiválasztása.....	96
7	DTPA kezelés hatása a dózisbecslés meghatározására.....	98
7.1	Esetleírás.....	98
7.2	Mérési adatok.....	99
7.2.1	Tüdőmérési adatok.....	99
7.2.2	Vizeletmérési adatok.....	100
7.2.3	Mérési adatok kiválasztása.....	101
7.3	Dózisbecslés módszere.....	102
7.4	Dózisszámítás eredményei.....	104
7.4.1	Dózisbecslés tüdő feletti mérési adatokkal.....	104
7.4.2	Dózisbecslés vizeletmérési adatokkal.....	105
7.4.3	Belégzés sebességének hatása a dózisbecslésre.....	106
7.4.4	AMAD érték változtatásának hatása.....	107
7.4.5	Abszorpciós típus változtatásának hatása a különböző adatsorok illesztésével történő dózisbecslésre.....	108
7.4.5.1	21 tüdő adathoz tartozó eredmények.....	108
7.4.5.2	19 tüdő adathoz tartozó eredmények.....	110
7.4.5.3	13 tüdő adathoz tartozó eredmények.....	112
7.4.5.4	7 tüdő adathoz tartozó eredmények.....	113
7.4.5.5	9 tüdő adathoz tartozó eredmények.....	114
7.4.5.6	15 tüdő adathoz tartozó eredmények.....	115
7.4.6	A „legjobb dózisbecslés” kiválasztása.....	116
8	Összefoglalás.....	117

9	Új tudományos eredmények.....	122
10	A tézispontokhoz kapcsolódó tudományos közlemények.....	124
12	Hivatkozások.....	127
13	Függelék	132
13.1	Gauss-féle bizonytalanságterjedés	132
13.2	LSC mérési bizonytalansága	133
14	Köszönetnyilvánítás.....	140

Rövidítések jegyzéke

ALARA	As Low As Reasonably Achievable, észszerűen elérhető legalacsonyabb szint
AMAD	Activity Median Aerodynamic Diameter, radioaktív aeroszol átlagos aerodinamikai átmérője
ANSI	American National Standard Institute: Amerikai Nemzeti Szabványügyi Intézet
cps	Count per second, beütés szám másodpercenként
cpm	Count per minute, beütés szám percenként
dpm	Decay per minute, bomlások száma percenként
EK	Energiatudományi Kutatóközpont
ET	Extrathoracic, mellkason kívüli
KVSz	Környezetvédelmi Szolgálat
GI	Gastro-Intestinal, gyomor-bél rendszer
GOF	Goodness of Fitting, illesztés jósága
HATM	Human Alimentary Tract Model, emberi emésztőrendszeri modell
HRTM	Human Respiratory Tract Model, emberi légzőszervi modell
HPGe	High Purity Germanium, nagy tisztaságú germánium
HTO	Tritiated water, trícíált víz
IAEA	International Atomic Energy Agency, Nemzetközi Atomenergia Ügynökség
ICRP	International Commission on Radiological Protection, Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság
IDEAS	Internal Dosimetry Expert Group
ISO	International Organization for Standardization, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet
IMBA	Integrated Modules for Bioassay Analysis
L_c	Critical Level, döntési küszöb
L_D	Detection Limit, detektálási határ
LN_{ET}	Extrathoracic Lymph Nodes, mellkason kívüli nyirokrendszer
LN_{TH}	Thoracic Lymph Nodes, mellkasi nyirokrendszer
LLNL	Lawrence Livermore National Laboratory
LSC	Liquid Scintillation Counter, folyadékszintillációs számláló
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
NaI(Tl)	Talliummal szennyezett nátrium jodid
OBT	Organically Bonded Tritium, timidin
PMT	Photomultiplier tube, fotoelektron-sokszorozó
TH	Thoracic, mellkasi
TECHREC	Technical Recommendations for Monitoring Individuals for Occupational Intakes of Radionuclides
tSIE	transformed spectral index
SF	Scattering factor, szórási tényező
SURO	Státní ústav radiační ochrany, National Radiation Protection Institute, Csehország

1 Bevezetés

Az emberi szervezetet érő ionizáló sugárzások egészségkárosító hatásait a tömegegységre eső elnyelt energia, a dózis függvényében határozzuk meg. A sugárforrás és a besugárzásnak (expozíciónak) kitett személy helyzetét tekintve külső és belső sugárterhelést különböztetünk meg. A két esetben igen eltérő módon történik a dózis meghatározása, illetve számítása. Ez a doktori dolgozat hozzájárul a belső sugárterhelés meghatározási módszereinek kutatásához.

A belső terhelés meghatározása során először a szervezetben lévő, illetőleg oda bejutó radioaktív anyag mennyiségét és – ha ez lehetséges – annak a szervezeten belüli eloszlását kell meghatározni, ehhez lehet *közvetlen* (pl. egésztest vagy résztest aktivitásának meghatározása) vagy *közvetett* (pl. fizikai, biológiai minták radioaktív anyagtartalmának mérése) mérési módszereket alkalmazni. A mért adatok alapján, biokinetikai és dozimetriai modellek használatával, valamint a felvételre vonatkozó további feltételezések figyelembevételével végezhető el a lekötött effektív dózis meghatározása.

Az emberi testben lévő radioaktivitás *közvetlen* módszerekkel történő meghatározása alapjaiban nem különbözik az egyéb minták esetében is alkalmazott, főleg γ -spektrometriai mérésről, azonban a minták geometriailag nehezen egységesíthető mérete és alakja, a mérési szempontból általában kedvezőtlen és egyénileg változó mérési geometria, valamint a korlátozott mérési idő következtében a mérési eredmények bizonytalansága általában jelentősen nagyobb, mint az élettelen minták esetében.

Az emberi szervezetből származó biológiai minták *közvetett* mérési módszerekkel történő radioaktivitásának meghatározása során a mintavételezés körülményei jelentősen befolyásolják az eredmények megbízhatóságát. Emellett a komplex biológiai minták esetében azt is figyelembe kell venni, hogy a mintákban található anyagok kémiai stabilitása változhat a tárolás, a szállítás és az előkészítés során, amelyek szintén befolyásolják a mérési eredményeket. Továbbá az egyes személyek számos egyedi fiziológiai tényezővel rendelkeznek, és a mérési eredmények értékelésénél komoly kihívást jelent ezek figyelembevétele, mert a szervezetben zajló metabolikus folyamatok miatt a mérések reprodukálhatósága rosszabb, mint más élettelen minták esetében.

Mindemellett, amint arra a közelmúltban végzett összehasonlítási gyakorlatok [1] [2] rávilágítottak, a belső sugárterhelés meghatározása során gyakran egyéb nehézségekkel is szembe kell nézni, mert a biokinetikai és a dozimetriai modellek alkalmazásához olyan szakértői döntések is szükségesek, amelyek jelentős eltérésekhez vezethetnek a számítás végeredményeként előálló becslt dózis értékében. A megegyező kiindulási paraméterkészlet ellenére bizonyos esetekben a dózisbecslések eredményei az értékek széles skáláján mozogtak, az értékelő tapasztalatától és készségétől, valamint a rendelkezésre álló hardvertől és a szoftvereszközöktől függően.

A tématerülettel foglalkozó szakemberek folyamatos célja a dózisbecslés harmonizációja, hiszen a belső sugárterhelés eredményeinek – a külső dózismérés eredményeihez hasonlóan – összehasonlíthatónak kell lenniük a pontosság és a reprodukálhatóság tekintetében. Ha két személy ugyanannak a külső sugárzási térnek van kitéve, akkor – megfelelően kalibrált mérőeszközök esetén – a dózismérőjük által mért eredmények összhangban vannak, és megadják a legjobb becslést. A belső sugárterhelés meghatározása során hasonló célt fogalmazunk meg: azonos mérési eredményekből kiindulva végzett elemzéseknél elvárható, hogy a belső sugárterhelésre azonos eredményt kapjunk. A belső sugárterhelés meghatározásánál tehát az eredmények reprodukálhatóságának ugyanolyan prioritást kell élveznie, mint a külső dozimetriában.

1.1 Ionizáló sugárzás, sugárterhelés

A sugárzások sugárfizikai és sugárbiológiai szempontból két alapvető csoportra oszthatók: ionizáló és nem ionizáló sugárzásokra. Ionizáló sugárzásnak azokat nevezzük, amelyeknek elegendő energiája van a velük kölcsönhatásba lépő atomok és molekulák ionizációjához és így elektromos töltésű részecskéket hoznak létre. Az ionizáció, mint fizikai folyamat, kémiai reakciókat hoz létre, ami az élő szervezetben biológiai elváltozásokhoz vezethet. Az ionizáló sugárzásnak az emberi szervezetre gyakorolt hatását sugárterhelésnek nevezzük. Az ionizációra képes sugárzó anyagok természetes módon is jelen vannak a környezetünkben, mind az élettelen anyagokban, mind az élőlényekben és így valamennyi emberben is.

Eredete szerint természetes és mesterséges sugárterhelést különböztethetünk meg. A természetes sugárterhelés forrásai közé tartozik a Napból vagy a Naprendszeren kívülről érkező kozmikus sugárzás, a kozmikus sugárzás által főként a légkörben keltett kozmogén radionuklidok, valamint a földfelszín alatt, az építőanyagokban és a környezetben is megtalálható ősi (primordiális, a Föld keletkezése óta ittlévő) radioaktív anyagokból származó sugárzás. A természetes sugárterhelés mértékében jelentős eltérés lehet attól függően, hogy hol tartózkodunk a Földön, de az ebből származó sugárterhelés általában nem jelent egészségügyi kockázatot.

Mesterséges sugárterhelés során emberi tevékenységek vagy technológiai folyamatok eredményeként keletkezett sugárzások érik a szervezetet. Ezek lehetnek például az orvosi röntgensugarak, radioterápiás kezelések, ipari és kutatási célú sugárforrások, valamint az atomerőművek működése során keletkező sugárzás. Az egészségügyi, ipari és kutatási területeken dolgozó személyeknek fontos biztonsági előírásokat és védőintézkedéseket kell betartaniuk a sugárterhelés minimalizálása érdekében, és mind a munkavállalókra, mind a lakosságra nézve dóziskorlátok biztosítják, hogy az ellenőrzött tevékenységből származó sugárterhelés ne haladja meg a megengedett határértékeket.

A külső sugárterhelés során a szervezetet a sugárzás kívülről éri, azaz a sugárforrás az emberi testen kívül helyezkedik el, a sugárzás a test felszínén keresztül hatol be a szervezetbe. A külső sugárterhelés mérésére és monitorozására általában különféle dózismérő eszközök használhatók, melyek a testen kívül elhelyezhetők. Ezek az eszközök különböző típusú sugárzások és dózistartományok mérésére alkalmasak. A megfelelő dózismérők kiválasztása és használata elengedhetetlen a sugárterhelés hatékony nyomon követéséhez és a sugárvédelmi előírások betartásához. A külső sugárterhelés ellen több módon is tudunk védekezni, a sugárforrás és a receptorpont közötti távolság növelése, a sugárforrás közelében eltöltött idő csökkentése, illetve a megfelelő árnyékolás alkalmazása egyaránt hatékony módszerek.

Belső sugárterhelésről akkor beszélünk, amikor az emberi szervezetbe került radioaktív anyagtól származó sugárzás okoz sugárterhelést. Ezek a radioaktív anyagok beléggzéssel, lenyeléssel vagy a bőrön, seben keresztüli felszívódással kerülhetnek a szervezetbe, és a testben egyenletes eloszlás mellett vagy különböző szervekben, szövetekben felhalmozódva ionizáló sugárzást bocsátanak ki. A belső sugárterhelés lehetséges mérési módszerei a teljes testből vagy az egyes szervekből érkező sugárzás külső detektorral történő észlelése, vagy a testből származó exkréciós minták vizsgálata. A radioaktív anyagok szervezetbe jutásának megelőzésében fontos szerepe lehet a megfelelő munkahelyi gyakorlatoknak, a személyi védőfelszerelések használatának és a higiéniai szabályok betartásának. A belső sugárterhelés meghatározása érdekében rendszeres ellenőrzés és monitorozás szükséges.

Az ionizáló sugárzásnak kitett csoportok szerint lakossági és munkahelyi sugárterhelést különböztetünk meg.

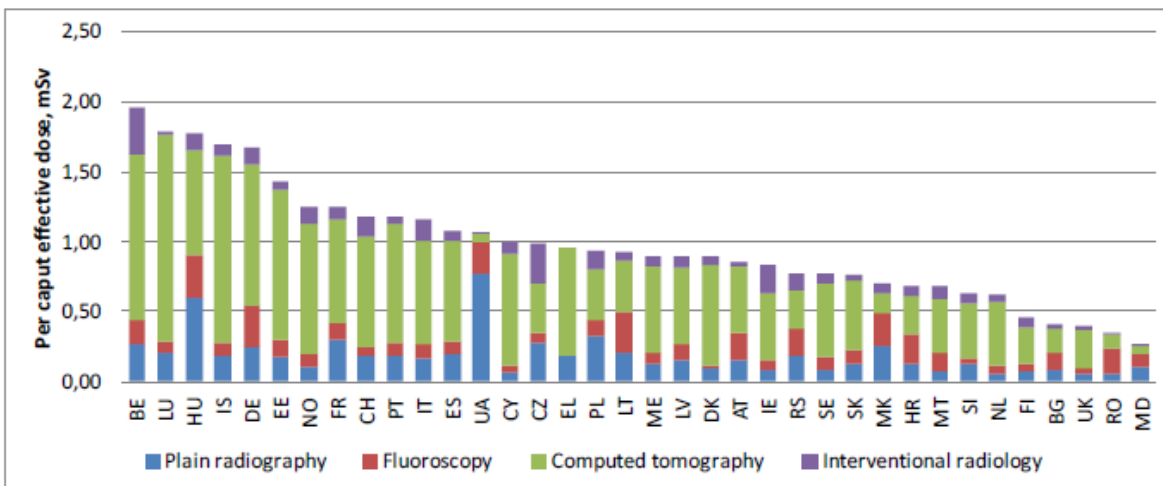
A lakosság sugárterhelését nagymértékben befolyásolja a földrajzi elhelyezkedés, az életmód és a környezeti tényezők is. A lakosság esetében a legjelentősebb természetes sugárforrások a már említett kozmikus, földkérgi (terresztriális) sugárzás, de ide sorolható a radontól származó sugárterhelés is. A radon egy radioaktív gáz, amelynek koncentrációja nagyban függ a talaj és a kőzetek összetételétől. Belélegezve jelentős belső sugárterhelést okozhat. A radon koncentrációja különösen magas lehet zárt térben, például pincékben vagy rosszul szellőztetett helyiségekben. A lakosságot érintő mesterséges eredetű sugárforrások közé tartoznak az ipari és nukleáris létesítmények. Ezeket a forrásokat szigorúan szabályozzák annak érdekében, hogy minimalizálják a lakosságra gyakorolt hatásukat. Az orvosi diagnosztikában és terápiában használt képalkotó eljárások, mint mesterséges sugárforrások, jelentős mértékben hozzájárulnak a lakossági sugárterheléshez.

A lakossági sugárterhelés forrásai és dóziszjárulékainak megoszlását mutatja az 1. ábra. A magyarországi lakosság éves sugárterhelése természetes forrásokból származóan 2,4 mSv.

A természetes sugárzás forrása	Évi effektív dózis (mSv)	
	átlag	tipikus tartomány
<i>Kozmikus sugárzás</i>		
közvetlenül ionizáló és foton összetevő	0,28	
neutron összetevő	0,10	
Kozmikus eredetű izotópok	0,01	
Kozmikus eredetű összesen	0,39	0,3–1,0
<i>Természetes izotópok külső sugárzása</i>		
szabadban	0,07	
épületben	0,41	
Természetes izotópok összesen	0,48	0,3–0,6
<i>Természetes izotópok belégzése</i>		
urán és tórium sor	0,006	
²²² Rn	1,15	
²²⁰ Rn	0,10	
Belégzéssel összesen	1,26	0,2–10
<i>Természetes izotópok fogyasztása</i>		
⁴⁰ K	0,17	
urán és tórium sor	0,12	
Fogyasztással összesen	0,29	
Összesen	2,4	1–10

1. ábra: A lakossági sugárterhelés forrásai és a dóziszjárulékainak megoszlása[3][4]

A 2015-ben publikált kiadvány [4] alapján a felmérésben résztvevő európai országokban az orvosi eljárásból származó egy főre jutó átlagos éves effektív dózis körülbelül 1,1 mSv. Magyarországon a lakosság orvos alkalmazásokhoz köthető dózisa 1,78 mSv/év, ezzel az értékkel a 3. legmagasabb a vizsgált országok közül, ahogy azt a 2. ábra mutatja.



2. ábra: Az orvosi sugárterhelés során egy főre jutó effektív dózis értékek a különböző országokban. A fő alkalmazási módszerek relatív hozzájárulása is látható [4]

A munkahelyi sugárterhelés esetében a dolgozókat a munkahelyükön, különböző sugárforrások közelében végzett tevékenységeik közben érheti sugárzás. A munkahelyi sugárterhelés leginkább azokra a szakemberekre vonatkozik, akik orvosi, ipari, nukleáris, kutatási vagy egyéb területeken dolgoznak, ahol ionizáló sugárzással találkozhatnak. A munkahelyi sugárterhelésre nemzeti és nemzetközi szabályozások és irányelvek határozzák meg a megengedett dózisoskat és a szükséges sugárvédelmi intézkedéseket.

A fentiekén túl a sugárterhelést megkülönböztethetjük az ionizáló sugárzásnak való kitettség szerint is, ennek megfelelően akut vagy krónikus besugárzásról beszélhetünk.

Az akut sugárterhelés olyan rövid idejű kitettséget jelent, amely nagyobb dózist eredményezhet rövid idő alatt. Az ilyen típusú sugárterhelés jellemzően sugárbaesetek, nukleáris robbanások vagy orvosi kezelési hibák során, de munkahelyi környezetben is előfordulhat. Az akut sugárterhelés egészségügyi hatásai súlyosak lehetnek, és akár azonnali orvosi beavatkozást igényelhetnek a dózis nagyságától és a sugárzás fajtájától függően.

A krónikus sugárterhelés olyan ionizáló sugárzásnak való hosszútávú, általában kis intenzitású kitettséget jelent, amely idővel kumulatív hatást gyakorol a szervezetre. Ez a fajta sugárterhelés gyakran előfordulhat bizonyos munkahelyeken, környezeti felvétel során vagy orvosi kezelések ismétlődő alkalmazásakor. A krónikus sugárterhelés egészségügyi hatásai általában késleltetetten jelentkeznek, és különböznek az akut sugárterhelés hatásaitól, de ugyanúgy a dózis nagyságától és az expozíció időtartamától függenek. A krónikus sugárterhelés hosszútávú egészségügyi kockázatainak minimalizálása érdekében fontos a sugárvédelmi intézkedések betartása, valamint a rendszeres monitorozás.

1.2 Dózisfogalmak és egységek

Az elnyelt dózis (1) az a fizikai dózismennyiség, mely az ionizáló sugárzás által tömegegységben elnyelt átlagos energiát adja meg.

$$D_T = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad [Gy] \quad (1)$$

ahol

D_T az elnyelt dózis a T célszervben vagy szövetben [Gy],

$d\bar{E}$ az egységnyi átlag energia [J],

dm az egységnyi tömeg [kg].

A szövetekben, szervekben elnyelt dózis okozta károsodás mértéke függ a sugárzás típusától, mivel az egyes sugárzástípusok más-más biológiai hatással vannak a szervezetre. Az emberi testszövetre vagy szervekre gyakorolt hatást jellemző egyenértékdózis (H_T) mértéke a (2) képlet segítségével számolható.

$$H_T = \sum_R w_R D_{R,T} \quad [Sv] \quad (2)$$

ahol

w_R az R típusú sugárzás sugárzási súlytényezője [–],

$D_{R,T}$ az elnyelt dózis a T célszervben vagy szövetben az R sugárzás következtében [Gy].

A w_R értékeit a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP – International Commission on Radiological Protection) adja meg, a különböző sugárzások radiotoxicitását alátámasztó tudományos ismeretek alapján. A w_R értékeit az 1. táblázat tartalmazza, az ICRP 103 kiadványban közölt értékek alapján [5].

1. táblázat: Sugárzási súlytényező (w_R) az ICRP Publication 103 alapján meghatározott értékei [5]

Sugárzás típusa és energiatartománya	w_R
foton (minden energia)	1
elektron ¹	1
neutron (<1 MeV)	$2,5 + 18,2 \cdot e^{(\ln(E_n))^2/6}$
neutron (1 MeV – 50 MeV)	$5 + 17,0 \cdot e^{(\ln(E_n))^2/6}$
neutron (>50 MeV)	$2,5 + 3,25 \cdot e^{(\ln(E_n))^2/6}$
proton (>2 MeV)	2
α -részecske, nehéz magok, hasadványok	20

¹ Néhány izotóp (^{99m}Tc, ¹²³I, ¹²⁵I és ²⁰¹Tl) Auger elektronokat bocsát ki, amelyek nagyon rövid hatótávolságúak (összehasonlíthatók a DNS-szál méretével) a szövetekben. Ezért ezen csekély energiájú elektronok biológiai hatása nagyobb lehet, mint az elektronok és a β -részecskék biológiai hatása, ha a radionuklid beépül a sejtmag DNS-ébe. Az ICRP megemlíti, hogy a DNS-hez kötődő Auger elektron kibocsátók esetében a sugárzási súlytényező akár $w_R \approx 20$ lehet, de nem javasol specifikus értéket [5].

A belső sugárterhelés esetében a szervezetben lévő radioaktív anyagtól származó egyes szövetek terhelése időben változó módon jelentkezik a felvett radioizotópot hordozó anyag biokinetikája által meghatározott tartózkodási időtől függően.

Az izotóp felvételét követően az egyenértékdózis-teljesítmény időintegrálját lekötött egyenértékdózisnak nevezzük, meghatározása a (3) képlet alapján történik. E szerint egy adott szerv vagy szövet esetében, amelyet jelöljünk T -vel, az egyenértékdózis ($H_T(\tau)$) kvantitatív formában a következő módon írható fel.

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t) dt \quad [Sv] \quad (3)$$

ahol

t_0 a radionuklid bekerülési időpontja [s],

τ az az intervallum, amelyre az integrálást végezzük [s],

$\dot{H}_T(t)$ az egyenértékdózis-teljesítmény [Sv/s], a T szervet vagy szövetet ért sugárzás dózisa a t idő függvényében.

A lekötött egyenérték dózis számításához az integrálási időtartamot a sugárvédelemben a gyermekeknél 70 évre, a felnőtteknél pedig 50 évre szokták megválasztani.

A lekötött effektív dózist ($E(\tau)$), a (4) képlet szerint, az egész szervezetre vonatkoztatva az egyes szövetek, szervek lekötött egyenértékdózisainak a súlyozott összegéből kaphatjuk meg.

$$E(\tau) = \sum_T w_T H_T(\tau) \quad [Sv] \quad (4)$$

ahol

w_T a szöveti súlytényező [–],

H_T a lekötött egyenértékdózis² [Sv].

A dóziskorlátozás rendszere a lekötött effektív dózist tekinti a korlátozás alapjának [6]. A sugárvédelemben használt, az egyes szövetekre vonatkozó súlytényezőket az ICRP 103 ajánlása [5] adja meg, értékeit a 2. táblázat tartalmazza.

2. táblázat Az egyes szöveti súlytényezők az ICRP Publication 103 alapján [5]

Szövettípus	w_T	Szövettípus	w_T
Ivarmirigyek	0,08	Nyelőcső	0,04
Vörös csontvelő	0,12	Pajzsmirigy	0,04
Vastagbél	0,12	Bőr	0,01
Tüdő	0,12	Csont felszín	0,01
Gyomor	0,12	Agy	0,01
Húgyhólyag	0,04	Nyálmirigy	0,01
Mell	0,12	Többi szövet együttesen	0,12
Máj	0,04		

² Az ICRP megváltoztatta a lekötött effektív dózis meghatározását [5]. Annak az elgondolásnak a tükrében, hogy az effektív dózis meghatározásánál figyelembe kell venni a különböző korosztályú és nemű nagy népességszámú csoportokat, így a nemekre átlagolt szervek ekvivalens dóziszait kell használni: $E = \sum_T w_T \frac{H_T^M + H_T^F}{2}$.

1.3 Személyi dozimetria célkitűzései és fontossága

A személyi dozimetria a sugárvédelem egyik alapvető területe, amely a lakosság tagjainak és az azon munkakörökben dolgozók sugárterhelésének nyomon követésére szolgál, ahol ionizáló sugárzásnak lehetnek kitéve.

A munkahelyi személyi dozimetria alapvető elvárása, hogy a dolgozók által elszenvedett külső és belső sugárterhelés pontosan és megbízhatóan, a megkövetelhető legjobb érzékenységgel megállapítható legyen. A személyi dozimetriai méréseket gyakran kiegészítik a sugárveszélyes munkahelyek területi ellenőrző méréseinek eredményeivel. Amíg a területi mérések általában az adott helyre vonatkozó munkavégzés előtt hajtandók végre, tehát a sugárvédelem szempontjából megelőző vizsgálatoknak tekinthetők, addig a személyi dózismérés értelemszerűen követő jellegű, mert az érintett személy a regisztrált dózist már elszenvedte. Így az esetleges korrekciós intézkedéseket csak a további indokolatlan sugárterhelés megakadályozására lehet végrehajtani.

A sugárveszélyes munkahelyeken dolgozó személyek biztonságát szolgálja a munkahelyeken a sugárvédelmi szolgálat által szervezett és végrehajtott személyi dozimetriai program. A szabályozási alapelveknek, valamint az azokat érvényesítő jogszabályoknak és hatósági előírásoknak megfelelően a mérési programok két általános célhoz kapcsolódnak. Az optimalizálás elve (ALARA elv) biztosítja, hogy a sugárterhelés mindig olyan alacsony szinten maradjon, amennyire észszerűen lehetséges, míg a korlátozás elve garantálja, hogy a sugárterhelés soha ne lépje túl a meghatározott biztonsági határértékeket. Ezen elvek gyakorlati megvalósítása a sugárterhelés folyamatos monitorozását, a mérések pontosságának és precizitásának meghatározását és javítását, illetve a szükséges védelmi intézkedések bevezetését foglalja magában.

A sugárveszélyes munkakörben dolgozó személyek általában egy adott munkahelyhez tartozó, jól definiálható sugárforrások hatásának vannak kitéve, ezért az ott dolgozók dóziskorlátja, tervezett sugárárszintje, az ezektől származó dózissal hozható kapcsolatba.

A nemzetközi ajánlásoknak és az elterjedt gyakorlatnak megfelelően [7] akkor indokolt a rutinellenőrző mérés elvégzése, ha a munkavállaló belső sugárterhelése meghaladhatja az 1 mSv/év értéket. Ha az éves lekötött effektív dózis várhatóan alacsonyabb, mint 1 mSv, akkor általában nincs szükség rutinellenőrzési programra, de a várható dózisek meghatározása során tett feltételezések érvényességét rendszeresen ellenőrizni kell, amihez megerősítő monitoringprogram alkalmazandó. A szabályozási, gyakorlati, méréstechnikai vagy egyéb szempontok a kritérium kisebb értéknek történő megválasztását is indokolhatják, ilyen esetekben az ellenőrző mérést már 0,1 mSv/év lekötött effektív dózissal célszerű lehet elvégezni [3].

Ugyan a jelenlegi hazai jogszabályban [8] nem szerepel, de a nemzetközi gyakorlatban – és a 16/2000 EüM rendelet [9] 2016. január előtti hatályos verziójában is – használják a feljegyzési szint fogalmát. Ez az effektív dózissal vagy a radionuklid felvétel értékének, az a nemzetközi ajánlásokban meghatározott szintje, amelynél illetve amely felett a dózist, vagy a radionuklid felvétel mértékét a dolgozó személyi sugárvédelmi nyilvántartó lapjára fel kell jegyezni. Az ajánlások szerint [10] a gyakorlatban célszerű ezt a szintet az éves dóziskorlát 5%-ánál nem nagyobbra választani, ami a 20 mSv éves effektív dózis-korlát esetén 1 mSv-nek felel meg, és a foglalkozási sugárterhelések összegére vonatkozik. A hazai és a nemzetközi jó gyakorlat is azt mutatja, hogy belső sugárterhelés meghatározás esetén, sok esetben, a 0,1 mSv feletti értékek már feljegyzésre kerülnek.

Az arányosság és fokozatosság (graded approach) elvének megfelelően, a hazai és nemzetközi jó gyakorlattal összhangban a különböző dózistartományokban különböző összetettségű dózisbecslést kell végezni [11] a következők szerint.

- A 0,1 mSv alatti tartományba eső sugárterhelés esetében nincs szükség a dózis meghatározására, csak a mérési eredmény dokumentálására, és annak rögzítésére, hogy a mért aktivitás vagy aktivitáskoncentráció értéke a 0,1 mSv dózishoz tartozó kritikus érték alatt van.
- Ha az éves dózis 0,1 és 1 mSv közé esik, akkor egy egyszerű, tájékoztató jellegű dózisbecslés végezhető, amelyhez az ICRP referencia paraméterei használhatók.
- Ha az éves dózis 1 és 6 mSv közötti, akkor a megfelelő dózisbecsléshez a munkahelyre és a munkakörülményekre vonatkozó kiegészítő információk figyelembevétele szükséges. Amennyiben rutinellenőrzés során a dolgozó lekötött effektív dózisének értéke meghaladja az 1 mSv értéket, esetenként ellenőrző mérésekre is szükség lehet.
- Ha az éves dózis meghaladja a 6 mSv értéket, akkor a pontos dózisbecsléshez az esetre jellemző részletes adatok figyelembevétele és szakértő bevonása szükséges. A részletes vizsgálat abban az esetben is indokolt, ha az adott naptári évben egy munkavállaló összegzett, külső és belső terhelésből származó dózisa eléri a 6 mSv értéket.

2 Belső sugárterhelés meghatározása

Belső sugárterhelés során az emberi szervezetbe kerülő radioaktív anyag fizikai és kémia tulajdonságainak megfelelően részt vesz a szervezeten belüli anyagmozgásokban, az anyagcsere-folyamatokban. Amíg a radioaktív izotóp a szervezeten belül tartózkodik, a radioaktív bomlásból származó sugárzások egy része vagy egésze átadja az energiáját a test szöveteinek. Ezek a folyamatok a szervezetbe természetes úton bejutó anyagoknál (pl. a belélegzett levegőben lévő radon-leányelemekkel vagy a táplálékban lévő ^{40}K -nél), és ugyanígy a mesterséges anyagoknál is végbemennek.

A radioaktív anyag emberi szervezetbe jutását felvételnak (intake) nevezzük. A felvétel beléggzéssel a légzőrendszer közvetítésével, lenyeléssel a gyomor-bél rendszeren át, esetenként a bőrön vagy seben keresztül juthat a szervezetbe. A szervezetbe bejutott anyag egy része felszívódik, abszorbeálódik a véren keresztül (uptake) és a testnedvek (szisztémás rendszer) közvetítésével eljut a test különböző szerveibe, melyek a modellezésben összefüggő, de egymástól elválasztható elemekből (rekeszek, kompartmentek) álló rendszert képeznek. A felvett anyag másik része közvetlenül, a tápcsatornán keresztülhaladva kiürül a szervezetből. Az abszorbeált hányad különböző útvonalakon részben szétoszlik a különböző szervek között közel egyenlő, vagy éppen egyenlőtlen módon és később részben kiválasztásra kerül. Az aktivitás szervezeten belüli eloszlása időben is változik. A transzportfolyamatok során az el nem bomlott radioaktív anyag (vagy annak egy része) végül eltávozik a szervezetből, elsősorban a vizelet és a széklet útján. Vizelettel az az anyag rész távozik, mely a plazmába, illetve a sejtközi folyadékba került, és a vese által kiválasztódik. Széklettel ürül a szisztémás rendszerből a gyomor-bél rendszerbe jutott anyagmennyiség, amelyhez hozzáadódik a gyomor-bél rendszeren felszívódás nélkül áthaladó anyaghányad.

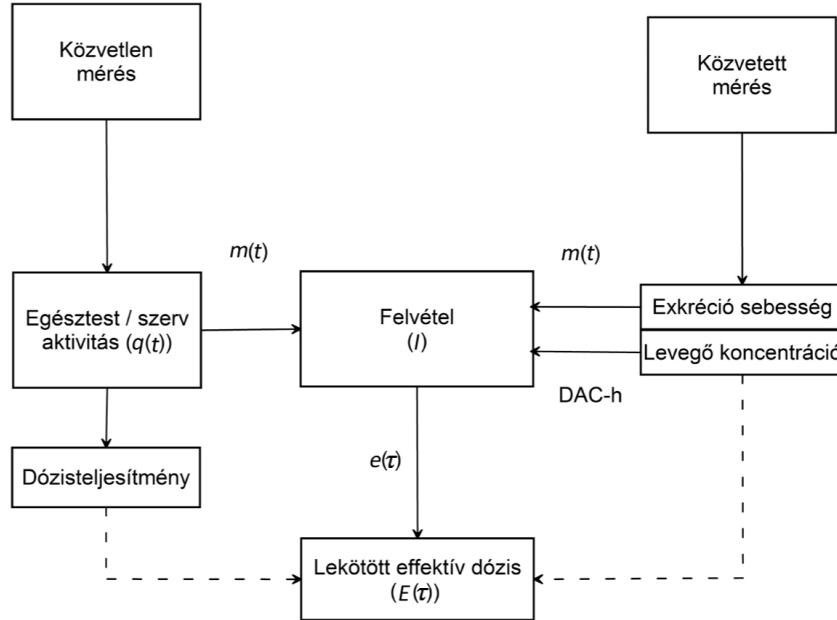
A belső sugárterhelés pontos meghatározásához szükség van a transzportfolyamatok biokinetikai modellezésére, amely kvantitatív leírást ad arról, hogy a radionuklidok hogyan mozognak a szervezetben, hogyan oszlanak el és hogyan eliminálódnak. A többrekeszes modellrendszerben az egyes rekeszek képviselik az egyes szerveket, szöveteket, vagy bizonyos transzport funkciókat. A modell egyenletei a radionuklidok koncentrációjának változását írják le az idő függvényében. Ebből az egyes testrészekben adott időtartam alatt létrejövő bomlások számát megfelelő időbeli integrálással lehet meghatározni. A dózisszámítás második fázisában figyelembe kell venni, hogy az adott számú radioaktív bomlás mekkora energiaelnyelődést eredményez a különböző testrészekben. Erre a célra szolgálnak az energiátranzport számítására alkalmas dozimetriai modellek, melyek a sugárzás fajtája és energiája mellett figyelembe veszik az egyes szervek és testrészek alakját, méretét és egymáshoz viszonyított geometriai elhelyezkedését is.

A radioaktív anyag által okozott dózis meghatározásánál tehát figyelembe kell venni a sugárzás szövetekben való elnyelődését és terjedését, amit a bejutott anyag fizikai és kémiai tulajdonságain kívül befolyásol az adott sugárzás vizsgálatánál cél- és forrásszerveknek tekintett rekeszek mérete, alakja és egymáshoz viszonyított távolsága, a sugárzás fajtája, hozama és energiája, a célszerv tömege, valamint a tömegegységre jutó elnyelt energia.

2.1 A mérhető mennyiségek és a lekötött effektív dózis kapcsolata

A belső sugárterhelés meghatározása a dózistényezők ismeretében a felvétel meghatározására egyszerűsödik le, azonban ez a mennyiség az esetek túlnyomó többségében nem mérhető közvetlenül.

A 3. ábra a mérhető (pontosabban a mérésekből közvetlenül számítható) mennyiségek és a lekötött effektív dózis kapcsolódását mutatja.



3. ábra: A mérhető mennyiségek és a lekötött effektív dózis közti kapcsolat [3]

Az egésztestszámlálással végzett mérés során az egész testben, résztestszámlálásnál egy adott szervben a mérés időpontjában levő radionuklid aktivitását lehet meghatározni egy, az emberi testen kívül lévő detektor segítségével, mely így a γ -sugárzásból származó, nagy áthatoló képességű sugárzást képes mérni. Tisztán α - vagy β -sugárzó radionuklid mérésénél biológiai minták közvetett mérését kell alkalmazni. Ekkor az emberi exkrétumok (vizelet, széklet) aktivitásából, vagy a tartózkodási helyen lévő levegő, esetleg az elfogyasztott élelmiszerek aktivitáskoncentrációjából, kinetikai modellek alkalmazásával lehet következtetni a szervezetben lévő radionuklidok mennyiségére, és ebből a felvétel nagyságára, az (5) egyenletet szerinti módon.

$$I = \frac{q(t)}{m(t)} \quad [Bq] \quad (5)$$

ahol

- I a felvétel (intake) [Bq],
- $q(t)$ az egésztest vagy résztest aktivitása [Bq] vagy biológiai minta aktivitáskoncentrációja [Bq/l],
- $m(t)$ a retenciós függvény [Bq/Bq] vagy az exkréciós függvény $\left[\frac{Bq}{d} / Bq \right]$

Az $m(t)$ függvény megteremti a mért mennyiségek és a felvétel közti kapcsolatot az idő függvényében, amelyet közvetlen mérés esetén a felvétel értékére vonatkoztatott retenciós (visszatartási) hányadnak, közvetett méréseknél pedig exkréciós (ürítési) hányadnak nevezünk.

A függvény értékeinek meghatározása során ugyanazon biokinetikai modelleket kell alkalmazni, mint amelyeket a dózisszámításhoz használtak. Numerikus értékeit a felvételtől számított idő függvényében táblázatos formában megtalálhatjuk az ICRP ajánlásban [12], és az ISO 27048 szabványban [13].

Az ICRP publikációkban, a dóziskorlátozási rendszeren belül, a dózistényező az egységnyi felvételhez tartozó lekötött effektív dózist $E(\tau)$ adja meg, ami a (6) egyenlettel írható.

$$e(\tau) = \frac{E(\tau)}{I} \quad [Sv] \quad (6)$$

ahol

$e(\tau)$ a dózistényező mely vonatkozhat belégzésre vagy lenyelésre [Sv/Bq],
 I a felvétel [Bq].

A dózistényező értéke függ a radionuklidtól, illetve az azt tartalmazó vegyület kémiai és fizikai tulajdonságaitól, az integrálási időtől, illetve attól, hogy a radionuklid milyen útvonalon jutott be a szervezetbe. Emellett figyelembe veszi az életkort is, amelytől függ az anyagcsere és az egyes radionuklidok biokinetikája. A dózistényezőket különböző esetekre kiszámolva, táblázatos formában teszi közzé az ICRP kiadványokban [14] [15] [16] [17].

Újabban az ICRP közlemények [14] [15] [16] [17] a dózistényező mellett tartalmazzák a retenciós vagy exkréciós függvényekből a dózistényezővel generált $z(t)$ függvényt. Ez megadja az egységnyi izotóptartalomhoz tartozó dózist amelyet a (7) képlettel tudunk felírni [14] [18]. Ennek segítségével, a mért izotópmennyiség alapján közvetlenül becsülhetővé válik a lekötött effektív dózis.

$$z(t) = \frac{e(\tau)}{m(t)} \quad [Sv/Bq] \quad (7)$$

ahol

$z(t)$ az egységnyi izotóptartalom dózisa függvény [Sv/Bq],
 $e(\tau)$ az dózistényező [Sv/Bq],
 $m(t)$ a retenciós függvény [Bq/Bq] vagy az exkréciós [$\frac{Bq}{d}/Bq$] függvény.

Tehát az adott mérési napon kapott eredményekre alkalmazva az egységnyi izotóptartalom függvényt ki tudjuk számolni a lekötött effektív dózist a (8) egyenlet alapján.

$$E(\tau) = q(t) \cdot z(t) \quad [Sv/Bq] \quad (8)$$

A felvételt a (9) egyenlettel határozható meg.

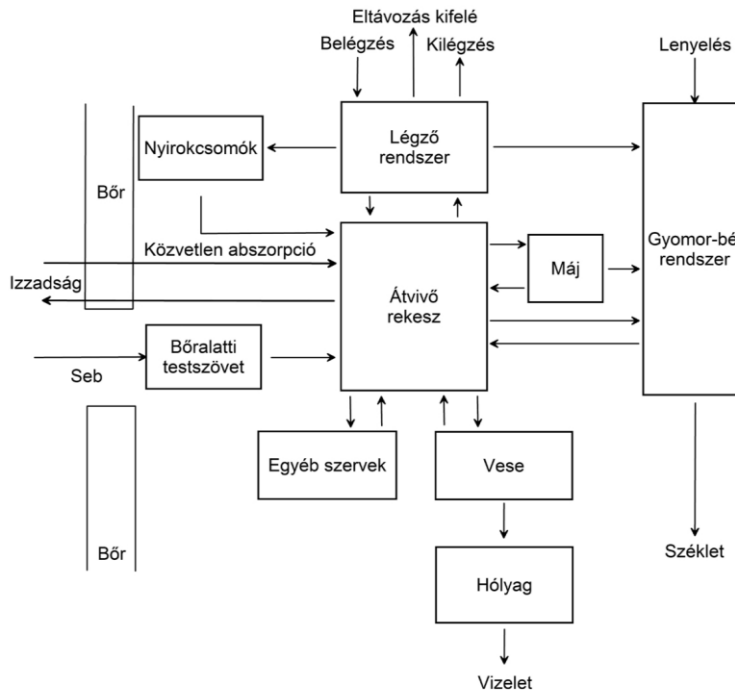
$$I = \frac{E(\tau)}{e(\tau)} \quad [Bq] \quad (9)$$

2.1.1 Biokinetikai modellek

A dózisbecslés elvégzéséhez elengedhetetlen ismeretekre van szükség az emberi szervezetbe került radioaktív anyag viselkedéséről. Ezeket a folyamatokat biokinetikai modellek írják le, segítségükkel kiszámolható a bomlások száma azokban a régiókban, ahol a radionuklid felhalmozódik. A biokinetikai modell egy matematikai modell, amely leírja a radionuklid felvételét és visszatartását az emberi test különböző szerveiben vagy szöveteiben, valamint az ezt követő, különböző utakon történő kiválasztását a szervezetből.

A biokinetikai modell általánosan megadja a radioaktív anyag belépési útvonalát a szervezetbe, és az ott végbemenő anyagcsere-folyamatok útvonalait, majd végül a kiürülést. Ezek ábrázolására, az egyes szerveket vagy szövetszortokat egy-egy kompartmentként adják meg és a köztük létrejövő útvonalakat nyilakkal jelölik, melyekhez hozzá rendelhetők a megfelelő transzferhányadosok értékek.

A 4. ábra összefoglalja a felvétel, a belső átvitel (transzfer) és a kiválasztás útjait. A légzőszervi traktus (belégzés), a gyomor-bélrendszeri traktus (lenyelés), az ép bőrön vagy a seben keresztül történő bekerülés a szervezetbe jutás fő útvonalai. Az aktivitás egy része felszívódik a vérbe és így a testnedvekbe (szisztémás rendszer) kerül és különböző anyagcsere-folyamatokon megy keresztül, amelyek meghatározzák a szervezeten belüli eloszlását, valamint az útját és a kiválasztódás sebességét. A szisztémás aktivitás eloszlása a szervezetben lehet diffúz és relatíve homogén, pl. a trícium víz esetében, vagy lokalizáltan, bizonyos szervekben vagy szövetekben, pl. pajzsmirigyben (a jóid esetében), csontokban (alkáliföldfémeknél), csontfelszínen és a májban (plutóniumnál vagy ameríciumnál)



4. ábra: A radioaktív anyag emberi testen belüli főbb mozgási útvonalai [3]

Az emberi szervezetbe bekerült anyag a szervezetből elsősorban vizelet és széklet útján távozik, továbbá izotópok aktivitása a radioaktív bomlás révén is csökken. A radioaktív izotópra jellemző

fizikai bomlást a fizikai felezési idővel ($T_{1/2}^{fiz}$), az anyagcserére jellemző folyamatokat a biológiai felezési idővel ($T_{1/2}^{bio}$) írhatjuk le. A két felezési időből képzett effektív felezési idő ($T_{1/2}^{eff}$) a teljes kiürülést jellemzi. Az effektív felezési időt a (10) képlet alapján lehet kiszámítani:

$$T_{1/2}^{eff} = \frac{T_{1/2}^{fiz} \cdot T_{1/2}^{bio}}{T_{1/2}^{fiz} + T_{1/2}^{bio}} \quad [s], \quad (10)$$

ahol

- $T_{1/2}^{eff}$ az effektív felezési idő [s],
- $T_{1/2}^{fiz}$ a fizikai felezési idő [s],
- $T_{1/2}^{bio}$ a biológiai felezési idő [s].

A vizelettel történő kiválasztás során a szervezet a plazmából és az extracelluláris folyadékból származó felesleges vagy káros anyagokat távolítja el a vizelettel. A székletkiválasztásnak két összetevője van: a szisztémás székletkiválasztás, amely a szisztémás anyagnak a gyomor- bél rendszeren (GI – Gastro-Intestinal) keresztültörténő eltávolítását jelenti és a közvetlen székletkiválasztás, amely a GI traktuson át fel nem szívódott anyagok eltávolítását jelenti.

A radioaktív izotóp emberi szervezetbe kerülésének főbb útvonalaira – belégzés, lenyelés, seben keresztüli bejutás, szisztémás rendszer – vonatkozó modelleket, amelyeket az ICRP közlemények javasolnak, a következő szakaszokban ismertetem.

2.1.1.1 Belégzés

A belélegzett radioaktív anyag először a légzőrendszerbe kerül, az ottani viselkedést az ICRP ajánlásai között megtalálható emberi légúti modell (HRTM – Human Respiratory Tract Model) írja le [14] [19], mely figyelembe veszi a belélegzett anyagok lerakódását, eloszlását, abszorpcióját és kiválasztását a tüdőben és a légutakban. A HRTM a légzőszervi traktust több kompartmentre osztja, amelyek mindegyikére különböző lerakódási és kiválasztási paraméterek vonatkoznak:

- Extrathoracalis régió (ET): Az orr, száj és garat régiói, ahol a nagyobb részecskék lerakódnak.
- Tracheobronchiális régió (TB): A légcső és nagyobb légutak, ahol a közepes méretű részecskék rakódnak le.
- Pulmonális régió (P): A tüdő alveoláris régiója, ahol a legkisebb részecskék és gázok lerakódnak.

A modell tartalmazza a nyirokrendszert is, a mellkason kívüli nyirokrendszert (LN_{TH} – Extrathoracic Lymph Nodes) és a mellkasi nyirokrendszer (LN_{ET} – Thoracic Lymph Nodes).

A radionuklidok lerakódásának ütemét és azt, hogy mekkora mennyiségük jut a véráramba az abszorpciós paraméterek határozzák meg, melyek függenek az anyag fizikai és kémiai tulajdonságaitól, a részecske méretétől, oldhatóságtól és kémiai összetételétől. Az abszorpció sebessége és hatékonysága attól is függ, hogy a részecskék hogyan lépnek kölcsönhatásba a tüdő szövetével. Az abszorpciós sebességeket általában három kategóriába sorolják:

- Gyors abszorpció (Type F): Az anyagok gyorsan bejutnak a véráramba (általában oldható anyagok).
- Közepes abszorpció (Type M): Az anyagok mérsékelt ütemben jutnak be a véráramba.

- Lassú abszorpció (Type S): Az anyagok lassan vagy egyáltalán nem jutnak be a véráramba (általában oldhatatlan anyagok).

A belégzéssel bejutó radioaktivitás egyszerűsített biokinetikai modellje a következő folyamatokat veszi figyelembe:

- Lerakódás, vagy depozíció, mind a be-, mind a kilégzés során történő lerakódási folyamatokat figyelembe veszi a modell az egyes régiókban lerakódott anyaghányadok megadásához. A lerakódás mértéke az aeroszolok esetében a részecske mérettől (AMAD – Activity Median Aerodynamic Diameter), valamint a légzési paramétereiktől függ. Az aeroszol jellemző részecskeméretének $5\ \mu\text{m}$ AMAD-ot feltételeznek és a munkavégzés esetén $31\ \text{l/perc}$ légzési sebesség vehető figyelembe.
- Tisztulás, a légzőrendszerbe jutott radioaktív anyag csökkenése több lehetséges útvonalon megvalósuló folyamat, ide tartozik az orrfújáson keresztüli távozás, a gyomor-bél és a nyirokrendszer felé történő ürülés, valamint a részecskék abszorpciója a véráramba.
- Feloldódás, időfüggő folyamat, a lerakódott anyag egy hányada (f_r) viszonylag gyorsan, s_r sebességgel feloldódik, míg a maradék hányad ($1 - f_r$) sokkal lassabban, s_s sebességgel.
- Abszorpció, az anyag átjutása a vérbe, függetlenül a mechanizmustól. A feloldott anyag vérből történő abszorpcióját általában azonnali felvételtként lehet kezelni. Az abszorpció sebessége az anyagi minőségtől, így a fizikai és kémiai formától függ. Abszorbeálódni csak az oldott hányad tud, és a fel nem oldott hányad kiürül a szervezetből.

3. táblázat: Az F, M és S típusú anyagok alapértelmezett paraméterértékei a HRTM modellben [14]

Típus		F (gyors)	M (mérsékelt)	S (lassú)
Gyors feloldódási hányad	(f_r)	1	0,2	0,01
Oldódási sebesség koefficiense:				
Gyors [d^{-1}]	(s_r)	30	3	3
Lassú [d^{-1}]	(s_s)		0,005	0,0001

Az abszorpció hányad függ a radioaktív anyag kémiai formájától. Azonban a belső sugárterhelés meghatározása során ezt sok esetben nem lehet pontosan megállapítani, ezért az anyagok kémiai formától függő abszorpció viselkedésének a jellemzésére az ICRP ajánlásokban az oldható, kevésbé oldható és az oldhatatlan besorolásokat alkalmazzák, alapértelmezett paraméterei a 3. táblázatban találhatóak. Az előzőekben ismertetett módon az ezeknek megfelelő abszorpció típusok a gyors (Type F), mérsékelt (Type M) és lassú (Type S). Nagyon gyors abszorpció típusról (Type V) beszélünk azon anyagok esetén (kizárólag gázok és gőzök esetén), amikor a légutakból gyakorlatilag azonnali felszívódást feltételezhetünk a véráramba. Gázok és gőzök esetében a légzőrendszer egyes területein történő lerakódást az oldhatóságuk és a reakcióképességük határozza meg. A HRTM modell a gázokat három csoportba sorolja: oldhatatlan és nem reakcióképes gázok (SR-0), a légutakban lerakódásra képes gázok (SR-1), jól oldható és reakcióképes gázok (SR-2)[20].

2.1.1.2 Lenyelés

A radioaktív anyag az emberi emésztőrendszerébe részben lenyelés útján, részben a légzőrendszer tisztulása révén vagy a többi szervből történő transzport útján kerülhet. Ezeket a folyamatokat az

ember emésztőrendszerének modellje írja le (HATM – Human Alimentary Tract Model) [21], melynek főbb jellemzői:

- A modell tartalmazza az emésztő rendszer összes régióját. A dózisszámításánál külön-külön figyelembe veszi a szájüreg, nyelőcső, gyomor, vékonybél, a jobboldali felszálló és a baloldali leszálló vastag bélszakokat, valamint a szigmabél–végbél régióit.
- A vastagbél dózisértékét a különböző szakaszainak tömegei szerinti súlyozott átlaga alapján számítja.
- Nem- és életkor-függő paramétereket alkalmaz az emésztőrendszeri tartalom mennyisége és az egyes régiókra vonatkozó tartózkodási idők tekintetében.
- Áthaladási időket ad meg a szájra, nyelőcsőre és gyomorra a szilárd étel, az ital és a teljes táplálék esetére.
- Feltételezi, hogy a vérbe történő abszorpció kizárólag a vékonybélből történik, ami azt jelenti, hogy a teljes abszorpció hányad, f_A (frakcionális abszorpció), megegyezik a vékonybélből történő abszorpció hányadával, az f_{SI} -vel.
- A modellstruktúra megengedi más régiókból történő abszorpció figyelembevételét is, amennyiben az erre vonatkozó információ rendelkezésre áll.
- A modell javasolja figyelembe venni az emésztőrendszer különböző régióiban a falak nyálkahártyájának, valamint a fogaknak a visszatartó hatását, ha vannak erre vonatkozó ismeretek.
- Dózisszámításokat tesz lehetővé az tápcsatornából kiinduló rákos folyamatok keletkezésével kapcsolatban.

Nagy előnye a HATM-nak, hogy a rövid hatótávolságú α - és β -sugárzás esetén is pontos dózisszámítást tesz lehetővé, mert figyelembe veszi a rákkockázat szempontjából fontos régiókban a szövetrétegek tényleges dózisértékét [3].

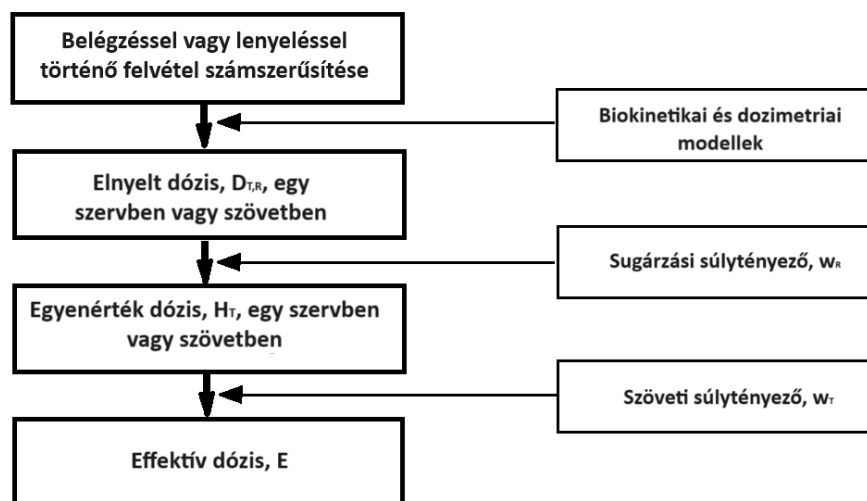
2.1.1.3 *Seben keresztüli bejutás*

A seben keresztüli bejutás esetén a folyamatok komplexitása és az esetek változatossága miatt nehéz egyetlen, általánosan javasolható modellt és eljárást alkalmazni. Jóllehet, az amerikai Nemzeti Sugárvédelmi és Mérési Tanács (NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements) az ICRP közreműködésével kidolgozott egy öt rekeszes modellt [22], amely lehetővé teszi a radioizotóppal szennyezett seben keresztül fellépő belső sugárterhelés számítását. Ennek segítségével meg lehet határozni mind a sérülés helyén fellépő dózist, mind pedig az egyes szervek lekötött egyenértékű dózisértékét, amennyiben a modellhez kapcsolható az adott radioizotópra vonatkozó szisztémás modell [3]. A modell kidolgozásához főleg állatkísérletekből származó adatokat használtak fel, melyek elsősorban intramuszkuláris injekcióval végzett patkánykísérletekből származtak. Bár számos egyszerűsítést és közelítést kell alkalmazni ahhoz, hogy a fiziológiai folyamat modellezhetővé váljon, még így is jelentős eredményekre vezetett a létrehozott modell. A kísérleti adatok alapján alkalmas arra, hogy leírja a radioaktív anyag kinetikáját a szervezetben. A modell tehát segít a biológiai vizsgálati adatok értelmezésében, különösen radioaktív anyaggal szennyezett személyek helyszíni (*in situ*) sebmérési adatainak kiegészítésében. Az NCRP modell hasznossága abban rejlik, hogy a dozimetriai számításokhoz egy biokinetikai leírást ad, mind a seb helyén, mint a többi szervek, szövetek terén. Ehhez a seb helyén a visszatartási kinetikát össze kell csatolni egy olyan dozimetriai

modellel, ami megfelelő annak leírására, hogy a radioaktív anyag a seb helyén és a környező szövetekben mekkora dózist okoz [14].

2.1.2 Dozimetriai modellek

A dozimetriai modellek alkalmazásával határozható meg az elnyelt dózis egy adott testszövetben. A dozimetriai modellek a 2.1.1 fejezetben ismertetett biokinetikai modellekre épülnek. A dozimetriai modell kidolgozásához egy adott izotóp radioaktív bomlása következtében keletkező sugárzásfajtáknak az emberi szervezet adott helyein létrejövő kölcsönhatási folyamatait kell követnünk ahhoz, hogy kiszámíthassuk a céltárgyként tekintett szövetben elnyelt energiát. Ilyen módon, ahogy azt az 5. ábra mutatja, meghatározható a különböző forrászervekben történt radioaktív bomlás következtében a kritikus célszervekben, szövetekben létrejött egyenértékdózis és ezen keresztül az effektív dózis.



5. ábra: Az elnyelt dózis és a védelmi mennyiségek - az egyenértékdózis és az effektív dózis - kiszámítása radionuklidok felvétel esetén [14]

A kérdéses T céltárgy testszövetet ért $H_T(\tau)$ lekötött egyenértékdózis számítása során két fő tényezőt kell figyelembe venni.

Az egyik a lekötött egyenértékdózis-teljesítmény időfüggéséből adódik, vagyis az időbeli változás utal a T szervben, vagy testszövetben jelenlevő radioizotóp aktivitásának a biokinetikai folyamatok és a fizikai bomlás következtében előálló időbeli változására. Természetesen maga a forrászerv is tekinthető cél szervnek a benne létrejött radioaktív bomlás szempontjából, hiszen a kis hatótávolságú korpuszkuláris sugárzás jelentős része, ha nem az egésze, ebben a szervben adja le az energiáját, de nagyobb méretű szerv esetében még a nagyobb hatótávolságú fotonok is hagyhatnak számításba veendő energiát a forrászerv térfogatában. A fentiekből következik, hogy az radioaktivitás időintegrálja megadja az integrálási idő alatt a vizsgált radionuklidokat tartalmazó S (forrás, source) szervekben, szövetekben bekövetkezett összes bomlások számát.

A lekötött egyenértékdózis-teljesítmény másik, időtől független része az egy radioaktív bomlásból származó sugárzás energiájának az adott testszövetben történő elnyelődésére utal.

Az elmondottakat természetesen ki lehet terjeszteni az $E(\tau)$ lekötött effektív dózisra is, ekkor azonban figyelembe kell venni egyrészt a többi testszövet biokinetikáját is (azaz minden szerv lehet „célszövet”), másrészt az egyes testszövetekben lévő aktivitástól származó sugárzások elnyelődését a saját, és áthatoló sugárzások esetében a többi testszövetben is. Megkülönböztetve az S forrásszervet a T céltárgy testszövettől, 50 éves integrálási időt feltételezve a lekötött effektív dózis (E_{50}) egy adott izotópra a (11) képlettel és azzal összefüggésben a (12) és (13) egyenletek adhatók meg [3].

$$E_{50} = \sum_T w_T \sum_S U_S \sum_i \frac{Y_i \varepsilon_i AF(T \leftarrow S)_i w_{R,i}}{M_T} \quad [Sv] \quad (11)$$

$$U_S = \int_{t=0}^{50} q_S(t) dt \quad [darab] \quad (12)$$

$$SEE(T \leftarrow S) = \sum_i \frac{Y_i \varepsilon_i AF(T \leftarrow S)_i w_{R,i}}{M_T} \quad [Sv/Bq \cdot s], \quad (13)$$

ahol

$SEE(T \leftarrow S)$ a fajlagos effektív energia, a T célszövet tömegegységére jutó, a sugárzási súlytényezővel megfelelően módosított energia, amely az S forrásszervbe bekövetkező átalakuláskor keletkezik egy i-edik sugárzás következtében, $[Sv/Bq \cdot s]$,

$AF(T \leftarrow S)_i$ az S forrásszervből kiinduló i-edik sugárzás energiaelnyelési hányada a T célszövet szervben $[-]$,

U_S az S forrásszervben a kérdéses izotóp 50 év alatti összes bomlásának a száma $[darab]$,

$q_S(t)$ az S forrásszervben a kérdéses izotóp időfüggő aktivitása $[Bq]$,

Y_i az izotóp i-edik sugárzásának bomlásonkénti gyakorisága $[1/Bq \cdot s]$,

M_T a céltárgy szerv tömege $[kg]$,

w_T testszöveti súlytényező $[-]$,

$w_{R,i}$ sugárzási súlytényező $[-]$,

ε_i az i-edik izotóp sugárzási energiája $[J]$.

2.2 Belső sugárterhelés meghatározásához szükséges mérési módszerek

A belső sugárterhelés mérésére alkalmas módszerek kiválasztását különböző tényezők befolyásolják, mint a radioizotóp sugárzási jellemzői, fizikai és kémiai tulajdonságai, a testbe kerülés körülményei és annak útvonala, a biokinetikai jellemzők és a mérési módszer célzott érzékenysége.

A belső sugárterhelés meghatározására alkalmas méréseket két nagy csoportra lehet elkülöníteni a szerint, hogy a szervezetbe került radioizotóp mennyiségét külső mérőeszközzel közvetlenül mérjük, vagy közvetett módszerrel, a szervezetből kiürülő izotóp aktivitáskoncentrációjából következtetünk a felvételre. Közvetlen mérési módszer akkor alkalmazható előnyösen, ha a radioizotóp γ -gyakorisága és a foton energiája kellően nagy, ekkor több izotóp egyidejű észlelése esetén is gyors minőségi és mennyiségi elemzésre van lehetőség. Ha az emittált γ -, vagy röntgenfoton energiája kicsi, illetve az α - vagy β -sugárzást nem kíséri nagy energiájú γ -sugárzás, az exkrétumok közvetett mérése lehet a megfelelő módszer [3].

2.2.1 Közvetlen mérések

A közvetlen (*in vivo*) mérési módszer a szervezetbe került radioizotóp mérésének olyan módszere, amely során megbecsülhető a szervezetben a mérés időpontjában jelenlévő radioizotóp mennyisége. Ezzel a mérési módszerrel [23] csak olyan radionuklidok járuléka határozható meg, amelyek sugárzása kellő mértékben képes áthatolni az emberi testen, így azt a rajta kívül elhelyezett detektor érzékelni tudja (elsősorban a 30 keV feletti energiájú γ - és röntgensugárzás). A leggyakrabban használt detektortípusok a talliummal szennyezett nátrium-jodid (NaI(Tl)) szcintillációs detektorok és a nagy tisztaságú germánium (HPGe – High Purity Germanium) félvezető detektorok. A NaI(Tl) szcintillációs detektor jó detektálási hatásokkal rendelkezik a közepes és nagy energiákra nézve. Közepes energiefelbontóképességük következtében az egymáshoz közeli energiájú fotonokat kibocsátó izotópok mennyiségi és minőségi analízis nehezen végrehajtható. A detektorkristályhoz kapcsolódó fotoelektron-sokszorozó (PMT – photomultiplier tube) hőmérsékletfüggése ugyan ronthatja az energiakalibráció stabilitását, azonban a detektortípus nagy előnye, hogy szobahőmérsékleten üzemeltethető. A HPGe detektor ezzel szemben kiváló energiefelbontással rendelkezik, alacsony háttér és jó hatásfok jellemzi a kis energiájú mérési tartományában is. A megfelelő működéshez azonban folyamatos – jellemzően folyékony nitrogénes – hűtést igényel.

A háttér csökkentésének érdekében a detektorokat, így magát a mérőhelyet jól árnyékoló területen kell összeállítani. Árnyékoló anyagok általában nagy sűrűségű és tömegszámú anyagok (ólom, acél, vas, réz) lehetnek, amelyek megfelelő mértékben gyengítik a γ -fotonok intenzitását. Kulcsfontosságú szempont az is, hogy az alkalmazott anyagok saját sugárzása minél kisebb legyen.

A detektor energia-, félértékszélesség- és hatásfok-kalibrációjának elvégzése mind szükséges a szervezetben található radionuklidok minőségi és mennyiségi elemzéséhez. A hatásfok-kalibrációhoz használatos kalibráló fantomok méreteinek meg kell egyezni az emberi test valós méreteivel, hogy a bonyolult alakú és összetételű emberi testet szimulálni lehessen. A kalibrációt a mérési geometriával lehetőség szerint minél jobban megegyező mérési elrendezés mellett kell megvalósítani, ahhoz hogy a fantom és a mért test közti eltérésekből fakadó, a mennyiségi kiértékelésnél jelentkező, hibákat a lehető legkisebbre csökkenthessük. Fontos azonban kiemelni, hogy a fantom és a mért test egyezőségének elvárt mértéke függ a mérendő radionuklid energiájától és testen belüli eloszlásától. Minél kisebb energiájú fotonok mérése a cél, annál pontosabb imitációra van szükség. Ilyenkor, olyan antropomorf fantomot használnak, melyekben pl. a mellkas csontjainak, a tüdő laza szöveteinek gyengítő hatásai is figyelembe vehetők, mert a mérendő szerv geometriájának megfelelő leképezése mellett fontos a test (ön)árnyékolása. Nagyobb fotonenergiáknál már nem olyan lényeges követelmény a pontos antropomorfítás, ezért a több száz keV energiájú γ -fotonok mérésénél elegendő az emberi test alakját durván közelítő, műanyag edényekből összeállított fizikai fantomot alkalmazni. A testnedvekben oldott radionuklidok meghatározásához a szervezeten belüli izotópeloszlás jó közelítéssel egyenletesnek feltételezhető, és a testszövet anyaga egyszerű vizes oldattal szimulálható.

Kalibráció szoftveres környezetben elkészített, az emberi test geometriáját jól leíró modell segítségével is végezhető. A Monte Carlo modellek lehetővé teszik az emberi testben létrejövő fotontranszport, a mérési geometria és a detektorjelzés együttes szimulációját. A számítási eredmények felhasználhatók valós mérési geometriák és eljárások validációjához is.

A hatásfok-kalibrációhoz használt ismert mennyiségű radioizotóp segítségével számolható ki a detektor hatásfoka a (14) egyenlet alapján:

$$\eta(E) = \frac{N_E}{t \cdot A_{R,E} \cdot f_{\gamma R,E}} \quad [-] \quad (14)$$

ahol

- $\eta(E)$ az E energiához tartozó hatásfok [-],
- N_E az E energiánál lévő nettó beütésszám [counts],
- t a mérési idő [s],
- $A_{R,E}$ az R radionuklidhoz tartozó aktivitás [Bq],
- $f_{\gamma R,E}$ az R radionuklid E energián jellemző γ -gyakorisága [-].

2.2.1.1 Egésztetszámlálás

A szervezetben lévő radioizotópok aktivitásának meghatározására szolgáló közvetlen mérési módszerek közül az egyik legismertebb eszköz az egésztetszámláló, amely alkalmas az emberi szervezet egészének analizálására és a benne jelenlévő radioizotóp pillanatnyi aktivitásának meghatározására [3]. Az egésztetszámlálás során egy, az emberi testen kívül elhelyezett, általában szcintillációs vagy félvezető γ -spektrometriai detektor segítségével mérhető a szervezetben lévő radionuklid mennyisége és minősége. A γ - vagy röntgensugárzás energiájából meg lehet állapítani, hogy milyen radionuklid található a szervezetben, a fotonok számából pedig a nuklid radioaktivitását (15) lehet meghatározni.

$$A_{R,E} = \frac{N_E}{t \cdot \eta(E) \cdot f_{\gamma R,E}} \quad [Bq] \quad (15)$$

ahol

- $A_{R,E}$ az R radionuklidhoz tartozó aktivitás [Bq],
- N_E az E energiánál lévő nettó beütésszám [counts],
- t a mérési idő [s],
- $\eta(E)$ az E γ -energiára érvényes számlálási hatásfok [-],
- $f_{\gamma R,E}$ az R radionuklid E energián jellemző γ -gyakorisága [-].

A mennyiségi meghatározáskor figyelembe kell venni, hogy a kilépő fotonoknak csak egy bizonyos része detektálható, ezért fontos szerepet játszik a megfelelő (hatásfok-) kalibráció. Az egésztetszámlálás, mint megnevezés arra utal, hogy a mérési geometria megválasztásakor fontos tényező, hogy a sugárforrás testen belüli elhelyezkedésétől, amennyire csak lehet, független legyen a detektor jelzése.

2.2.1.2 Résztest- (szerv-) számlálás

Amennyiben a mérés valamelyik szervben található radioizotóp mennyiségének meghatározására irányul, akkor a detektort a test közelében úgy kell elhelyezni, hogy kellő érzékenység mellett a kérdéses szerv mérését az egyéb szervekből kilépő fotonok lehetőleg ne zavarják. Ezen mérések megvalósításához a kis detektor-célszerv távolság mellett célszerű megfelelő detektorárnyékolásról, illetve kollimátor elhelyezéséről is gondoskodni.

A szervekre irányuló tipikus mérési feladat lehet a tüdőben vagy a pajzsmirigyben felhalmozódott izotópok meghatározása, de ide sorolható „csontkereső” izotópok esetében a koponya vagy a térdízület aktivitásának mérése is.

A belégzéssel a szervezetbe került radioizotópok elsődleges megtalálási helye a tüdő, így ennek monitorozása sok esetben szükséges. A kis energiatarományba (30-80 keV) eső transzurán (pl. ^{239}Pu , ^{241}Am) elemektől származó fotonok mérése során nagy jelentősége van az egyedi jellemzők figyelembevételének, mert a kis energiájú fotonokat a testszövetek jelentősen gyengítik, ezért alacsony energiájú fotonok mérése esetén a detektorok kalibrálásához valóságú antropomorf fantomokat kell használni [24].

A jódiotópok (köztük a gyakrabban mérendő ^{131}I , ^{125}I , ^{129}I) pajzsmirigyben történő feldúsulása szükségessé teszi olyan mérési módszerek kidolgozását, amelyek kifejezetten e szerv vizsgálatára alkalmasak. Ehhez a méréshez olyan detektort kell alkalmazni, amely jól lokalizálható a pajzsmirigy közelében. Legtöbbször Na(Tl) detektorokat használnak, melyeket árnyékolással látnak el.

Abban az esetben, ha a felvétel során úgynevezett „csontkereső” izotópok (^{241}Am , ^{223}Ra , ^{239}Pu , ^{90}Sr) kerülnek az emberi szervezetbe, az ezekből származó kis energiájú fotonok közvetlen mérését a test olyan területén kell elvégezni, ahol a csonttartalom magas, a környező szövetsűrűség alacsony és jól elszigetelhető vagy leárnyékolható a test többi részében lévő aktivitás zavarásától. A koponya és a térd megfelel ezeknek a követelményeknek. A méréseket általában a szerv körül, több detektor alkalmazásával hajtják végre.

A közvetlen mérésekhez használt detektor megválasztása függ a mérni kívánt izotópok energiájától, a mérés érzékenységére vonatkozó követelményektől és a környezet zavaró háttérsugárzásának szintjétől.

2.2.2 Közvetett mérések

A belső sugárterhelés meghatározásához közvetett (*in vitro*) mérési eljárás is használható, ebben az esetben biológiai eredetű minták aktivitáskoncentrációjának értékéből – melyek lehetnek exkrétumok (vizelet, széklet), vér vagy orrváladék –következtetünk, biokintekai modellek segítségével, a testben jelenlévő radioaktív anyag mennyiségére és az abból származó dózisa. A mérési módszer megválasztásához ismerni kell a vizsgálandó radioizotóp fizikai és kémia tulajdonságait és a szervezeten belüli metabolikus viselkedését [25]. A gyakorlatban ezeknek megfelelően választhatjuk meg a meghatározás módszerét, amely lehet α -, vagy γ -spektrometria, vagy β -sugárzás mérésére alkalmas eljárás.

Az α -spektrometriás mérések azokban az esetekben használhatók, ha feltételezhető, hogy α -sugárzó izotóp került a szervezetbe. Ennél a mérési módszernél szükség van kémiai elválasztásra és nagyon gondos minta-előkészítésre. A sugárzásmérések arra alkalmas félvezető detektorral történnek. A módszert általában urán vagy transzurán izotópok esetében alkalmazzák.

Exkréciós minták γ -spektrometriás mérését széleskörűen alkalmazzák urán hasadási termékek és neutron aktivációs izotópok mérésére. Nagy előnye, hogy nem teszi szükségessé az előzetes kémiai feldolgozást.

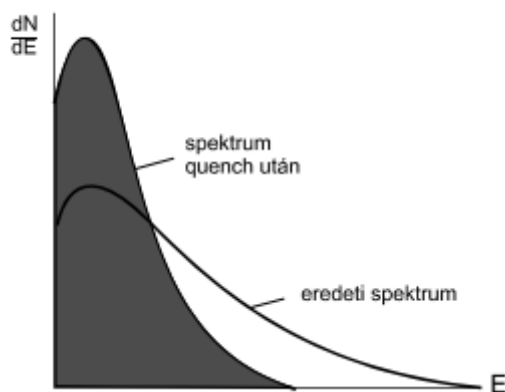
A β -sugárzás mérése leggyakrabban folyadékszcintillációs számlálással (LSC – Liquid Scintillation Counting) történik. Az LSC egy olyan analitikai módszer, amely különösen a kis energiájú β -sugárzások esetében alkalmazható, így például ^3H , vagy ^{14}C izotópok aktivitásának meghatározására.

A közvetett mérések esetén az első lépés a biológiai minták összegyűjtése, mely során kellő körültekintéssel kell eljárni annak érdekében, hogy a mérési bizonytalanságot a későbbiekben csökkenteni lehessen. Tekintve, hogy az anyagcsere-folyamatok elhúzódhatnak, ezért egyszeri (spot) exkrétum nem szolgáltat reprezentatív információt az inkorporációról. Ennél fogva a vizeletgyűjtés esetén 24 órás, míg székletminta esetén még ennél is hosszabb, 48 vagy akár 72 órás mintavételi idővel

vett mintákból lehet csak az egy napra vonatkozó átlagos izotópürítést meghatározni [7]. A minták gyűjtésénél maximálisan ügyelni kell a keresztszennyeződések elkerülésére vagy a lehetőségének feltárására, továbbá számolni kell a minták biológiai bomlásával és feltehető toxikus hatásával.

A második lépés az összegyűjtött minták előkészítése, melynek legfőbb célja, hogy a mintákból megtörténhessen azoknak az anyagoknak az eltávolítása vagy legalább mennyiségük redukálása, amelyek zavart okozhatnak a mérésekben. Ennél a lépésnél általában arra kell törekedni, hogy a nem radioaktív szerves anyag eltávolításra kerüljön és a nem radioaktív szerves összetevők mennyiségét minél jobban redukálni lehessen. A szerves anyagok eltávolítása gyakran oxidációval, például égetéssel vagy vegyi kezeléssel történik, amely során a szerves komponensek szén-dioxidra és vízre bomlanak le, így teljesen eltávolíthatók a mintából. A szerves anyagok esetén mennyiségük csökkentését gyakran fizikai eljárásokkal, például centrifugálással, szűréssel vagy vegyi oldószerekkel próbálják elérni, de ezek az eljárások nem mindig eredményeznek teljes eltávolítást. A mintakezelés során a mérendő mintát a meghatározott mérési protokoll szerinti geometriába kell előkészíteni, amely függ a mérés típusától és a mérendő radionuklidtól, a minta jellegétől (halmazállapotától) és típusától [3].

Testi minták mérésénél az egyik leggyakrabban használt mérés technika a folyadékszintillációs számlálás (LSC – Liquid Scintillation Counting), mely kis áthatoló képességű sugárzások mérésének egyedülálló módszere. Legnagyobb előnye, hogy segítségével a lágy β -sugárzó izotópok (pl. ^3H , ^{14}C) is igen jó hatásfokkal detektálhatók, mivel a mérendő izotóp és a szcintillátoranyag közös oldatban van. A keverék fő tömegét az oldószer teszi ki, ezért a sugárzás energiáját közvetlenül az oldószer molekulájának adja át és azokat gerjeszti. Egyetlen β -részecskének kölcsönhatása révén számos foton emittálódik, melyeknek száma arányos a β -részecskék átadott energiájával, így a fotoelektron-sokszorozókkal mért fényerősség ezzel lesz arányos. Azonban vannak olyan folyamatok, amelyek következtében a gerjesztési energia egy része nem jut el a szcintillátorhoz, ezt kémiai quench hatásnak (kémiai kioltásnak) nevezzük. A kémiai quench hatás csökkenti a detektor által észlelt fény intenzitását, így alulbecsüli a mintában jelen lévő radioaktív izotópok aktivitását [26]. A mintában megjelenő színes anyagok fokozzák az úgynevezett szín quench (szín-kioltás) hatást, és a szcintillációs folyamat során keletkező fotonok elnyelődnek, ami a kimenő jel csökkentéséhez vezet, mely a spektrum megváltozását eredményezi. A β -spektrum változását szemlélteti a 6. ábra.



6. ábra A β spektrum változása a quench hatására [26]

A folyadékszintillációs mérés technikában a rendszer kalibrációja a quench hatások miatt meglehetősen komplex feladat. A kémiai, illetve a szín quench hatására megváltozó energiaspektrum az alacsonyabb tartományok felé tolódik el, és ezáltal számlálási veszteség következik. Ezek a

hatások főleg a kis energiás sugárzások (^3H – trícium) esetén hangsúlyosak. A quench által okozott veszteségek számba vétele különböző quench korrekciós eljárásokkal lehetséges.

2.2.3 Mérések érzékenysége

A belső sugárterhelés meghatározásának egyik legnagyobb kihívása annak igazolása, hogy a mérendő mintából – legyen az emberi test, résztest vagy exkréciós minta – megbízható mérési eredményt kapunk-e. Az aktivitás mérésének véletlenszerű bizonytalanságához hozzájárul a háttér mérésről mérésre változó járuléka is.

A háttér véletlenszerű ingadozása által okozott pozitív nettó beütésszám esetén a mintában értelmezett aktivitás valójában nincs is jelen, így hamis pozitív eredményt adunk. α lesz annak a téves döntésnek (elsőfajú hibának) a valószínűsége, hogy tévesen igazoltnak vesszük egy radionuklid jelenlétét a vizsgált mintában, miközben az nincs jelen, így adva fals pozitív eredményt [27].

Ha a mért beütésszám meghaladja a döntési küszöböt (L_C -critical level), a vizsgált fizikai jelenség (itt a radioaktivitás jelenléte) igazoltnak tekinthető, a mérési eredmény annak tulajdonítható. Ezek alapján az L_C kiszámítható a (16) képlet alapján.

$$L_C = k\sqrt{2N_B} \quad [\text{counts}] \quad (16)$$

ahol

N_B a háttérminta beütésszáma az adott tartományban [counts],

$k=1,645$, a standardizált normális eloszlás $1-\alpha$ valószínűséghez tartozó kvantilise (ahol rendszerint $\alpha=5\%$).

Ezzel szemben, a hamis negatív döntés azt jelenti, hogy a radionuklid jelenlétét a vizsgált mintában tévesen elutasítjuk, miközben jelen van, vagyis β valószínűséggel kapnánk L_C alatti értéket (amely a radionuklid jelenlétének elutasítását vonná maga után), miközben a valóságban L_C feletti az aktivitás (vagyis a radionuklid jelenléte igazoltnak tekinthető). A detektálási határértéket küszöböt (L_D - detection limit), úgy definiálják, hogy a mintában L_D -nek megfelelő aktivitás jelenléte esetén β annak a valószínűsége, hogy a nettó jelszám L_C -nél kisebb lesz (β értékét általában szintén 5%-nak választják) [27].

A detektálási határ (beütésszám) 95%-os megbízhatósági szinthez tartozó meghatározása, a (17) képlettel szerint lehetséges.

$$\begin{aligned} L_D &= 2L_C + k^2 = 2 \cdot k\sqrt{2N_B} + k^2 \\ &= 4,65\sqrt{N_B} + 2,71 \end{aligned} \quad [\text{counts}] \quad (17)$$

ahol

L_D a detektálási határ,

L_C a döntési küszöb,

N_B a háttérminta nettó beütésszáma az adott tartományban [counts].

A döntési küszöb előre megállapítható olyan tényezők alapján, mint a mérési bizonytalanság, a kívánt megbízhatósági szint és a hamis pozitív vagy hamis negatív eredmények elfogadható kockázata. A fizikai hatás (a mért nagyság) mérése után a kapott értéket összehasonlítjuk a döntési

küszöbértékkel. Ha a mért érték eléri vagy meghaladja a döntési küszöböt, akkor a fizikai hatás fennáll. Ezzel szemben, ha a mért érték a küszöbérték alá esik, akkor az a következtetés, hogy a fizikai hatás nem áll fenn, vagy a mérőrendszer kimutatható határa alatt van.

A mérés érzékenységének elég nagyoknak kell lennie ahhoz, hogy a legkisebb kimutatható aktivitás mértéke az adott izotópra, a felvétel időpontjának megfelelő becslése mellett lehetővé tegye, hogy a nemzetközi ajánlásokban és a hazai szabályozásokban lévő aktivitásszintek megfelelően meghatározhatók legyenek. A 95%-s megbízhatósági szintnek megfelelően a kimutatási határra vonatkozó felvétel a (18) egyenlettel számolható.

$$MDA = \frac{4,65\sqrt{N_B} + 2,71}{t \cdot \eta(E) \cdot f_{Y_{R,E}}} \quad [Bq] \quad (18)$$

ahol

- MDA a legkisebb mérhető aktivitás [Bq],
 N_B a háttérminta nettó beütésszáma az adott tartományban [cps],
 t a mérési idő [s],
 $\eta(E)$ az adott γ -energiára érvényes számlálási hatásfok [–],
 $f_{Y_{R,E}}$ az R radionuklid E energiára jellemző γ -gyakorisága [–].

2.2.4 Mérési bizonytalanság

A mérések elvégzése során a cél az, hogy a mért érték minél közelebb legyen a valós vagy várt értékhez.

A mért adatok bizonytalanságának számos forrása lehet, melyek négy fő kategóriába csoportosíthatók [28].

1. A mérési minta előkészítése során a minta tömegének, térfogatának, inhomogenitásának bizonytalanságát kell figyelembe venni.
2. A kalibrációs folyamatokból származó bizonytalanság a mérési időszak alatti instabilitásból, az energia- és hatásfok-kalibrációban fellépő bizonytalanságból, valamint a kalibrációs függvények számított értéke és a tényleges fizikai jelenség közötti különbségből származik.
3. A vizsgált minta méréséből származó bizonytalanságok, mint a minták méréséhez használt geometria eltérése a szabványostól, véletlen és valós koincidenziákból, a holtidő hatásából, a figyelembe nem vett radioaktív bomlásból, az önabszorpció, a nettó csúcsterület meghatározásából származó bizonytalanságok, valamint a számítások során fellépő statisztikai bizonytalanság.
4. A nukleáris adatokból, a felezési időből és a gyakoriságból származó bizonytalanságok.

A legtöbb esetben a meghatározni kívánt mennyiséghez több olyan, közvetlenül mért vagy számított paramétert kell felhasználni, melyek szintén bizonytalansággal terheltek. A meghatározni kívánt mennyiség bizonytalanságához a Gauss-féle bizonytalanságtérjedési törvényt lehet használni, ami az egyes komponensek bizonytalanságait veszi figyelembe a mérési eredmény bizonytalanságának megállapításakor. Gauss-féle bizonytalanságtérjedési törvényt a dolgozat 13.1. fejezetében részletezem.

A radionuklidok aktivitásának számítására használt eljárások mindegyike véletlenszerű és szisztematikus hibaforrás. A mérések bizonytalansága jellemzően elsősorban a számlálási statisztikákból, a kalibrációs eljárásokból, a forrás vagy a mérőrendszer esetleges szennyeződéséből,

és a háttér véletlenszerű ingadozásaiából ered. A mérés teljes bizonytalanságának becsléséhez szükséges lehet minden egyes forrás figyelembevétele.

Egy mennyiség bizonytalansági összetevői két fő kategóriába sorolhatók, amelyekre a következőkben úgy hivatkozunk, mint *A* és *B* típusú bizonytalanságok. Az *A* típusú bizonytalansági értékelés, amely a statisztikai eszközökön alapul, és a *B* típusú bizonytalanságértékelés, amely nem statisztikai eszközökön alapul [29].

A szervezetben vagy biológiai mintában mért aktivitás mérése esetén az *A* típusú bizonytalanságok csak a számlálási statisztikákból adódnak, amelyek a Poisson-eloszlással írhatók le. Továbbá minden olyan bizonytalanságot, ami nem ilyen típusú (pl. a felhasznált mennyiségek pontatlan ismeretéből fakadó úgynevezett módszeres hibákat), *B* típusú bizonytalanságnak nevezzük. A *B* típusú bizonytalanságot belső sugárterhelésben legtöbbször log-normál eloszlással jellemezhetjük.

A *in vivo* mérési módszer esetén a *B* típusú mérési bizonytalanságok közé soroljuk az alábbi komponenseket [11]:

- a detektor-ember pozíciójának bizonytalanságát,
- a megfelelő háttér megválasztási bizonytalansága (annak esetleges megváltozását a mérés folyamán, illetve a kalibrációk és a mérés közötti időben),
- a test méretek különbözőségéből fakadó bizonytalanságot,
- a testen belüli aktivitás eloszlásának bizonytalanságát,
- a kalibrációból fakadó bizonytalanságokat,
- a spektrumkiértékelésből származó bizonytalanságokat,
- az elektronikus eszközök stabilitásának bizonytalanságait,
- más radionuklidoktól vagy a szomszédos testrészek radioaktív anyag-lerakódásaitól származó interferenciák,
- a személy esetleges külső felületi szennyeződéséből származó bizonytalanságot,
- a testben található természetes radioaktív elemek esetleges interferenciája.

A *in vitro* méréseknél a *B* típusú bizonytalansági komponensek közé tartozik [11]:

- a minta térfogatának vagy tömegének meghatározása,
- a minta hígításának és pipettázásának bizonytalansága,
- a kalibráláshoz használt minták stabilitása és aktivitása,
- a kémiai kitermelés bizonytalansága,
- a környezeti feltételek,
- a spektroszkópiás felbontás és csúcs-átfedés,
- a minta szennyeződései,
- a forrás pozicionálás pontatlansága,
- a kalibrálási geometriától eltérő térfogat és sűrűség,
- bomlási korrekciók,
- a kalibrálás homogenitásának feltételei.

A számlálási statisztikával kapcsolatos mérési bizonytalanságok (*A* típusú bizonytalanságok) csökkennek az aktivitás növekedésével vagy a számlálási idő növekedésével, míg a *B* típusú

bizonytalansági tényezők lényegében függetlenek az aktivitástól vagy a számlálási időtől. Ezért, amikor az aktivitásszintek alacsonyak és közel vannak a kimutatási határhoz, a teljes bizonytalanságnál az *A típusú* komponens (azaz a számlálási statisztika) dominál. Viszont az olyan radionuklidok esetében, amelyek könnyen kimutathatóak és elegendő mennyiségben vannak jelen, a teljes bizonytalanságot gyakran a *B típusú* (azaz a számlálási statisztikán kívüli bizonytalanságok) összetevő uralja.

A mért aktivitáshoz (*A*) tartozó *A típusú* bizonytalanság és a σ_A a (19) és a (20) egyenletben megadott módon írható fel [11].

$$A = C_n \left(\frac{N_G}{T_S} - \frac{N_B}{T_B} \right) = \frac{C_n}{T_S} \left(N_G - \frac{N_B}{R_B} \right) \quad (19)$$

$$\sigma_A = \frac{C_n}{T_S} \sqrt{N_G - \frac{N_B}{R_B^2}} \quad (20)$$

ahol

- N_G a mintában mért beütésszám,
- N_B a háttérben mért beütésszám,
- R_B a háttér és a minta mérési idejének aránya $R_B = T_B/T_S$
- C_n a számlálási sebességet aktivitássá konvertáló normalizációs tényező, [Bq/beütés/s].

Az egyéni mérési eredmény bizonytalanságát kifejezhetjük a szórás tényezővel (SF - Scattering Factor), amennyiben feltételezzük, hogy a mért adat teljes bizonytalansága log-normális eloszlással írható le, akkor szórás tényezőt ezen eloszlás geometriai szórásaként határozható meg a(21) képlet szerint [11].

$$SF = \exp \left[\sqrt{\sum_i \ln^2(SF_i)} \right] \quad [-] \quad (21)$$

ahol

- SF a teljes szórás tényező [-],
- SF_i az *i* komponens szórás tényezője [-].

Az *A típusú* bizonytalanságok szórás tényezője a (22) egyenlettel adható meg.

$$SF_A = \exp \left(\frac{\sigma_A}{A} \right) \quad (22)$$

A *B típusú* bizonytalanságok szórás tényezője a (23) egyenlettel adható meg.

$$SF_B = \exp \left(\frac{\sigma_{C_n}}{C_n} \right) \quad (23)$$

A mérés bizonytalansága különböző szórás tényezőkből tevődhet össze, melyeket a 4. táblázat foglal össze az *in vivo* egésztest- és/vagy mellkasmérés estén. Olyan speciális mérések, mint például a csontrendszer aktivitásának meghatározása céljából végzett térd- vagy koponyamérés nagyobb bizonytalansággal járhatnak.

4. táblázat *A log-normális bizonytalanság összetevőinek tipikus értékei kis, közepes és nagy fotonenergiájú sugárzást kibocsátó radionuklidok in vivo mérésénél [11]*

Bizonytalanság forrása (típusa)	Szórási tényező (SF)		
	Kis foton energia	Közepes foton energia	Nagy foton energia
	E<20 keV	20 keV<E<100 keV	E>100 keV
Számlálási statisztika (A)	1,5	1,3	1,07
Detektorpozicionálási variancia (B)	1,2	1,05	<1,05
Háttérjel variancia (B)	1,5	1,1	<1,05
Testdimenzió variancia (B)	1,5	1,12	1,07
Fedőréteg szerkezetének varianciája (B)	1,3	1,15	1,12
Aktivitáseloszlás varianciája (B)	1,3	1,05	1,05
Hatásfok-kalibráció (B)	1,05	1,05	1,03
Spektrum becslés ^a (B)	1,15	1,05	1,03

^a HPGe detector spektrum

Az *in vitro* mérések esetén a *B típusú* szórási tényező tipikus értékeit tartalmazza az 5. táblázat. Ezek a bizonytalanságok a mért minta aktivitására vonatkoznak, amelyet arra használnak, hogy megbecsüljék a 24 órás átlagos ürülési arányt, majd összehasonlítsák a modell előrejelzéseivel.

5. táblázat: *Mérések scattering factora [11]*

Mérés típusa	Minta típusa	Scattering factor (SF)		
		<i>A típus</i>	<i>B típus</i>	<i>Teljes</i>
<i>In vivo</i>	Kisenergiájú foton (E<20 keV)	1,5	2,06	2,3
	Közepes energiájú foton (20 keV<E<100 keV)	1,3	1,25	1,4
	Nagyenergiájú foton (E>100 keV)	1,07	1,15	1,2
<i>In vitro</i>	Valós 24 órás vizelet		1,1 ^a	
	³ H (HTO) aktivitáskoncentrációja a vizeletben		1,1 ^a	
	Normált 24 órás vizeletminta		1,6 ^b	
			(1,3 ^c -1,8 ^d)	
	Egyszeri (spot) vizeletminta		2 ^c	
	24 órás székletminta		3 (2-4) ^b	
	72 órás székletminta		1,9	
			(1,5-2,2) ^f	

^aMoss és munkatársai által 1969-ben megadott érték a Los Alamosi dolgozók vizeletében mért plutónium alapján [30]. ^bMarsh és munkatársai által kiszámított értékeken alapuló adat [31][32]. ^cLos Alamosban a vizeletminták B típusú bizonytalansága, térfogat és fajsúly alapján normalizálva, 30%-os volt a variációs együttható tekintetében (azaz a SF 1,3) ^dRiddell és munkatársai által 1994-ben megadott érték a Sellafieldi dolgozók vizeletében mért plutónium alapján. Mivel a mintavételi eljárások és a mérési technikák javultak az évek során a legutóbbi mérések alapján SF valószínűleg kisebb, mint 1,8 [33]. ^e Az azonnali vizeletminta B típusú bizonytalansága egyetlen ürítésből, amelyet normalizálnak a 24 órás vizeletminta becslésére. ^f A 72 órás székletminták SF-értékeit a 24 órás székletminták SF-értékeiből számítottuk ki

Ha a vizeletmintákat 24 óránál rövidebb időtartamon át gyűjtik, akkor azokat egy egyenértékre kell normalizálni. Így a *B típusú* bizonytalansághoz hozzá kell venni a gyűjtési időszak bizonytalanságát, amely függ a mintavételi eljárástól, a gyűjtési periódustól, valamint a biológiai folyamatok egyéne

belüli változékonyságától. Ez a bizonytalanság nagyobb lehet, mint a mért aktivitás mérési bizonytalansága, így azt jelzi, hogy rutinmérési adatok esetében a bizonytalanság elsődleges forrása az ismeretlen gyűjtési időszakból származik [31][32]. Ha a mintavételi eljárásokat gondosan ellenőrizzük és a gyűjtési időszakot ismerjük, a bizonytalanság jelentősen csökken.

2.3 A belső sugárterhelés meghatározását befolyásoló tényezők

A lekötött effektív dózis meghatározás folyamatában figyelembe vett minden egyes komponens a becsült dózis bizonytalanságának forrása is. Ennek köszönhetően a belső sugárterhelés területén a végeredmény bizonytalanságának meghatározása komoly nehézségekkel jár.

A belső sugárterhelés meghatározásához végzett mérések bizonytalanságai közé tartoznak az 2.2.4. fejezetben már részletesen ismertetett tényezők, úgymint a sugárzás észlelésének és az adatok normalizálásának bizonytalanságai.

A felvétel mérési adatokból történő kiszámításához számos paraméter ismerete szükséges, melyek a rájuk vonatkozó ismeretek korlátossága miatt szintén rendelkezhetnek bizonytalanságokkal, úgy mint:

- a felvétel ideje,
- a felvétel módja,
- a felvett izotóp fizikai és kémiai formája,
- az egyedi jellemzők.

A helyzettől függően a becsült dózis bizonytalanságának lehet domináns vagy akár kevésbé hangsúlyos forrása a szervezetbe jutás időpontjának bizonytalansága. A rutinellenőrzés során, amikor az esetleges felvétel időpontja a megfigyelési intervallumon belül ismeretlen, az ISO szabvány [13] a felezőpont-módszer használatát javasolja, amelynek értelmében a felvétel lehetséges időpontjaként az előző vizsgálat óta eltelt idő felét tekintjük. Fontos kritérium ebben az esetben, hogy a megfigyelési intervallum úgy legyen megválasztva, hogy az egyszeri bevitelből származó becsült dózis legnagyobb mértékű alulbecslése sem haladhatja meg a hármas faktort. Továbbá különbséget kell tenni az egyszeri akut felvétel, az ismétlődő, de akut felvétel, valamint a krónikus felvétel között. Az egyszeri akut felvétel során egyetlen alkalommal történik a radioaktív anyag gyors bejutása a szervezetbe, jellemzően rövid időn belül. Amennyiben több alkalommal történik gyors radioaktív anyag felvétel, de ezek időben elkülönülnek, ismétlődő akut felvételtől beszélhetünk. A krónikus felvétel során a radioaktív anyag folyamatosan vagy gyakran, hosszú időn keresztül jut be a szervezetbe, alacsony dózisokban.

Számos esetben, akár munkahelyi vagy lakossági környezetben előfordulnak olyan helyzetek, amikor a felvétel módja ismeretlen és ennek visszafejtése egyáltalán nem könnyű feladat. A felvétel továbbá történhet a belégzés és a lenyelés bizonyos megoszlású kombinációjaként is, ilyen esetben speciális mérésekkel is nehéz lehet meghatározni a belélegzett vagy lenyelt aktivitás hányadát. Ezek némely izotóp esetén pedig nagyságrendi eltéréseket is okozhatnak a lekötött effektív dózis számítása során.

Egyes felvételi helyzetekben a radioaktív anyag fizikai és kémiai tulajdonságai miatti bizonytalanságok fontosak lehetnek a dózis becsülésének bizonytalansága szempontjából. A munkahelyi vagy lakossági sugárterhelés esetén a radioaktív anyagok gyakran ismeretlen fizikai és kémiai jellemzőkkel rendelkeznek, mert a radionuklidok kapcsolódhatnak ismeretlen méretű részecskékhez, vagy ismeretlen mértékben oszlanak el a szervezetbe jutó oldhatatlan anyag térfogatán belül. Ezek a szempontok jelentős hatással lehetnek a belső dózisokra belélegzés, de lenyelés, vagy

sebszennyeződés esetén is. A radionuklid kémiai formája jelentősen befolyásolhatja az emberi szervezetben való áthaladását és szisztémás felszívódását [34].

Az emberi szervezetbe kerülő aktivitás mennyisége számos, az egyénre jellemző tényezőtől függ. Belégzés esetén függ a légzési sebességtől, a beltérben/munkahelyen töltött idő hányadától (foglalkoztatottsági faktor) és a levegő koncentrációjának beltéri és kültéri hányadától, azaz a levegőtisztítórendszer szűrési hatékonyságától. Lenyelés esetén a felvétel függ a radioaktív anyag véletlen szájba kerülési lehetőségétől, a különböző élelmiszerek fogyasztási arányától, az étel elszennyeződése és fogyasztása között eltelt időtől, a szennyezett élelmiszer hányadától és az elkészítés során fellépő aktivitásvesztéstől (kulináris tényező). Abban az esetben, ha nem rendelkezünk pontos információval a személy fogyasztási szokásairól, akkor ezek a tényezők megegyeznek a populációra jellemző egyed alcsoportjának átlagával vagy annak legjobb becsült értékével. Ezen tényezők bizonytalanságát úgy kell beállítani, hogy az megfelelően tükrözze a sokaság adott csoportján belüli változékonyságát. Tekintetbe véve, hogy a felnőtt férfiak lenyelési arányának lehetséges értékei eltérőek, mint a felnőtt nőknél vagy az 1 és 5 év közötti gyermekeknél megadott értékek [34]. A bizonytalansági tényezők csökkenthetőek a személyekre vonatkozó felvételi információk összegyűjtésével, azonban gyakran ezen információk is torzításnak és bizonytalanságnak vannak kitéve, mert a visszaemlékezések pontatlanok lehetnek, és az alany nem tud megfelelően meghatározni egy adott fizikai mennyiséget [34].

A lekötött effektív dózis meghatározása során a meghatározás hibái a biokinetikai modellek hiányosságaiból, a modellparaméterek bizonytalanságaiból és az egyéni variabilitásból erednek. A modell paraméterek bizonytalanság egy populációra vonatkozó központi érték ismeretének hiányából fakad, az egyéni variabilitás pedig a populáció különböző tagjai közötti különbségekből. A bizonytalanság egyik forrása az, hogy az alkalmazott modellek és azok paraméterei úgynevezett *Referencia személyre* lettek kidolgozva, amelytől a vizsgált személytől jelentősen különbözhet. Ugyancsak növeli a bizonytalanságot, hogy az egyén biokinetikai jellemzői különbözhetnek a referencia értéktől, valamint, hogy az ürített vizelet vagy a széklet mennyiség idővel változhatnak [35].

Az alkalmazott biokinetikai modellek megbízhatóságát befolyásolja az a bizonytalanság is, amely a modellek alapját képező forrásadatokból adódik. A bizonytalanságok származhatnak a modell paraméterértékeiből, de a modell szerkezetéből is, mivel a modell az ismert folyamatokat rendszerint leegyszerűsítve írja le, az ismeretlen folyamatokat kihagyja, vagy pedig a modell megfogalmazása részben vagy egészben matematikai egyszerűsítéseken alapul, nem pedig a fiziológiai folyamatok figyelembevételén. Jóllehet, a biokinetikai modellek lehetőleg humán adatokon alapulnak, de azokban az esetekben, amikor az emberi információ hiányzik, az állatokra és a kémiai analógokra vonatkozó adatokkal helyettesítik ezeket, amelyek a fajok közötti extrapolációra, a különböző fajok közötti általános biológiai szabályszerűsége, a sejtek és szövetek felépítésre, valamint a biokémiára alapul. Azonban számos példa van arra, hogy az emlősfajok közötti biokinetikai adatok extrapolációjában bizonytalanságok jelennek meg, továbbá nincs minden izotóp esetén empirikus bizonyíték arra, hogy a kémiai analógok valóban az emberhez közeli fiziológiai és biológiai tulajdonságokat mutatnának, pl. lantanidák [36]. A belégzéses útvonal a foglalkozási sugárvédelem szempontjából a legjellemzőbb és legfontosabb útja a radioizotóp emberi szervezetbe kerülésének. A HRTM az egyik leggondosabban megalkotott modell, mégis előfordul, hogy a javasolt paraméterek nem jól írják le a viszonyokat egyes vegyületek esetében, ezért, ahol lehet, anyagfüggő paramétereket célszerű alkalmazni.

A lenyeléses útvonalnál a felszívódási hányad értékének megállapítása leginkább állatkísérleteken alapszik, ami esetenként nagy különbségekhez vezethet az emberihez viszonyítva. A HATM arra is

rámutat, hogy a beleken keresztüli áramlási idő nagyon sok tényezőtől függ, mint például a táplálék összetételétől az életkortól és a nemtől is.

A dozimetriai modellek bizonytalanságának fő forrásai azon sejtek azonosítása, amelyekre a dózisokat ki kell számítani és a veszélyeztetett sejtek feltételezett elhelyezkedése. A mellkasi szöveteket érő dózisokat a veszélyeztetett hámvastagságának és a sejtmag mélységére vonatkozó átlagérték alapján számítják ki [14] [19]. A hámvastagság és a sejtmagok mélysége azonban magában a hámtartományban is változó és értéke egyéenként eltér.

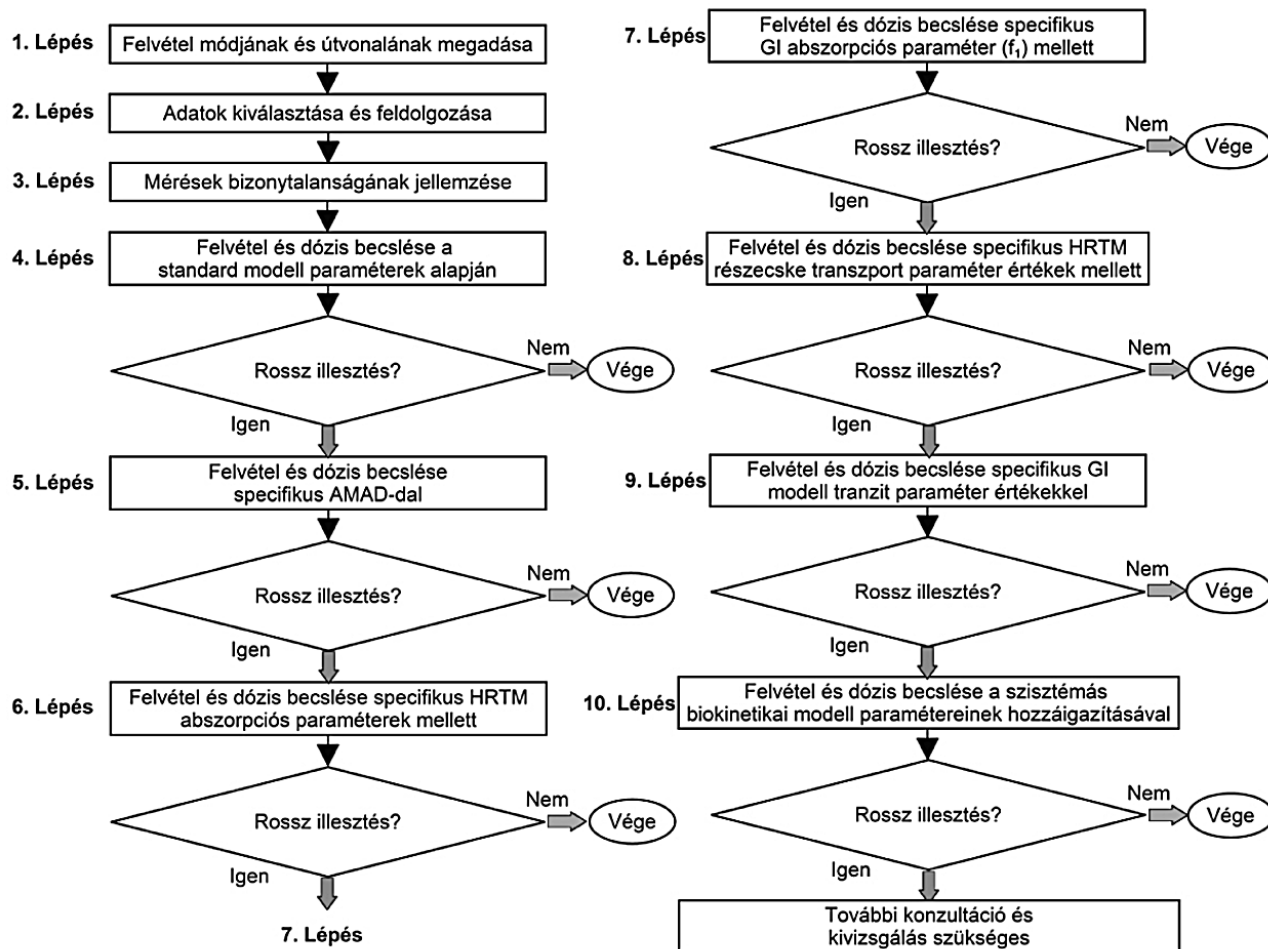
Még akkor is, ha a célsejtek és azok elhelyezkedése ismert, a sugárzás transzport-számításait befolyásolják a célszövetek feltételezett egyszerűsített geometriájából (gömb, henger vagy kúp alak), a sugárzás transzportegyenletek megoldására használt módszerek (pl. egy- vagy háromdimenziós) különbözőségéből, a transzportszámítás alapjául szolgáló alapvető keresztmetszeti adatok bizonytalanságaiból, valamint a sugárzás transzportjának Monte-Carlo számításaiban rejlő statisztikai bizonytalanságokból eredő bizonytalanságok.

A test különböző szerveinek és szöveteinek tömege, amely egyéenként változhat az életkor, a nem, a testméret és az egészségi állapot függvényében, vagy egyszerűen a természetes változékonyság miatt, szintén befolyásolják a számítási eredményeket. A belső sugárterhelés meghatározása során a legtöbb gyakorlati esetben a mért szerv tömegét nem mérik meg közvetlenül. Kivételt képeznek azok a betegek, akiknél a fejlett képalkotó eljárások információt szolgáltatnak egyes szervek méretéről, térfogatáról és így tömegéről. Meg kell jegyezni, hogy a szervben lerakódott energia mennyisége összefüggésbe hozható az adott szerv tömegével. Egy nagyobb szerv nagyobb mennyiségű energiát kap az általa elnyelt aktivitásból nagyobb célpontot is jelent. Az energia és a tömeg hányadosaként számított dózis bizonytalansága kisebb, ha figyelembe vesszük ezeket az összefüggéseket [34].

Ezen tényezők ismerete és pontos figyelembevétele alapvető a sugárvédelmi szempontból megfelelő dózisbecsléshez és az egészségügyi kockázatok felméréséhez.

2.4 Strukturált dózisbecslés

A belső sugárterhelés meghatározása során a megfigyelési adatok alapján történő értékeléseket érdemes strukturált megközelítés szerint elvégezni, melyet az 7. ábra szemléltet. Ez a módszer a dózisbecslés meghatározásának folyamatát lépésről lépésre tartalmazza, amelyet a referencia dokumentumok [6] [11] [13] mutatnak be, annak érdekében, hogy az értékelés során alkalmazott erőfeszítés arányos legyen a belső sugárterhelés nagyságával, az elvárt pontossággal és a hozzárendelhető kockázattal. Az útmutatók kitérnek a rutinellenőrzés és a kivizsgálás során alkalmazandó lépésekre, figyelembe véve a dózisok értékeléséhez szükséges mérési adatok mennyiségét és minőségét is.



7. ábra: Strukturált dózisbecslés lépései [3]

Amennyiben, a felvett radioaktív anyag által okozott dózis lényegesen kisebb, mint a dóziskorlát, elfogadható egy egyszerűbb, bár nagyobb bizonytalanságot eredményező értékelési eljárás alkalmazása. De, ha a megfigyelési értékek azt mutatják, hogy a becsült dózis a dóziskorlát közelében van, vagy azt meghaladja, akkor sokkal részletesebb értékelési eljárások szükségesek. Ezek az eljárások figyelembe veszik a rendelkezésre álló esetspecifikus információkat, hogy a legjobb becslés bizonytalansága és torzítása a lehető legkisebb legyen.

A sugárvédelmi gyakorlat szempontjából a feladatok szintjeit a következőképpen lehet osztályozni:

0. Szint. A lehetséges felvétel $< 0,1 \text{ mSv}$ lekötött effektív dózist eredményez.
Ebben az esetben a mért érték kisebb, mint az adott kritikus mennyiségként meghatározott érték, amely $0,1 \text{ mSv}$ -nek felel meg. Így nincs szükség további részletesebb dózisszámításra, csak a mérési eredményeket kell feljegyezni.
1. Szint. Az éves lekötött effektív dózis mértéke $0,1-1 \text{ mSv}$ közötti.
Egyszerű referenciakiértékelés elegendő az adott izotóphoz tartozó, ICRP által javasolt alapértelmezett paraméterek használatával.
2. Szint. Az éves lekötött effektív dózis $1-6 \text{ mSv}$ közötti.
Részletes kiértékelésre van szükség, melyhez a munkahelyről származó további információk felhasználásával a dózis reálisabb értékelése érhető el. Szükség lehet az ajánlott ICRP modell paramétereinek megváltoztatására, elsősorban ezen a szinten az izotóp anyagi minőségére (AMAD) és a felvétel időpontjára vonatkozóan, hogy a modellel végzett számítások jól illeszkedjenek a mért adatokhoz.
3. Szint. Az éves lekötött effektív dózis $> 6 \text{ mSv}$, azaz nagyobb, mint az éves dóziskorlát 30%-a. Kifinomult dózisbecslésre van szükség, ahol ismerni kell a körülmények részleteit is. A 2. szinthez képest itt további paraméterek változtatására lehet szükség (pl. a belélegzéssel történő bevitel esetén a HRTM abszorpciós paraméterei). Ezen a szinten a kiértékelést lépésről lépésre, a paraméterek megadott sorrendű becslésével kell elvégezni, amíg az illesztés jósága el nem éri az erre statisztikailag előre meghatározott kritériumot. [11]

A dózismeghatározás megbízhatósága természetesen függ a rendelkezésre álló mérési adatok számától. Megfogalmazható a szükséges mérések legkisebb száma a mérési módszertől, az izotóp fajtájától és a várható dózis szintjétől függően.

A további vizsgálatok meghatározásánál, az éves dóziskorlátok betartásának igazolásakor mind a belső, mind a külső dózisok összegét figyelembe kell venni. Ez biztosítja, hogy az egyén által elszenvedett teljes sugárterhelés ne lépje túl az előírt határértékeket.

2.4.1 Illeszkedés vizsgálata

A felvétel és a lekötött effektív dózisok értékelésénél a kiindulási feltételezések szerint a biokinetikai modell struktúrája a tényleges fizikai és biológiai folyamatokat reálisan ábrázolja, és a modell paramétereinek értékei helyesek. A mért mennyiségekből számolt becslések csak akkor lesznek torzítatlanok, ha ezek a feltételek teljesülnek. Ezek a feltételezések analógok a klasszikus statisztikában alkalmazott nullhipotézissel. Azokban az esetekben, amikor a modell előrejelzései nem állnak összhangban a mérési adatokkal, viszont a mérési adatok ellenőrzése során megállapítható, hogy azok pontosak és torzításmentesek, akkor ez azt jelzi, hogy vagy a modell paraméterértékei, vagy a modell szerkezete helytelen. Ilyen esetekben a klasszikus statisztikai megközelítés értelmében a modellt el kell vetni és az értékelést meg kell ismételni más modellparaméter-értékekkel vagy új modellszerkezettel. Mielőtt azonban a teljes modellszerkezetet elvetnénk, először a modellparaméter-értékek változását célszerű elvégezni. Fontos megjegyezni, hogy nem lehet minden kétséget kizáróan bizonyítani, hogy a nullhipotézis igaz, ezért a tesztstatisztikákat arra használjuk, hogy azok a nullhipotézis hamis jellegét jelezzék. Az értékelés elvégzése előtt meg kell határozni a nullhipotézis elutasításának kritériumait

(vagyis azt, hogy az illeszkedés nem megfelelő). Az "illeszkedés jóságának" (GOF – Goodness of Fitting) mérése és az elegendően jó illeszkedésről való döntés kritériumai ezért kritikus kérdések. A rendelkezésre álló adatok száma fontos szerepet játszhat az illeszkedés elutasításában vagy elfogadásában. Ezért fontos, hogy elegendő adat álljon rendelkezésre, és minél nagyobb a dózis, annál több adattal kell rendelkezni. Több ajánlás is tesz javaslatokat [7] [11] [13] az elfogadható minimális adatmennyiségre vonatkozóan. Az illeszkedés elutasításának kritériumaira pedig a χ^2 -statisztiká használatát ajánlják. Ha feltételezzük, hogy minden mérés, A_i , egy lognormális eloszlásból származik, amelynek szórási tényezője SF_i , akkor n mérés esetén a χ_0^2 a (24) képlettel definiálható.

$$\chi_0^2 = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\ln(A_i) - \ln[(I \cdot m(t_i))]}{\ln(SF_i)} \right)^2 = \sum_{i=1}^n R_i^2 \quad (24)$$

ahol

χ_0^2	a modell és a mért adatok illeszkedésének meghatározására használt érték
A_i	az i-edik mért aktivitás [Bq]
I	a meghatározott felvétel [Bq]
$m(t_i)$	az t_i -edik időponthoz tartozó retenciós vagy exkréciós függvény
SF	az i-edik méréshez tartozó szórási tényező
R_i^2	reziduum az i-edik adatpontra, amely a mért és a modell által becsült érték közötti eltérés normalizált változata.

Ha az előre jelzett értékeket különböző típusú adatokhoz egyidejűleg illesztjük, a teljes χ_0^2 megegyezik az egyes adatsorokra számított χ_0^2 értékek összegével.

Az előrejelzések és az adatok közötti ellentmondás esetén a kiszámított χ_0^2 érték nem áll összhangban az elméleti χ^2 -eloszlással vagyis nem felel meg az adott szabadságfokok számának [11].

A szabadságfokok tényleges száma egy lineáris modell l paraméterének változtatásakor n-l, és a χ^2 várható értéke megegyezik a szabadságfokok számával (azaz n-l). Ha a felvétel (I) az egyetlen módosítandó paraméter, akkor l=1 és a szabadságfokok száma n-1. Ha néhány más modellparamétert is módosítani kell, akkor is nagyobb, mint egy.

A belső sugárterhelés meghatározása során használt biokinetikai modellek a legtöbb paraméterük tekintetében azonban nem lineárisak, kivéve a felvétel, és ezért az n-edik szabadsági fokú χ^2 -statisztika már nem biztos, hogy érvényes lesz, különösen kis adathalmazok esetében. Azokban az esetekben, amikor átfogó adatok állnak rendelkezésre, $n \gg 1$, az IDEAS [11] javaslata szerint a folyamatábrákban megadott eljárás minden egyes lépésénél n-1 szabadságfokot kell feltételezni.

Annak valószínűségét, hogy (n-1) szabadságfok esetén nagyobb χ^2 értéket figyelhetünk meg, mint χ_0^2 , a p-érték adja meg, amely a statisztikai táblázatokból nyerhető. A p-érték az elméleti χ^2 eloszlásnak az a hányada, amely a számított χ_0^2 érték felett van. Ha tehát a p-érték nagyon kicsi, akkor a számított χ_0^2 érték szignifikánsan nagyobb a vártnál, és ezért arra lehet következtetni, hogy az előrejelzések valószínűleg nincsenek összhangban az adatokkal és a feltételezett bizonytalanságokkal.

Az adatokhoz való illeszkedés akkor tekinthető nem megfelelőnek (illeszkedés elutasítása), ha:

- annak valószínűsége, hogy a χ^2 nagyobb, mint a χ_0^2 , 5% vagy annál kisebb (azaz ha a p-érték < 0,05) más szóval az illeszkedés 5%-os szignifikanciaszinten nem megfelelő, vagy
- ha a grafikusán megjelenített illeszkedés szemmel láthatóan észszerűtlennek tűnik.

Ha a χ^2 statisztika a feltételezett SF_i bizonytalanságokat használja, a χ^2 túl kicsi érték esetén a feltételezett bizonytalanságok túlbecsültek, és a rossz illeszkedés lesz elfogadott. A fordítottja is igaz; ha a feltételezett bizonytalanságok alábecsültek, akkor a χ^2 túl nagy, a jó illeszkedés kerül elutasításra. Ez az egyik oka annak, hogy miért fontos a reális bizonytalanságok értékelése.

Fontos kiemelni, hogy az, hogy a grafikusán megjelenített illeszkedés szemmel láthatóan észszerűtlennek tűnik-e, szubjektív megítélés kérdése. Általában azonban az illeszkedés akkor tekinthető észszerűtlennek, ha az az az összes adatra vagy egy hosszú adatsorra szisztematikus alul- vagy túlbecslést eredményez.

3 A kutatás jelentősége és célkitűzései

A belső sugárterhelés meghatározása területén végzett kutatás célja az eszközök, a módszerek és a modellek fejlesztése, annak érdekében, hogy növeljük a mérések érzékenységét, csökkentsük a mérési bizonytalanságokat, javítva a dózisbecslések pontosságát, megbízhatóságát és reprodukálhatóságát. Az elmúlt években végzett kutatásaim célja, hogy feltárja a folyamat kritikus pontjait és rávilágítson többek között arra, hogy a mérési precizitás növelése önmagában nem mindig eredményez érdemi javulást a dózisbecslés eredményében. A kutatásiainak köszönhetően lehetőség nyílik optimalizált fejlesztési stratégiák kidolgozására, amelyek célzottan csökkentik a legnagyobb bizonytalanságot okozó tényezőket, biztosítva a gyakorlatban is alkalmazható megoldásokat.

A belső sugárterhelés területén alkalmazott módszerek fejlesztése során figyelmet kell fordítani a megbízhatóságra, így a mérési eljárások optimalizálására, valamint a dózisbecslés során alkalmazott paraméterek bizonytalanságának feltárására. Az optimalizálási eljárások és a bizonytalanságok kezelése izotóponként és mérési eszközönként eltérő lehet, ezért fontos, hogy a mérési és modellalkotási módszereket az adott körülményekhez és izotópokhoz igazítsuk.

A belső sugárterhelés értékelésében kulcsfontosságú mérési módszere, a már korábban ismertetett, egésztestszámlálás. A mérésekhez nagy érzékenységű detektorokat használnak, amelyek képesek észlelni és mérni a szervezetten áthatoló γ -sugárzást. A mérési geometria megválasztása során fontos tényező, hogy a detektor jelzése a sugárforrás testen belüli elhelyezkedésétől független legyen. Ez azt jelenti, hogy a mérőberendezés és a mérőhely úgy van elrendezve, hogy a test bármely pontján elhelyezkedő sugárforrásokat egyenlő hatásfokkal érzékelje, minimalizálva a forrás helyzetéből adódó mérési hibákat.

Bizonyos esetekben azonban a belső sugárterhelés meghatározására elvégzett mérés célja, éppen az, hogy egy adott szervben található radioizotóp mennyiségét lehessen meghatározni. Ehhez a detektort úgy kell elhelyezni, hogy az adott szerv mérésére kellően érzékeny legyen, miközben a többi szervből kilépő fotonok zavaró hatását minimalizáljuk.

Az emberi testbe beléggzéssel bekerülő radioizotópokból származó sugárterhelés meghatározásához általában a tüdőben lévő aktivitás mérése szükséges. A dolgozatban bemutatott vizsgálatok egyik célpontja a szervezetbe bekerülő urán és transzurán izotópok (pl. ^{239}Pu , ^{241}Am) által okozott sugárterhelés becslésének pontosítása a mellkasban található szerveken végzett méréseken keresztül. Ezen radionuklidok mennyiségi meghatározása alapos felkészülést igényel, melynek elengedhetetlen eleme a mérőrendszer fizikai vagy numerikus fantomokkal végzett kalibrációja [37]. Az alacsony energiájú fotonokat a testszövetek jelentősen gyengítik, így az emberi szövetek összetételét és sűrűségét utánzó, valóság-hű antropomorf fantomok használata teszi lehetővé a számlálási hatások pontosabb meghatározását [38].

A kalibrációs fantomok általában egyetlen, átlagos *Referencia Személyre* jellemző geometriában készülnek és a radionuklidokat egyenletes eloszlásban tartalmazzák. Ez a megközelítés leegyszerűsíti a kalibrációs folyamatot, de nem tükrözi teljes mértékben a valóságot, ahol a radioaktív anyagok eloszlása gyakran egyenetlen. A valós életben az aktivitás eloszlását számos összetett fiziológiai folyamat befolyásolja, mint a szervek közötti transzport folyamatok és a szövetekben való visszatartás.

A radioaktív anyagok az egyes szervek és szövetek között a véráramlás és a nyirokkeringés révén mozognak. Ez az eloszlás dinamikus, és változhat az idő függvényében, valamint a szervezet állapotától függően. Bizonyos szövetek és szervek hajlamosak a radioaktív anyagok felhalmozására, míg mások kevésbé. Ha egy olyan radionuklidot vizsgálunk, mint a ^{241}Am , amely beléggzést követően

a légutak és a tüdő extrathoracalis régiójában rakódik le, majd a csontvázba kerül, a tüdő feletti mérések során az idő elteltével akár valótlan aktivitás adatokat kaphatunk, mivel a detektálás során a bordákban lerakódott izotóp hatása torzíthatja a mérési eredményeket [39].

A szervezetben lejátszódó metabolikus folyamatok miatt tehát a szervekben lévő radioaktív anyagok eloszlása nem egyenletes, ezért a mérések során összetett hatások léphetnek fel. Amennyiben a mellkasban található szervekben (tüdőben, májban) lévő aktivitás szelektív mérése nem valósítható meg, az interferenciák csökkentése érdekében, figyelembe kell venni a szórt sugárzás kereszt hatásait és az egyes szervek közötti fiziológiai átfedéseket.

A valós eloszlások figyelmen kívül hagyása pontatlan eredményekhez vezethet, ami alábecslést vagy túlbecslést eredményezhet a dózisértékekben. Ez különösen fontos olyan személyek mérése esetén, akiknek eltérő élettani és anatómiai jellemzőik lehetnek az átlagos referenciaértékekhez képest.

A dózisbecsléshez felhasznált mérési eredmények során figyelembe kell venni mind a statisztikus mind a nem statisztikus bizonytalanságokat, amelyek többek között a kalibrációs fantomtól, a detektor pozícionálásából az adott szerv felett, a szerv aktivitáseloszlásától származhat.

A mellkas rétegvastagságának befolyása az aktív szerv feletti mérések esetén kritikus tényező lehet a belső sugárterhelés pontos meghatározása szempontjából. A mellkas rétegvastagsága, amely magában foglalja a bőrt, az izomzatot, a csontokat és egyéb szöveteket, jelentősen befolyásolja a sugárzás elnyelését és szóródását, így hatással van az aktív szerv (pl. tüdő, máj) felett mérhető beütésszámokra [24]. Ez a hatás különösen intenzíven jelenik meg a kis energiájú fotonokat (<100 keV) emittáló izotópok esetén, mint amilyen az ^{241}Am .

Munkám során meghatároztam a tüdő felett fixen elhelyezett detektor mérési hatásfokát. Ezt követően megvizsgáltam azokat a paramétereket, amelyek befolyásolják a mérési hatásfokot, mint például a tüdőt fedő rétegvastagság és a mellkasban található egyéb szervek hatását. A mérések optimalizálása érdekében elemeztem, hogy lehetséges-e olyan mérési pozícióban végezni a méréseket, amelyek során a kereszt hatások kiküszöbölhetők.

Jelentős környezeti kibocsátással járó baleseti szituációban a terjedésszámítás eredményeiből és a környezeti mérésekből lehetséges a dózisosokra következtetni, azonban a környezeti modellek bizonytalansága és a rendelkezésre álló környezeti mérési adatok szűkössége, valamint az egyénenként eltérő életviteli és táplálkozási szokások miatt a megbízható dózisbecslés érdekében kulcsfontosságú a lakosság egyes tagjainak megfigyelése, indokolt esetben a hosszabb idejű nyomon követése. Azonban ezekben a helyzetekben nagyszámú személy gyors mérésére és az értékeléséhez megfelelő mérési geometriára és kalibrációra van szükség, melynek során különösen figyelmet kell fordítani a gyermekek megfigyelésére.

Atomreaktor-baleset esetén a légköri kibocsátások egyik fő összetevői a radiojód izotópok, amelyek belégzés vagy lenyelés után természetes módon halmozódnak fel a pajzsmirigyben. A monitorozáshoz használt pajzsmirigymérők kalibrálásához általában felnőtt pajzsmirigy-fantomokat használnak. A pajzsmirigy mérete és geometriája, elhelyezkedése azonban egyaránt életkorfüggő. A gyermekek esetében az életkornak megfelelő fantomokkal történő kalibrálással csökkenthető a pajzsmirigy-dózisértékelés hibája.

A CATHyMARA („Child and Adult Thyroid Monitoring After Reactor Accident” - Gyermekek és felnőttek pajzsmirigyének monitorozása reaktorbaleset után) projekt [40] összefoglalta és értékelte az optimális monitorozási, megfigyelési stratégiákat, amelyek a baleseti helyzetekben releváns radionuklid beviteléből származó elnyelt dózisos értékelésére irányulnak. A munka során különösen a ^{131}I beviteléből eredő pajzsmirigy-dózisos megfigyelésére és értékelésére helyezték a hangsúlyt. A

feladatok között szerepelt a nemzeti szintű vészhelyzeti tervekre és eszközökre vonatkozó felmérés készítése. A munka során felmérték a meglévő európai vészhelyzeti terveket és összehasonlították azokat a civil társadalom elvárásaival. Emellett részletesen vizsgálták a felnőttek és a gyermekek pajzsmirigy méréseit. A programban két összehasonlító gyakorlatot terveztek meg és hajtottak végre a pajzsmirigyben lévő radiojód *in vivo* méréseivel kapcsolatban. Az egyik gyakorlat során mobil eszközökkel és hordozható γ -spektrometriás detektorokkal végezték a méréseket, a másik gyakorlatot nem spektroszkópiai eszközökkel (pl. dózisteljesítménymérővel) hajtották végre. Az összemérések során az európai résztvevők között ismeretlen aktivitást tartalmazó, életkor-specifikus pajzsmirigyfantomokat osztottak ki. Ahhoz, hogy az aktivitást a résztvevők pontosan meg tudják határozni, a berendezések megfelelő hatásfok-kalibrációjára volt szükség.

A CATHyMARA projektben és az összemérésben való részvétel rámutatott arra, hogy a hazai, a nemzetközi státuszhoz képest, a mérési pontosság javítása érdekében további kutatásokra van szükség. Munkám során különböző mérési geometriákat és fantomokat alkalmazva végeztem hatásfok kalibrációt és érzékenységvizsgálatokat a rendelkezésre álló mérőberendezésekre vonatkozóan. Céлом az volt, hogy meghatározzam, milyen szerepet játszanak az egyes paraméterek a pajzsmirigy mérésének bizonytalanságában. Ezek a vizsgálatok segítettek feltárni a mérési geometriák, a fantomok eltérő tulajdonságai, valamint a szerv elhelyezkedésének hatását a mérési eredmények pontosságára. Az ilyen kalibrációs és érzékenységi elemzések elengedhetetlenek ahhoz, hogy növeljük a mérési pontosságot és javítsuk a mérések megbízhatóságát.

A belső sugárterhelés meghatározása során közvetett mérési módszer alkalmazására, elsősorban akkor lehet szükség, amikor a szervezetben olyan kis hatótávolságú sugárzást kibocsátó radionuklid (tisztán α - vagy β -sugárzó, esetleg nagyon kisenergiájú röntgen- és γ -sugárzó izotópok) került, melynek mennyiségi meghatározásához a szervezetből származó biológiai minta mérésével van lehetőség. A szervezetből származó vizelet, széklet vagy egyéb testnedvek elemzése révén közvetett úton következtetni lehet a szervezet teljes radioaktív terhelésére. Ez a mérési módszer lehetővé teszi a radioaktív anyag testből való kiürülésének a monitorozását, minta reprezentativitása és a kiürülési sebességek ismerete elengedhetetlen az eredmények pontos értelmezéséhez. A közvetett mérési módszer esetén az alkalmazandó méréstechnika, a megfelelő detektor kiválasztása, valamint a mintaelőkészítési folyamat mind attól függ, hogy melyik izotópot kell detektálni.

A biológiai minták előkészítése a kémiai összetételük miatt sok esetben nem egyszerű, mert gyakran tartalmaznak nagy mennyiségű szerves anyagot, fehérjéket, lipideket, valamint egyéb anyagokat, amelyek zavarhatják a radioaktív izotópok méréseit, például árnyékolhatják a sugárzást, vagy reakcióba léphetnek a radioizotópokkal, megváltoztatva azok kémiai formáját. Az előkészítési folyamatot az adott radioizotóp tulajdonságaihoz kell igazítani. Egyes izotópok esetében szükséges lehet a minta feldolgozására (pl. hamvasztás, savas feltárás vagy kémiai extrakció). A biológiai minták előkészítése gyakran időigényes, mivel minta előkészítésének minden lépését gondosan kell elvégezni, hogy minimalizáljuk a veszteségeket és biztosítsuk a megfelelő izotóp visszanyerést. Ezért, amennyiben lehetséges, célszerű a mintaelőkészítés lépéseit minimalizálni, mert a minták kémiai összetétele a szükséges előkészítési módszerek komplexitása és az alkalmazott vegyszerek mind befolyásolják a végső eredményt.

A belső sugárterhelés meghatározásánál alkalmazott közvetett mérések során gyakran kerül sor vizeletminták mérésére. A vizeletmintákból történő α -sugárzó és a lágy β -sugárzó izotópok mérése esetén általában folyadékszintillációs módszert alkalmaznak. A folyadékszintillációs méréstechnika egyik legnagyobb előnye, hogy ebben az eljárásban a radioaktív anyag és a méréshez szükséges

szcintillátor elkeveredik. Ennek köszönhetően még a kis hatótávolságú sugárzások is képesek fényfelvillanásokat okozni, amelyeket a detektor érzékel. További jelentős előny, hogy a szcintillátor „kör beveszi” a radioaktív anyagot, így a detektálás térszöge 4π , ami maximális érzékenységet biztosít. Azonban ahhoz, hogy megbízható mérési eredményeket érjünk el, elengedhetetlen a megfelelő felszerelés használata és a szigorú kalibrálás. Különösen fontos a quench (kioltó) hatás kezelése, ami nem átlátszó szerves vizeletminták esetén jelentős kihívást jelenthet, mivel a minták színe vagy kémiai összetétele befolyásolhatja a szcintilláció során keletkező és a detektorhoz jutó fény mennyiségét és minőségét. Ennek következtében a detektor által mért jel gyengülhet vagy torzulhat, ami pontatlan eredményekhez vezethet. A komplex minták esetében a quench hatás kezelése különösen fontos, mivel a hagyományos kalibrációs módszerek nem mindig képesek megfelelően korrigálni a hatást. Ezért ezekben az esetekben olyan speciális kalibrációs technikák alkalmazása szükséges, amelyek a mért mintának a mérés pillanatában jelenlévő mátrixát képesek figyelembe venni és a quench hatás által okozott eltéréseket kompenzálni, ezáltal biztosítva a megbízható mérési eredményeket.

A kutatás során, olyan kalibrációs módszerek vizsgálatával foglalkoztam, amely lehetővé teszi a komplex szerves vizeletmintákban lévő ^3H -izotóp aktivitásának pontos meghatározását minimális mintaelőkészítéssel.

A belső sugárterhelés meghatározásának sarkalatos pontja, a dózisbecslés, amely során a mérési eredmények ismeretében és a felvételre vonatkozó feltételezések alapján, biokinetikai és dozimetriai modellek alkalmazásával végezzük el a számításokat. Ez a folyamat számos lépést és megfontolást igényel, és mivel a tényezők önmagukban is bizonytalanságot hordoznak, körültekintően kell eljárni annak érdekében, hogy pontos és megbízható eredményt érjünk el [41][42].

A megfelelő mérési adatok és azok bizonytalanságának értelmezése mellett figyelembe kell venni a felvétel körülményeit, majd ezt követően az izotóp fizikai és kémia tulajdonságainak megfelelő biokinetikai és dozimetriai modelleket is a dózisbecslés elvégzéséhez. Vagyis a felvétel ideje, a felvétel módja, az érintett radionuklid fizikai és kémiai tulajdonsága, esetleg a munkahely levegőjében lévő radionuklid aktivitáskoncentrációja, vagy az aeroszolok részecskeméret-eloszlása bemeneti adatként szolgálnak a dózisbecsléshez, és ezen adatokat felhasználva lehet a modellszámításokhoz szükséges paramétereket meghatározni. A szervezetbe jutás időpontja és módja alapvetően meghatározza a biokinetikai modellek kiindulási paramétereit. Ezek meghatározása rutinmérés során nem mindig egyértelmű, így különböző feltételezésekkel kell élnünk, a modellek alkalmazása során, melyek olykor jelentős bizonytalansággal terhelik a dózis meghatározását.

A dózisbecsléshez elengedhetetlen ismerni a radionuklidok fizikai és kémiai tulajdonságait. Ezek az adatok befolyásolják a modell alapvető paramétereit, amelyek a sugárterhelés időbeli alakulását és a szervezet különböző részeire gyakorolt hatását határozzák meg. Amennyiben ezen ismeretek hiányosak vagy nem állnak rendelkezésre a felvett izotóp fizikai kémiai tulajdonságainak megfelelő modellek, akkor a dózisbecslés hamis eredményhez vezethet.

Miután összegyűjtöttük és értelmeztük a mérési adatokat és a felvételi körülményeket, biokinetikai és dozimetriai modelleket alkalmazunk a dózisbecsléshez. Ezek a modellek arra szolgálnak, hogy a radionuklidok szervezeten belüli viselkedését, eloszlását, metabolizmusát és kiürülését szimulálják. Ezek a modellek számos feltételezést tartalmaznak, amelyek bizonytalanságot vihetnek be a számításokba.

A dozimetriai modellek segítségével számítják ki a szervezet egészét vagy annak egyes részeit érő a sugárterhelést. Az egyéni anatómiai különbségek, a modellek egyszerűsítései és a sugárterhelés időbeli változásai mind növelik a bizonytalanságot.

Ezeknek megfelelően a kutatás célkitűzései közé tartozik a dózisbecslés pontosságának, precizitásának és reprodukálhatóságának biztosítása érdekében a lekötött effektív dózis meghatározásának a különböző paraméterekkel szemben mutatott érzékenységének vizsgálata.

Munkám során olyan felvételi esetet vizsgáltam, ahol rutinmérés során, a felvételt követő pár napban kiderült, hogy a szervezetbe nagyobb mennyiségű radioaktív anyag került, így az ebből származó bizonytalanságok jól kezelhetők voltak. Azonban a szervezetbe került radioaktív anyag fizikai és kémiai formája nem volt azonosítható, így a megfelelő biokinetikai és dozimetriai modell megtalálása nehézségekbe ütközött. A ^{14}C - izotóppal jelölt szerves vegyület esetén a szervezetből való kiürülési és visszatartási függvényt jelentős mértékben befolyásolja szénvegyület típusa és a radioaktív atom molekulán belüli elhelyezkedése [43] [44], a szerves szén molekula tartózkodási ideje akár néhány órától több hónapig is terjedhet [45].

A kutatás során vizeletminták mérési eredményéből származó, adatsort vizsgálva határoztam meg az esetre jellemző retenciós függvényeket és ennek segítségével számítottam ki a lekötött effektív dózist.

Abban az esetben, ha a belső sugárterhelés mértéke olyan szintű, hogy egészségkárosodási kockázattal járhat, bizonyos izotópok esetén van lehetőség dekontaminációs kezelésre (pl. DTPA-diethylene triamine pentaacetic acid). Ennek segítségével főként az aktinidák (például plutónium, amerícium) által okozott belső szennyezés csökkenthető, mivel képes komplexeket képezni ezekkel, és így elősegíti azok kiválasztását a szervezetből. Azonban a DTPA kezelés alkalmazása megnehezíti a vizeletmérési adatokból történő belső sugárterhelés becslését és értékelését, mert a kezelés megváltoztatja a radioaktív anyag visszatartási függvényét a szervezetben. A DTPA kezelést követően a vizeletben mért aktivitás értéke kezdetben jelentősen megemelkedhet, ezek az értékek tükrözik a szervezetből eltávolított radioaktív anyag mennyiségét, és fontos információkat nyújtanak a kezelés hatékonyságáról. A kezelés után bizonyos idővel a vizeletben mért aktivitás szintje a kezelés nélküli szintre csökken, ebből lehet következtetni a szervezetben marad radioaktív anyag mennyiségére.

A radioaktív anyagok gyorsabb kiválasztása miatt a hagyományosan használt biokinetikai modellek nem alkalmazhatók közvetlenül. A DTPA-kezelés során végzett szisztematikus megfigyelésnek köszönhetően számos különböző mérési adat állt rendelkezésre, amelyekből különböző megfontolások alapján lehet kiválasztani a dózisbecsléshez megfelelőket. Ezeket a tudómérési adatokkal kombinálva, amelyekre nincs hatással a DTPA kezelés, végezhető el a lekötött effektív dózis számítása.

Különböző típusú mérési adatsorokból történő dózisbecslés során a modellek összehangolása kritikus fontosságú a megbízható dózisbecsléshez. Amikor több különböző típusú mérési eredményből történik a számítás szükséges lehet az abszorpciós paraméterek megváltoztatása annak érdekében, hogy az esethez megfelelő illesztést kapjunk [11] [46]. Az abszorpciós paraméterek módosítása és az egyedi adatok figyelembevétele lehetővé teszi a modellek finomhangolását, biztosítja a sugárterhelés pontosabb meghatározását.

Munkám során megvizsgáltam, hogyan befolyásolja a DTPA kezelés az ^{241}Am inkorporációja utáni vizeletmérési adatok felhasználhatóságát. Emellett elemeztem, hogy a különböző típusú mérési eredmények egyidejű felhasználása során hogyan érhető el a legjobb dózisbecslés a felvételre jellemző különböző paraméterek változtatásával.

4 A közvetlen mérések bizonytalansága és annak csökkentése a dozimetriai gyakorlatban

A belső sugárterhelés meghatározásakor a közvetlen mérések kulcsfontosságú szerepet játszanak, mivel ezzel a mérési módszerrel direkt módon lehet meghatározni a szervezetben lévő radioaktív anyag aktivitását. Azonban a közvetlen mérések pontossága számos tényezőtől függ, beleértve a detektor határfokát, a mérési geometria bizonytalanságát, a háttérsugárzás korrekcióját, valamint a biológiai és mérési körülmények változékonyságát.

A detektor határfokának megfelelő kalibrációja jelentősen csökkenti a mérési bizonytalanságot. A kalibrációs fantomok általában a *Referencia személy* azaz egy „átlagos” emberi test geometriáját szimulálják, amely azonban nem tükrözi az egyének közötti anatómiai különbségeket, például a testméretet, a testalkatot vagy szervek testen belüli elhelyezkedését.

A fantomokban a radioaktív izotópok eloszlása az egyes szerveken belül általában homogén, míg az emberi testben ezek az izotópok gyakran nem egyenletes módon oszlanak el és eloszlásuk időben is változik, ami növeli a mérési bizonytalanságot.

Az egyének eltérő anyagcseréje befolyásolja a radioaktív anyagok felszívódását, eloszlását, metabolizmusát és kiürülését, ennek figyelembe vétele különösen fontos a belső sugárterhelés hosszú távú nyomon követésekor, ahol az izotóp eloszlása időben is változhat.

A testben lévő szövetek eltérő mértékben nyelik el és szórják a sugárzást, ami a mérési bizonytalanság növekedéséhez vezethet. Ennek ismerete különösen fontos kis energiájú izotópok mérése esetén, mert a mért szerv előtti rétegvastagság sugárzategyengítő hatása ekkor jelentős.

A közvetlen mérések során a mérési idő megválasztása is kritikus szempont. Ha a mérési idő túl rövid, akkor a statisztikai variabilitás növekszik, ami a mérési bizonytalanságot is növeli. Ez különösen alacsony aktivitású méréseknél jelentős. Azonban a hosszúvá választott mérési idő azt eredményezheti, hogy a mért személy nem képes a mérés közben mozdulatlanul maradni, ami szintén bizonytalansággal terheli a mérést, mert a mérés során az emberi test pozíciója és a detektor elhelyezkedése nagyban befolyásolja a számlálási határfokot. A mérési geometria kialakításánál arra is figyelni kell, hogy a mérendő személy kényelmes pozícióban legyen és a mérés során biztosítsuk a szabad légzést, például mellkas mérések estén.

A bizonytalanság forrásainak alapos elemzése és a mérési módszerek finomítása elengedhetetlen ahhoz, hogy minimalizáljuk a bizonytalanságot és pontosabb sugárterhelési becslést tudjunk végezni.

4.1 Amerícium mérése mellkas szerveiben

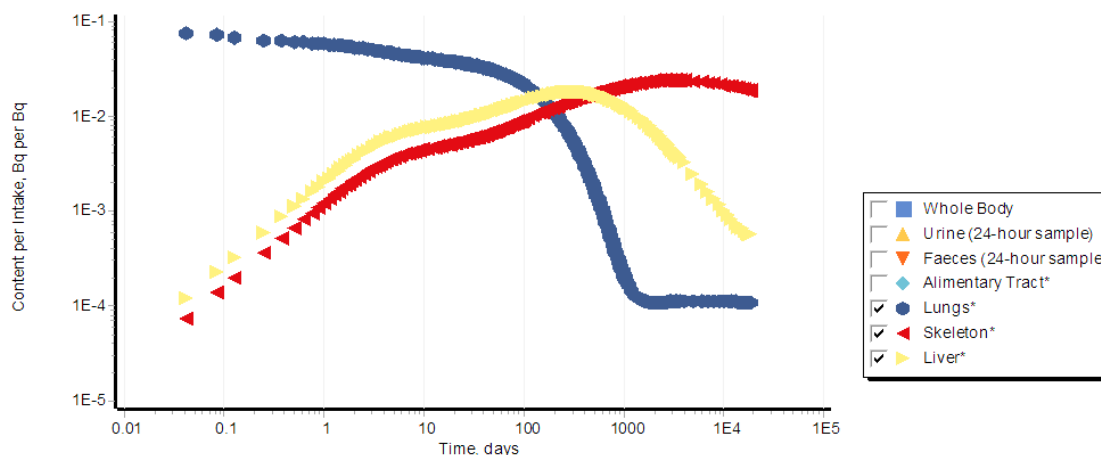
Azon közvetlen mérések során, amikor egy adott szervben – például a tüdőben – próbáljuk meghatározni a radioaktív izotópok jelenlétét számos tényezőt kell figyelembe venni, amelyek befolyásolják a mérés pontosságát és megbízhatóságát

Olyan mérési geometriát kell választani, ahol a többi szervéből érkező sugárzás hatása minimalizálható, mert például a mellkasban található többi szervben lévő aktivitás jelentős hatással lehet a tüdőben mért sugárzás detektálására.

A kis energiájú sugárzást kibocsátó izotópok detektálása különösen nehéz, mivel ezek a sugárzások nagyobb valószínűséggel nyelődnek el a test szövetekben. A mellkasban található vastagabb rétegek – például a bőr, a zsírszövet és a mellkasi csontok – jelentős mértékben gyengíthetik a kis energiájú sugárzást, és ez a detektor jelzését nagyban befolyásolja.

A radioaktív izotópok szervezetben történő eloszlása és kiürülése idővel változik, ami szintén befolyásolhatja a mérési eredményeket. A metabolikus folyamatok – például az izotópok felhalmozódása az egyes szervekben, kiválasztódásuk a szervezetből – folyamatosan zajlanak, és ezek hatása mérésről mérésre különbözhet [47].

Belégzés útján a szervezetbe került amerícium (^{241}Am , E_γ : 59,54 keV, f_γ : 35,92%, $T_{1/2}$: 432,6 év³[48]) kezdetben a tüdőben rakódik le és így a felvételt követő néhány napban a tüdő felé pozicionált detektor segítségével mérhető a legjobban. Idővel a radioaktív anyag a tüdőből abszorpcióval a véráramba, majd a fő kiválasztási szervbe, a májba kerül, és ezzel párhuzamosan elkezdődik a csontokban történő felhalmozódása is [17]. A tüdőből történő kiválasztás 100-200 nap elteltével jelentkező meredek csökkenése mellett más szervekben, például a májban és a csontvázban történő visszatartás válik dominánssá (ahogyan az a 8. ábrán látható).



8. ábra: A ^{241}Am izotóp metabolikus folyamatainak ábrázolása a tüdő, máj és csontváz estén a felvételtől eltelt idő függvényében [17]

Ahhoz, hogy az emberi szervezetbe jutott ^{241}Am mennyiségét minél pontosabban meg tudjuk határozni, elengedhetetlen, hogy a test ezen régiójára megfelelő hatásfok-kalibrációval rendelkezünk.

³ A szökőéveket figyelembe véve (1 év = 365,242198 nap).

Ehhez olyan mellkasfantom szükséges, amely estében például a lágy testszövet mellett a mellkas csontjai és a tüdő laza szövetének szimulációjára is lehetőség van [3].

Munkám során különböző összetételű fantomokkal hatásfok-kalibrációs méréseket végeztem az egyes szervek felé pozicionált detektorral. A méréseim során megvizsgáltam a mellkas egyes szerveinek egymásra gyakorolt hatását is.

4.1.1 Mérések és módszerek

4.1.1.1 MÉRŐHELY, DETEKTOR

A résztestméréseket az Energiatudományi Kutatóközpont (EK), Környezetvédelmi Szolgálatán (KVSz) található egésztestszámláló mérőhelyen végeztem, amely egy $160 \times 200 \times 220$ cm³ belső méretekkkel rendelkező, alacsony háttérű mérőszoba. A falak 20 cm-es vasrétegből készültek, amelyet belülről 4 mm ólom és továbbá 1 mm elektrolit rézlemez borít. A vasárnyékolás azért szükséges, hogy csökkentse a kozmikus sugárzás és a mérőhely környezetének természetes és mesterséges izotóptartalmától származó háttérsugárzás zavaró hatását. A további belső rétegek (pl. ólom, réz, kadmium vagy ón) szükségesek az egyre csökkenő energiájú másodlagos sugárzások elnyelése érdekében. A ²²²Rn leányelemeitől származó háttér és az abból fakadó légköri viszonyoktól függő háttéringadozásának csökkentésére a mérőszobát folyamatosan szűrt levegővel öblítik [3]. A helyiségben egy fekvő testhelyzetet igénylő mérőhely lett kialakítva, mely lehetővé teszi a mérendő személy kényelmét és megkívánt mozdulatlanságát a mérés teljes időtartamára. A háttérsugárzás szintjének csökkentése érdekében a mérőhely kialakítása során arra is figyelmet fordítottak az anyagválasztásnál, hogy a berendezések radioaktív anyag tartalma alacsony legyen.

A fekvő helyzetben kétféle mérési elrendezés valósítható meg:

- A pásztázó (scanning end stop) típusú mérési elrendezés, amely a vizsgált személy teljes testében egyenletes eloszlású szennyezés meghatározására ad lehetőséget.
- Az álló detektoros (fix) mérési geometria, amely az adott szervben jelenlévő radioaktivitás meghatározását teszi lehetővé.

A mérőhelyen kétfajta detektor található, egy szcintillációs detektor NaI(Tl) kristállyal és egy nagy tisztaságú germánium félvezető detektor (HPGe). Az itt bemutatott méréseket a Canberra GX3018 HPGe félvezető detektorral végeztem [49]. Ennek a detektortípusnak a kristálygeometriája hengeres, zárt végű koaxiális. Átmérője 61 mm, hossza 46,5 mm, az ablaktól való távolsága 6 mm. A működési tartománya 3 keV és 2,6 MeV közötti, hatásfoka 30%, a működési hőmérséklet eléréséhez folyékony nitrogénes hűtés szükséges.

4.1.1.2 Fantomok

A kalibráláshoz kétféle mellkasfantomot használtam. A KVSz laboratóriumban rendelkezésre álló, Magyarországon kialakított MIX-D fantom [50], a 9. ábrán látható. A fantom két mellkasfélből összeállítható, 60% paraffinviasz, 30% polietilén, 6% magnézium-oxid és 4% titán-dioxid anyagösszetételű. A benne található bordákat emberi csontok adják, a két tüdőlebeny parafából készült. A mellkasfal becsült vastagsága kb. 2 cm. Ebbe a fantomba a radioaktív anyagot pontforrás formájában lehet elhelyezni. Annak érdekében, hogy a tüdőben az egyenletes eloszlást szimulálni lehessen, a pontforrást a két mellkasfél közé, valamint a fantom mindkét oldalán lévő tüdőlebenyekből kivehető hasábszerű parafa darabok alá is el lehet helyezni, így összesen 6 különböző pozíció válik elérhetővé. A mérésekhez egy ²⁴¹Am (AM OMH 1 SP, adatait a 6. táblázat mutatja) pontforrást használtam és azt helyeztem el a fantom különböző pozícióiba, melyeket a 9. ábra mutat.

6. táblázat: A MIX-D fantomban elhelyezett ²⁴¹Am pontforrás adatai

AM OMH 1 SP	²⁴¹ Am pontforrás
Hitelesítés dátuma	1986. 10. 01.
Hitelesített aktivitás [kBq]	4,93
Méréskori aktivitás [kBq]	4,71

A mérésekhez a detektort a fantom felszínétől 3 cm-re és kétféleképpen pozicionáltam. Az egyik esetben a felé a tüdőlebens felé irányítottam, amelybe a pontforrást helyeztem, a másik esetben a másik, forrást nem tartalmazó tüdőlebens felé állítottam. Mindkét pozícióban 3-3 mérést végeztem, és ezen 6 mérés átlagából számítottam ki az adott forráspozícióhoz tartozó átlagos hatásfokot.

A tüdőben lévő eloszlás vizsgálatára további méréseket végeztem a szerint, hogy a mellkasba helyezhető pontforrás helyzetét nem csak vertikálisan változtattam meg, hanem horizontálisan is. Ehhez a fantom tüdejét három részre osztottam és az egyes harmadokba tettem a pontforrást a 9. ábrán látható pozíciókba a 7. táblázat szerint. Ezen eloszlás szimulációjához a detektor a két tüdő közötti középső pozícióban volt, és az ismétlődő méréseket szintén háromszor végeztem el.

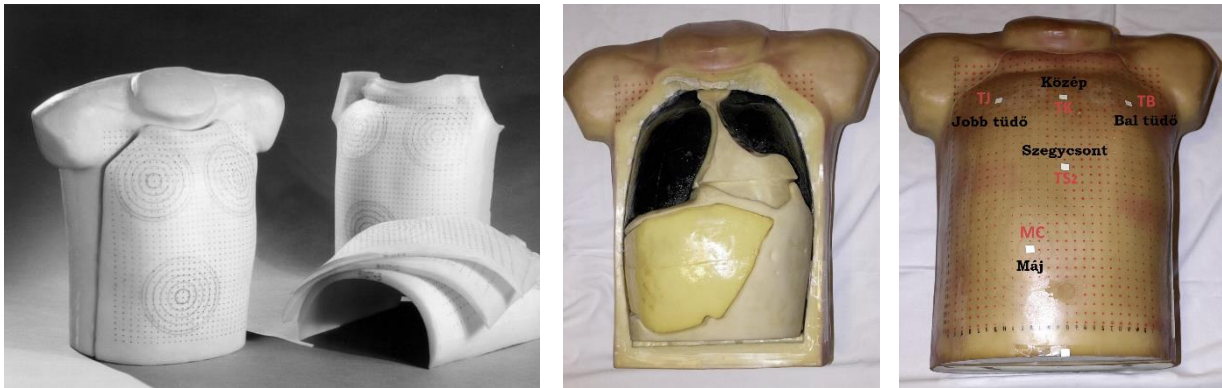


9. ábra: A MIX-D fantomba elhelyezett pontforrás pozíciói

7. táblázat: A MIX-D fantomban elhelyezett pontforrás pozícióinak megnevezése

Pozíció jele	Pozíció megnevezés
P1	Pontforrás jobb tüdőn középen a két mellkasrész között
P2	Pontforrás bal tüdőn középen a két mellkasrész között
P3	Pontforrás a bal tüdőben a felső mellkasrészben
P4	Pontforrás a jobb tüdőben a felső mellkasrészben
P5	Pontforrás jobb tüdőben az alsó mellkasrészben
P6	Pontforrás bal tüdőben az alsó mellkasrészben
FJ	Pontforrás a tüdő felső harmadában a jobb oldalon
FB	Pontforrás a tüdő felső harmadában a bal oldalon
KJ	Pontforrás a tüdő középső harmadában a jobb oldalon
KB	Pontforrás a tüdő középső harmadában a bal oldalon
LJ	Pontforrás a tüdő alsó harmadában a jobb oldalon
LB	Pontforrás a tüdő alsó harmadában a bal oldalon

A mérési eredmények pontosítása és validálása érdekében a kalibrálást egy másik fantommal is elvégeztem. Ehhez a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség (IAEA) által biztosított, elsősorban a tüdőbe jutott radioaktivitás meghatározására ajánlott mellkasfantomot használtam, melyet a Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL) szakemberei készítettek [51]. Ezt a fantomot kifejezetten a transzurán nuklidok *in vivo* mérésére alakították ki. A fantom alapanyaga poliuretán, a különböző testszövetek és csontok sűrűségét a hozzáadott kalcium karbonát segítségével szimulálták. Ezt a típusú mellkasfantomot 3 különböző testszövet összetételeként alakították ki, hogy ezáltal még jobban szimulálható legyen a személyenként eltérő testösszetétel. Az általam használt fantom 50%–50%-ban tartalmaz izomszövetet és zsírszövetet, a másik kialakítás 80%-ban izomszövetet és 20% zsírszövetet



10. ábra: LLNL fantom kialakítása, fedőrétegekkel és mérési pozíciói

tartalmaz, a harmadik kialakítás ezen összetétel fordítottja. A mellkasfantomot úgy alakították ki, hogy az érintett belső szervek egyenként kivehetőek és cserélhetőek legyenek, ezzel biztosítva, hogy a tüdő, a máj és a nyirokmirigyek inaktív és radioizotóppal preparált, azaz aktív szervként is elhelyezhetőek legyenek. A radioaktív izotóp eloszlása az egyes szerveken belül homogén. További mellvért-szerű, különböző vastagságú fedőrétegek helyezhetőek el rajta azért, hogy eltérő mellkasvastagság modellezhető legyen. A mellkason és minden rétegen koncentrikus körök jelölik a tüdő és a máj feletti mérések optimális helyét, ezek segítségével könnyen pozicionálható a detektor a szerv fölötti mérés közben. A fantom felszínét 1 cm×1 cm-es négyzetrács borítja, referencia koordinátákat biztosítva a detektor elhelyezésének reprodukálhatósága érdekében. A mérési geometria meghatározza a mérendő személy és a detektor kölcsönös helyzetét, megválasztásánál arra törekszünk, hogy kellően nagy mérési hatásfokot érjünk el. A méréseket a mellkas öt pontján végeztem, a 10. ábra szerinti elrendezésben.

A tüdő alapos feltérképezésére a mellkas felső részén, négy detektorpozíciót (TJ, TB, TC, TSz) állítottam be, mivel hatásfok szempontjából nem elhanyagolható, hogy a mérések lágy- vagy csontszövet felett történjenek. A máj méreteiből és elhelyezkedéséből adódóan nem volt szükség ilyen megfontolásokkal élni a mérések során, ezért abban az esetben a centrális pont feletti detektorpozícióban (MC) végeztem a méréseket. Mivel ezzel a fantommal különböző szervek mérésére is van lehetőség, ezért az elvégzett méréseket két típusra osztottam. Az első esetben az amerícium izotópot tartalmazó szerv felett végeztem méréseket. A mérések időtartama 300 s volt, mert a szervben található jelentős radioaktivitás (8. táblázat) és a kedvező mérési geometria miatt ezen időtartam alatt is elegendő beütésszámot kaptam. A másik mérési elrendezésnél a keresztthás vizsgálatára a fölé a szerv fölé helyeztem a detektort, amelyben nem volt radioizotóp. Ezen esetben a

kiseb detektálható aktivitás miatt szükséges volt a mérési időt 2000 s-ra hosszabbítani, hogy megfelelő számú beütés legyen regisztrálható és az ehhez tartozó statisztikus bizonytalanság 3% alatt legyen. A méréseket mindig a fedőréteg nélküli (kb. 80 kg testtömegű embernek megfelelő) mellkas megméréssel kezdtem és utána sorban felraktam az egyes fedőrétegeket a mellkasra. Így egyetlen méréssorozat 5 mérésből állt. A mérési elrendezések mindegyikénél 3-3 mérést végeztem ezek alapján határoztam meg a mérési pozícióhoz tartozó hatások átlagát és szórását. A mérések mindegyikénél álló (fix) detektort használtam a mellkasfelszíntől 3 cm-re pozícionálva.

8. táblázat: A_{γ} LLNL fantom aktív szereinek aktivitása

Szerv	Sorozatszám	Radionuklid	Aktivitás [kBq]	Hitelesítés dátuma	Mérés kori aktivitás [kBq]
Tüdő	621 R	Am-241	22,94	1985. 07. 01.	21,88
	621 L				
Máj	C-166-11	Am-241	63,64	1985. 07. 01.	60,70

4.1.2 Mérési eredmények

4.1.2.1 Különböző mellkasfantomokkal végzett hatásokkalibráció eredményei ^{241}Am izotóp esetén

A belső sugárterhelés mérése és modellezése során különböző típusú fantomokat használnak a dózis becsléséhez és a radioaktivitás eloszlásának és a sugárzás-anyag kölcsönhatások szimulálására. Mivel a kapott eredményeket a fantomok különbözősége is befolyásolja, ezért részletes vizsgálatot végeztem a különböző módszerekkel és fantomokkal kapott hatásokkalibrációk összehasonlítására. A mérési adatok értékeléséhez a γ -spektrometriára alkalmas Genie 2000 szoftvert [52] használtam. A most bemutatott vizsgálataim során az ^{241}Am izotóphoz tartozó 59,54 keV energiatartományban mért csúcsterületnek az AREA értéket tekintettem, mivel a kis energiás tartományban, a teljes-energia csúcs a nagy energiájú csúcsokból érkező Compton-háttérre szuperponálódik, és ezt a program a beépített közelítő eljárásainak segítségével figyelembe veszi. A 9. táblázat tartalmazza a 9. ábra megfelelően megadott elrendezések alapján elvégzett mérések eredményeit.

9. táblázat: A ^{241}Am , 59,54 keV-os, γ -vonalára vonatkozó hatások értékek a MIX-D fantommal végzett vizsgálatok alapján az egyes mérési pozíciókban

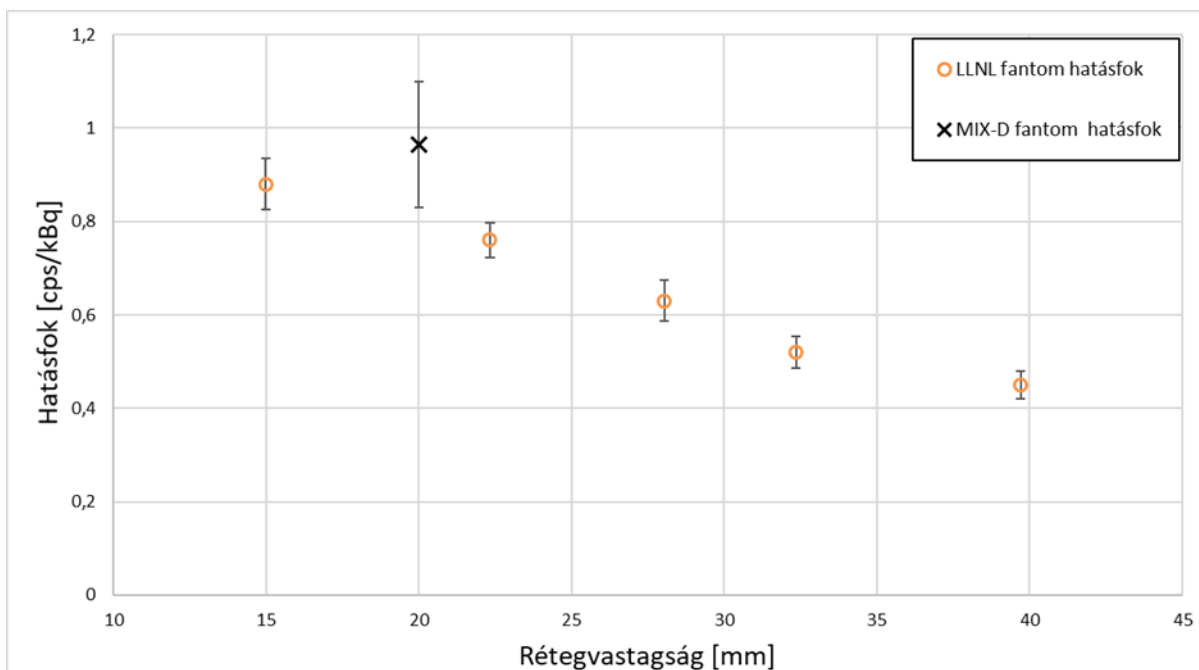
Pozíció	Hatások [cps/kBq]	Pozíció	Hatások [cps/kBq]
P1	0,810±0,034	FJ	0,970±0,026
P2	0,820±0,036	FB	0,660±0,014
P3	1,790±0,053	KJ	1,070±0,027
P4	2,310±0,066	KB	1,120±0,036
P5	0,390±0,019	LJ	0,900±0,031
P6	0,460±0,023	LB	0,270±0,010
Átlag	1,10±0,32	Átlag	0,830±0,130
12 mérési pozíció átlagos hatások: 0,96±0,14 cps/kBq			

A 12 mérési pozícióban elvégzett mérések átlagértékét hasonlítottam össze az LLNL mellkasfantommal elvégzett mérésekkel. Utóbbinál a két tüdő közötti detektorpozícióban mért aktív tüdő esetén kapott eredményeket mutatom be. Mivel a MIX-D fantom esetén a rétegvastagság értékét csak közelítőleg ismerjük, így célszerűnek láttam az LLNL fantommal végzett vizsgálatoknál minden lehetséges rétegvastagsággal elvégezni a méréseket. A hatások eredményeit a fedőréteg vastagságának függvényében 10. táblázat tartalmazza.

10. táblázat: $A^{241}\text{Am}$ 59,54 keV-os γ -vonalára vonatkozó hatások értékek az LLNL fantommal végzett tüdő feletti mérések (TC) esetén az fedőréteg vastagságának függvényében

Rétegvastagság [mm]	Hatások [cps/kBq]
14,99	0,880±0,055
22,33	0,760±0,037
28,04	0,630±0,044
32,35	0,520±0,033
39,71	0,450±0,030

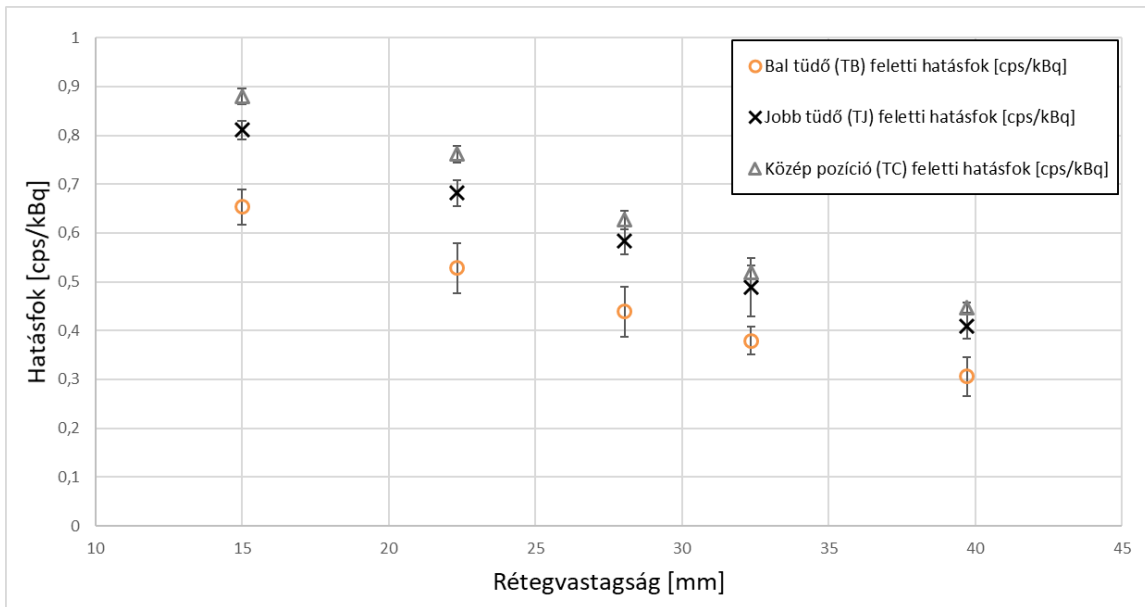
A két, ^{241}Am izotópot tartalmazó fantommal elvégzett hatások-kalibrációk összehasonlításából jól látszik, hogy a MIX-D fantommal kapott átlagérték nagyobb, a korábban említett 20 mm-es rétegvastagságot alapul véve, mint az LLNL fantommal ugyanebben a régióban kapott értékek a félvezető detektorral végzett tüdő feletti mérések esetén. A MIX-D fantommal kapott hatások azáltal, hogy a tüdőben való eloszlást nem csak vertikálisan, hanem horizontálisan is szimuláltuk a pontforrás több pozícióba helyezésével, pontosabb (10%-nál kisebb eltérés) adja vissza az LLNL fantommal végzett kalibrációs eredményeket. Abban az esetben, ha a MIX-D fantom eredeti kialakítását figyelembe véve csak a függőleges irányú kalibrációs méréseket végezzük el, az eltérés 25%-os. Grafikusán ábrázolva a két fantommal elvégzett mérések eredményeit (11. ábra) megfigyelhető, hogy a MIX-D fantommal 20-25 mm-es rétegvastagságot feltételezve magasabb hatások érték adódott. Amennyiben a mérési eredmények kiértékelésekor ezt vesszük figyelembe, az a testben lévő radioaktivitás alábecsléséhez vezet.



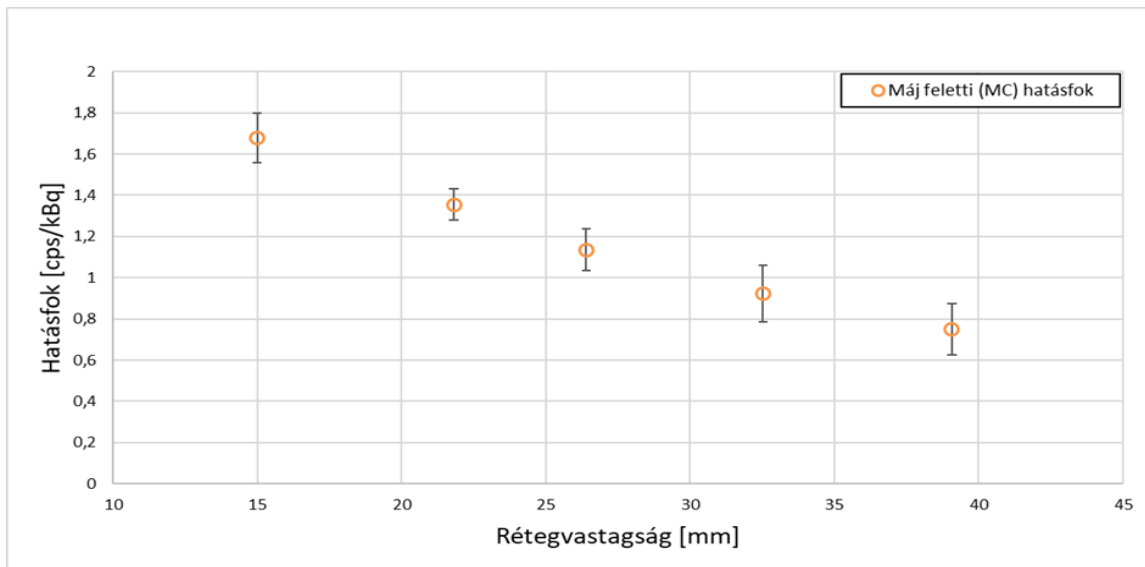
11. ábra: Az LLNL és a MIX-D fantomokkal elvégzett mérési hatásfok értékek ^{241}Am izotóp esetén

4.1.2.1 A mellkas rétegvastagságának befolyása a ^{241}Am izotópot tartalmazó aktív szerv feletti mérések esetén

Az LLNL fantommal történt mérések során lehetőség volt különböző fedőrétegek felhelyezésére, ezzel növelve a ^{241}Am izotópot tartalmazó szerv előtti mellkas rétegvastagságát. A aktív szerv feletti mérések esetén a rétegvastagság növelése a vártnak megfelelően a hatásfok csökkenését eredményezi. Látható (12. ábra, 13. ábra), hogy mind a tüdő-, mind a májmérés különböző pozícióiban az kiindulási mellkashoz képest a majdnem 4 cm-el nagyobb rétegvastagság esetén a mérési hatásfok mintegy a felére csökken, a két szélső értéknek az aránya a bal tüdő, a jobb tüdő, a tüdő közötti és a máj feletti mérés esetén rendre 46%, 50%, 49% és 44%. Ezáltal jól látható, hogy a mellkas rétegvastagságának pontos ismerete drasztikusan befolyásolhatja a szervezetben mért radioaktivitás mennyiségét és az ez alapján meghatározott felvételt és így a dózist is. Az is megállapítható, hogy ebből a szempontból nincs jelentősebb eltérés a tüdő és a máj feletti mérések között. Valós személyek esetén a mellkas rétegvastagsága röntgen vagy CT segítségével egyedileg megmérhető, vagy súly, magasság és életkor alapján becsülhető és ennek figyelembevételével a hatásfok pontosítható. Igazoltam, hogy a mellkas rétegvastagsága kiemelt jelentőségű, figyelembevétele csökkenti az ebből adódó mérési hibákat, így javítja a dózisbecslés pontosságát.



12. ábra: Az LLNL fantom ²⁴¹Am izotópra vonatkozó hatásfok értékei az aktív tüdő feletti különböző detektorpozíciókban (TB, TJ, TC) történt mérések esetén



13. ábra: Az LLNL fantom ²⁴¹Am izotópra vonatkozó hatásfok értékei az aktív máj feletti detektorpozícióban (MC) történt mérések esetén

4.1.2.2 Kereszthatás vizsgálata ²⁴¹Am izotópot tartalmazó tüdőmérés estén LLNL fantom segítségével

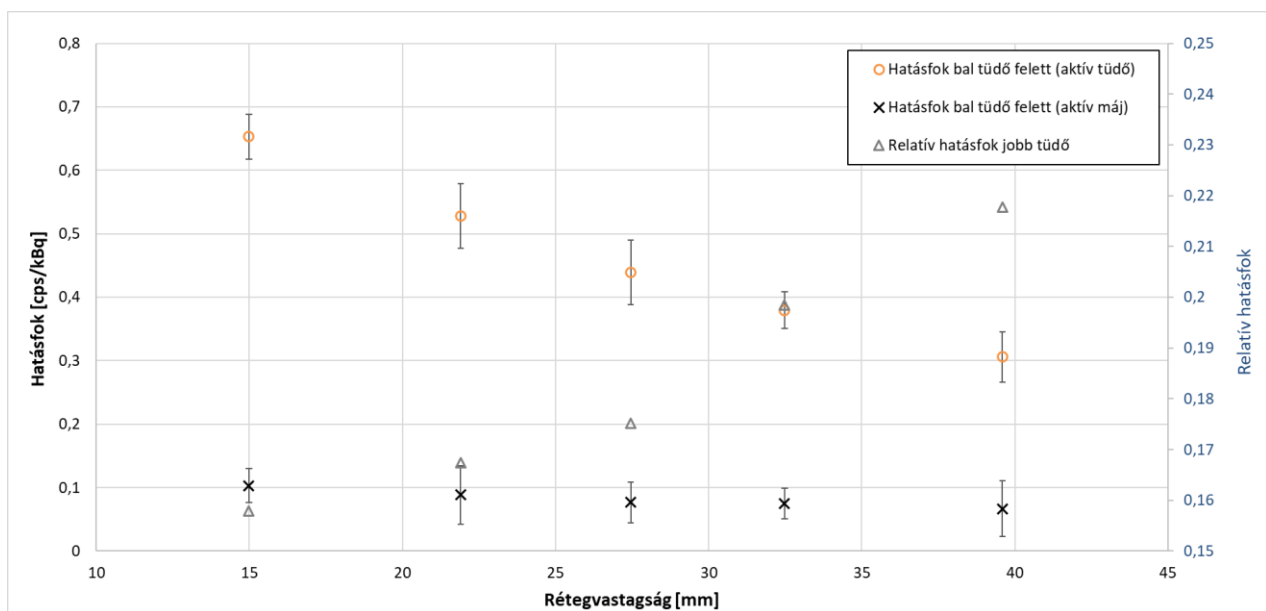
A mellkasban található szervek mérése során az egyik szervben lévő radioaktivitás a másik szerv feletti detektorpozícióban végzett mérések eredményét is befolyásolja. A valós személyekkel végzett mérések esetén nincs lehetőség az ebből származó zavaró hatás kiküszöbölése, de kollimátor alkalmazásával csökkenthető lehet ez a hatás, azonban teljesen azzal sem kizárható. Az eredmények pontos értelmezéséhez szükséges a kereszthatások meghatározása, amely kalibrációs fantomok alkalmazásával számszerűsíthető. Az inaktív szervek feletti hatásfokok vizsgálata segít a környező

szövetekből származó interferencia mértékének számszerűsítésében, így a mért jelzésnek azon hányadát tudjuk meghatározni, amely ténylegesen a vizsgált hatásból származik.

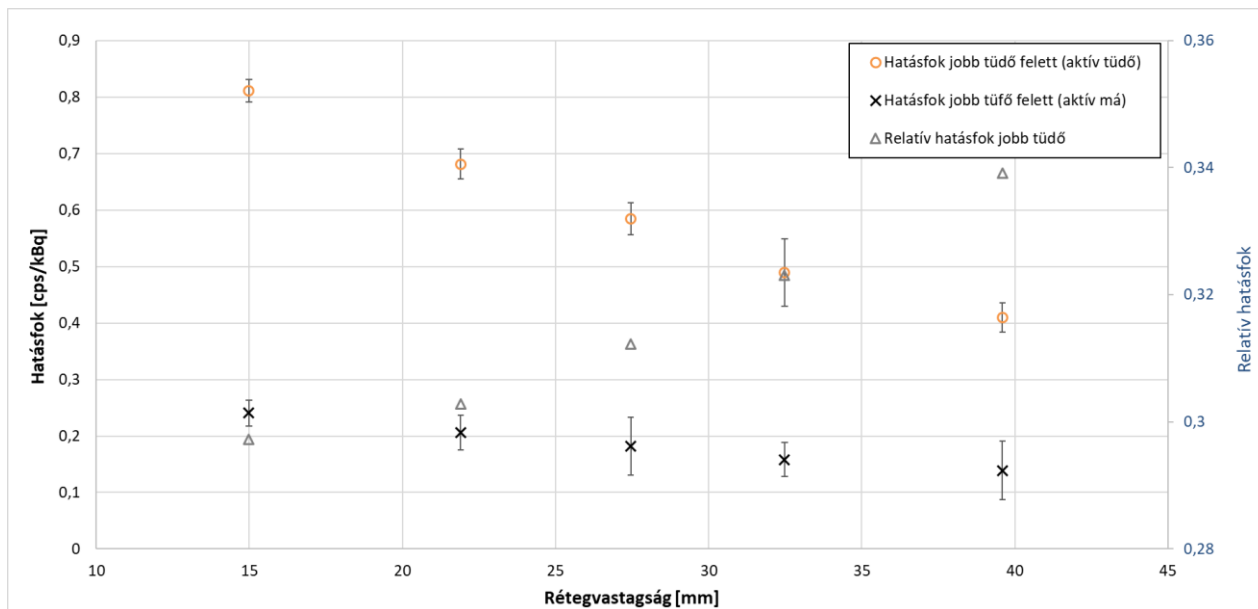
A mellkasmérések során, a laboratóriumban lévő mérési geometriában nincs lehetőség kollimátor alkalmazására, mivel a keresztthatások mérésénél az aktivitás nem abban a szervben van, amely felé a detektort pozícionáljuk, ezért hosszabb mérési idővel (2000 s) végeztem a méréseket.

A 14. ábra egyrészt látható az aktív tüdő esetén mért abszolút hatások a bal tüdő felett, illetve az aktív máj esetén a bal tüdő felett mérhető hatások. A relatív hatások megadja, hogy az aktív máj hatása a bal tüdőre milyen mértékben éri el vagy közelíti meg az aktív tüdő közvetlen hatását a bal tüdő felett. A bal tüdőleány felett pozícionált detektor a májban lévő aktivitást a mérések szerint 20-25% körüli relatív hatékonysággal méri, azaz egységnyi aktivitás a tüdőben 4-5-ször akkora jelzést ad a tüdő felett pozícionált detektorban, mint a májban lévő ugyanekkora aktivitás.

A 15. ábra megadja, hogy a jobb, azaz a májjal megegyező oldali tüdőleány felett, a májban lévő radioaktivitás relatív mérési hatásfoka 35-40% körüli. Ez azt jelenti, hogyha a metabolikus folyamatokat [53] követően a májban is megtalálható a radioaktív anyag, akkor a tüdő feletti jelzések mintegy 20-40%-a származhat a májban lévő ^{241}Am izotóp aktivitásától. A valós személyek mérési eredményeinek értelmezését azonban tovább nehezíti a tüdőből a májba kerülő radioaktív izotópok mennyiségének időbeli változása.



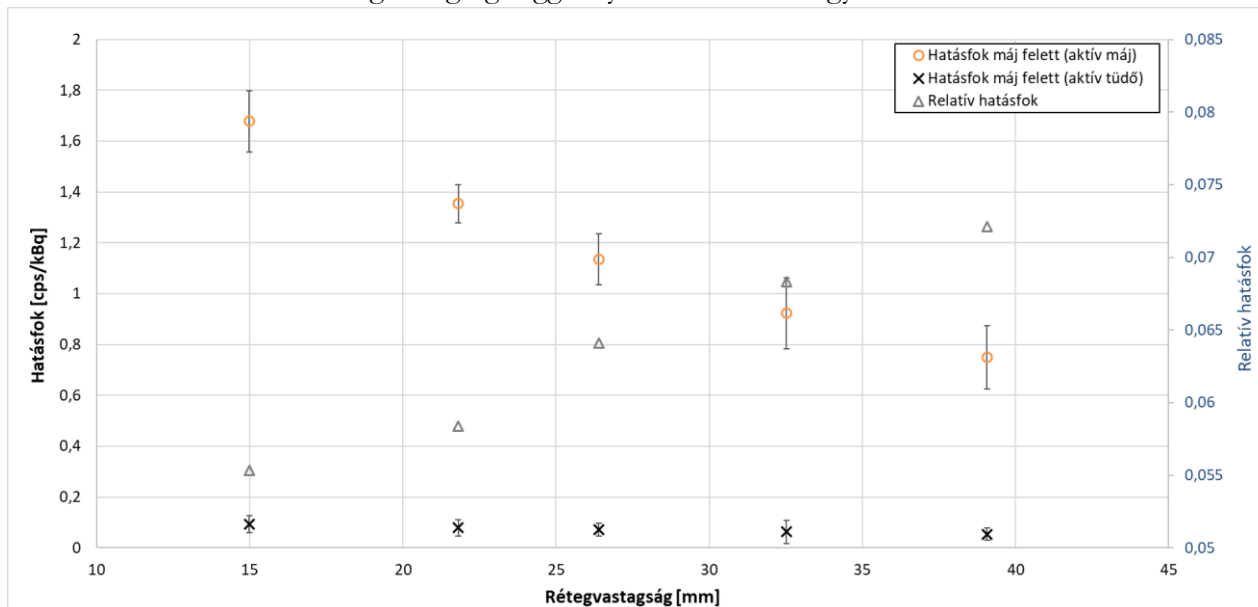
14. ábra: Az LLNL fantommal végzett keresztthatás vizsgálata ^{241}Am izotópot tartalmazó máj esetén a bal tüdő feletti (TB) detektorpozícióban



15. ábra: Az LLNL fantommal végzett keresztthatás vizsgálata ^{241}Am izotópot tartalmazó máj esetén a jobb tüdő feletti (I) detektorpozícióban

4.1.2.1 Kereszthatás vizsgálata ^{241}Am izotópot tartalmazó máj mérés estén LLNL fantom segítségével

Az aktív tüdő hatása az inaktív máj feletti mérések esetén a 16. ábra figyelhető meg. Látható, hogy a tüdőben lévő ^{241}Am izotóp aktivitása 5,5-7,5%-os relatív hatásfokkal mérhető a máj felett. A relatív hatásfok értékek a rétegvastagság függvényében ábrázolva egyértelmű növekedést mutatnak.



16. ábra: Az LLNL fantommal végzett keresztthatás vizsgálata ^{241}Am izotópot tartalmazó tüdő esetén a máj feletti (MC) detektor pozícióban

A keresztthatás vizsgálatánál kapott eredmények értelmezésénél figyelembe kell venni, hogy a hatásfok változását két effektus okozza. A keresztthatások vizsgálata során megállapítható, hogy a májtól és a tüdőtől vett távolság és árnyékolásvastagság relatív változása befolyásolja. Mivel a detektort

minden esetben a testfelszíntől 3 cm-re pozícionáljuk, a vastagabb fedőréteg miatt a detektor távolabb kerül az aktív szervtől. Egyúttal a vastagabb fedőrétegnek nagyobb árnyékoló hatása van. A sugárzás intenzitása pontforrás esetén a távolság négyzetével fordított arányban csökken. Kiterjedt források esetén (például, a fantomban az egyes szervek kiterjedése miatt) ez a csökkenés lassabb, továbbá az egyes szövetek és szervek (ön) árnyékolása is befolyásolja a folyamatokat.

Mindenesetre az adatok egyértelműen megmutatják, hogy a detektornak az adott szervekre vonatkozó hatásfokát jelentős mértékben befolyásolja az annak közelében lévő más szövetekből származó sugárzás járuléka, ami az egymáshoz viszonyított elhelyezkedésüktől függően változik. Ezen tényezők meghatározása és figyelembevétele a mérési eredmények értelmezésénél elengedhetetlen a méréstechnika megbízhatóságának javításához.

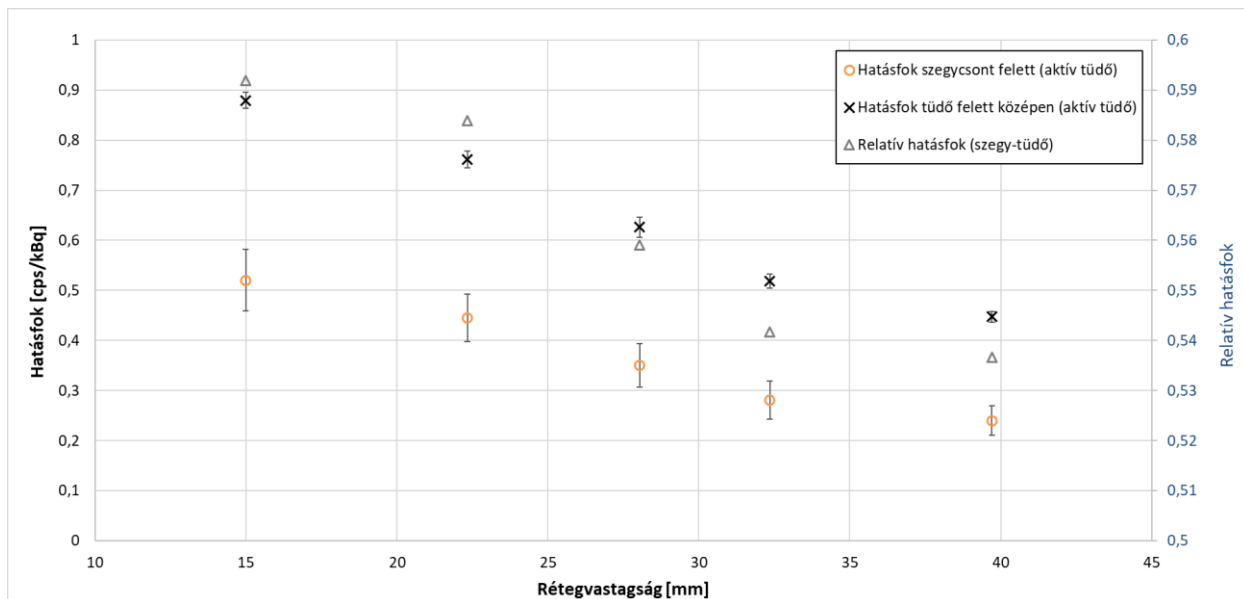
4.1.2.2 *Szegycsont feletti mérések*

A radioaktív anyag tüdőben és májban való eloszlásának és koncentrációjának egyidejű vizsgálatára a szegycsont feletti detektorpozícióban végzett mérések lehetnek alkalmasak. Ez a pozíció ugyanis az által, hogy mind a tüdő, mind a máj a szegycsonthoz közel helyezkedik el a testben, lehetővé teszi mindkét szerv sugárzásának egyidejű detektálását.

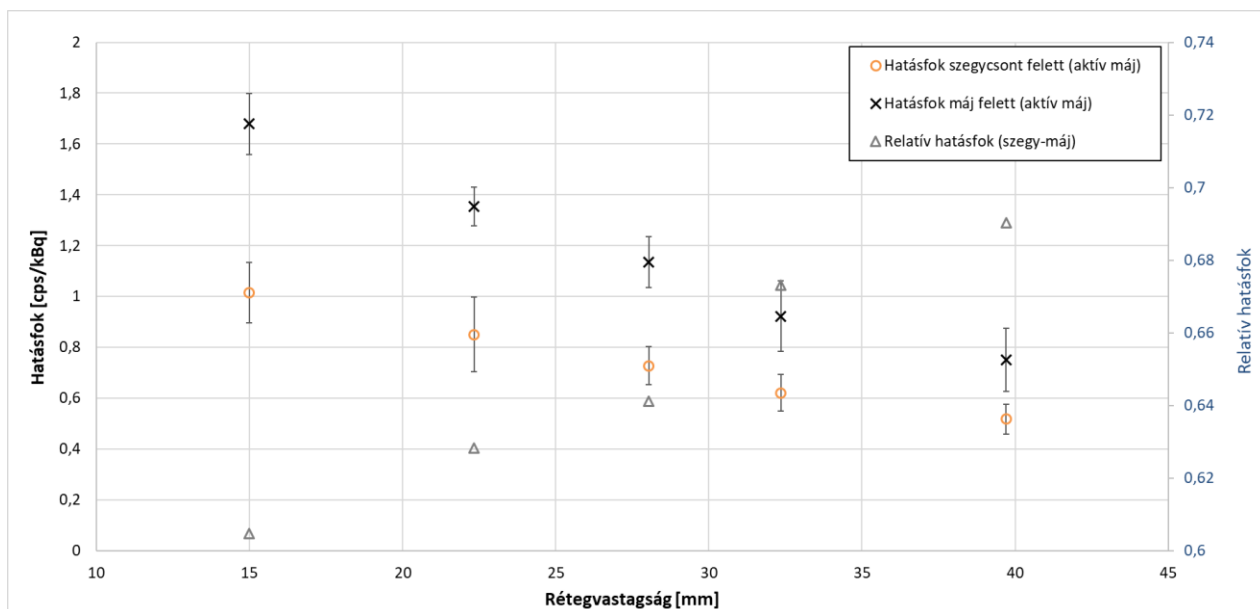
A szegycsont feletti detektorpozíció (TSz) megközelítőleg a mellkas közepén helyezkedik el, és körülbelül 10 cm-rel lejjebb van, mint a két tüdő közötti (TC) mérési pont. Ekkor a ²⁴¹Am izotópot tartalmazó tüdőben és májban lévő aktivitás egyidejű mérése relatíve kedvező hatásfokkal végezhető el.

Aktív tüdő esetén a szegycsont feletti detektorpozícióban a mérések során 50-60%-os relatív hatásfok érhető el a tüdő középpozíciója feletti mérésekhez képest (17. ábra), azaz a detektor tüdőben lévő aktivitás mérésére közepes hatékonysággal alkalmas a szegycsont feletti pozícióban. Az ábráról az is leolvasható, hogy a hatásfok változásának mértéke közel azonos a két összehasonlított pozícióban, a relatív hatásfok a rétegvastagság növekedésével kismértékben csökken.

Míg aktív máj esetén a szegycsont feletti detektorpozícióban a relatív hatásfok 60-72%-os, az aktív máj feletti mérési pozícióban mért hatásfok értékekkel összehasonlítva (18. ábra). Az ábrán megfigyelhető, hogy ebben az esetben a relatív hatásfok értéke a rétegvastagság növekedésével növekszik. Ennek oka, hogy a rétegvastagság növekedése és ezáltal a detektor közötti szövetek vastagságának növekedése eltérően befolyásolja a hatásfokot a különböző mérési pozíciókban. A máj feletti pozícióban a detektor közelebb helyezkedik el a forráshoz, ezért a rétegvastagság növekedése nagyobb mértékben befolyásolja a részecskék elnyelődését, ami jelentős hatásfokcsökkenést okoz. A szegycsont feletti pozícióba helyezett detektor esetén a májból érkező részecskék a detektor aktív felületéig már eleve nagyobb úthosszt járnak be, emiatt a szövetek rétegvastagságának növekedése a szegycsont feletti pozícióban viszonylag kisebb mértékben csökkenti a detektálási hatásfokot.



17. ábra: $Az^{241}Am$ izotópot tartalmazó tüdő hatásának vizsgálata a szegycsont feletti (TSz) detektorpozícióban LLNL fantommal



18. ábra: $Az^{241}Am$ izotópot tartalmazó máj hatásának vizsgálata a szegycsont feletti (TSz) detektorpozícióban LLNL fantommal

Az elvégzett vizsgálataim alapján kijelenthető, hogy a szegycsont feletti detektorpozíció egy jól megválasztott mérési geometriát biztosít, abban az esetben, ha csak egy mérésre van lehetőségünk és nem rendelkezünk megfelelő információval arra vonatkozóan, hogy melyik szervben van a radioaktív anyag.

4.2 Jódizotóp mérése pajzsmirigyben

A belső sugárterhelés meghatározása során nem csak azoknak a szerveknek van kitüntetett szerepe a részteszt mérések során, amelyek közvetlenül érintettek a beléggzéssel bekerülő izotópok mennyiségi meghatározásában, hanem azoknak a szerveknek a mérésére is nagy hangsúlyt kell fektetni, amelyek képesek egyes izotópokat akkumulálni. A pajzsmirigyben felhalmozódó radioaktív jódizotópok jól mérhetők nem csak laboratóriumi körülmények között, hanem akár mobil eszközökkel baleseti szituáció helyszínén. A jódizotópok mérése révén pontosan becsülhető a pajzsmirigy dózisa.

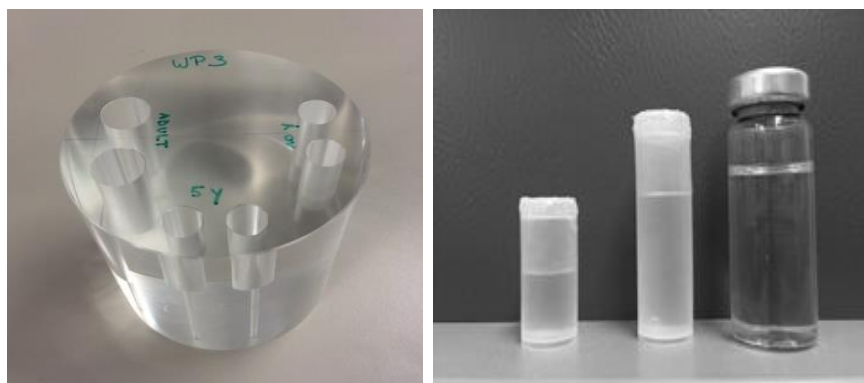
A mérések kiértékelésénél azonban nehézséget okoz, hogy a pajzsmirigy mérete az életkor előrehaladtával folyamatosan változik és a testen belüli elhelyezkedése az egyénre jellemző. A mérések megfelelő kiértékeléséhez ezen tulajdonságokat is figyelembe vevő hatásfok kalibrációval kell rendelkezni.

A gyermekek pajzsmirigyének mérése során pontos és gyors beavatkozásra van szükség, hogy az esetleges radioaktív szennyeződés mértékét minél előbb megállapítsák.

A CATHyMARA összemérés során egy olyan fantom került megmérése, amelyben három különböző méretű lyukpár szimulálta a korszpecifikus pajzsmirigy méreteket. A lyukpárok mérete az 5 és 10 éves gyermekek, valamint a felnőttek pajzsmirigy méretének feleltek meg. Az összemérés során a mérésekhez alkalmazott nyakfantom egy plexiüveg henger volt, 13 cm átmérővel és 12 cm magassággal és a benne elhelyezkedő lyukpárok elhelyezkedését is úgy alakították ki, hogy az életkorra jellemző rétegvastagságot tudja imitálni. A mérendő aktivitások két-két fiolába volt töltve, annak megfelleően, hogy a pajzsmirigy páros szerv. Az egyes fiolák folyadék formátumú ^{133}Ba izotópot tartalmaztak. A ^{133}Ba fő γ -vonalának energiája alig különbözik a ^{131}I -től, így megfelelően alkalmazható egy hosszabb összemérés során. A különböző fiolák méretét és töltöttségét a 11. táblázat tartalmazza, míg a fantom, illetve a küveták kialakítása a 19. ábra látható.

11. táblázat: CATHyMARA összemérés során használt életkorszpecifikus „kétlyukú” fantom fiolaméretei

Fiolák	Magasság [mm]	Átmérő [mm]	Töltöttség [ml]
5 éves gyermek	3,2	1,35	3,2
10 éves gyermek	5	1,4	7,5
Felnőtt	5,8	2	19



19. ábra: CATHyMARA összemérés során használt nyakfantom és a pajzsmirigyét imitáló fiolák

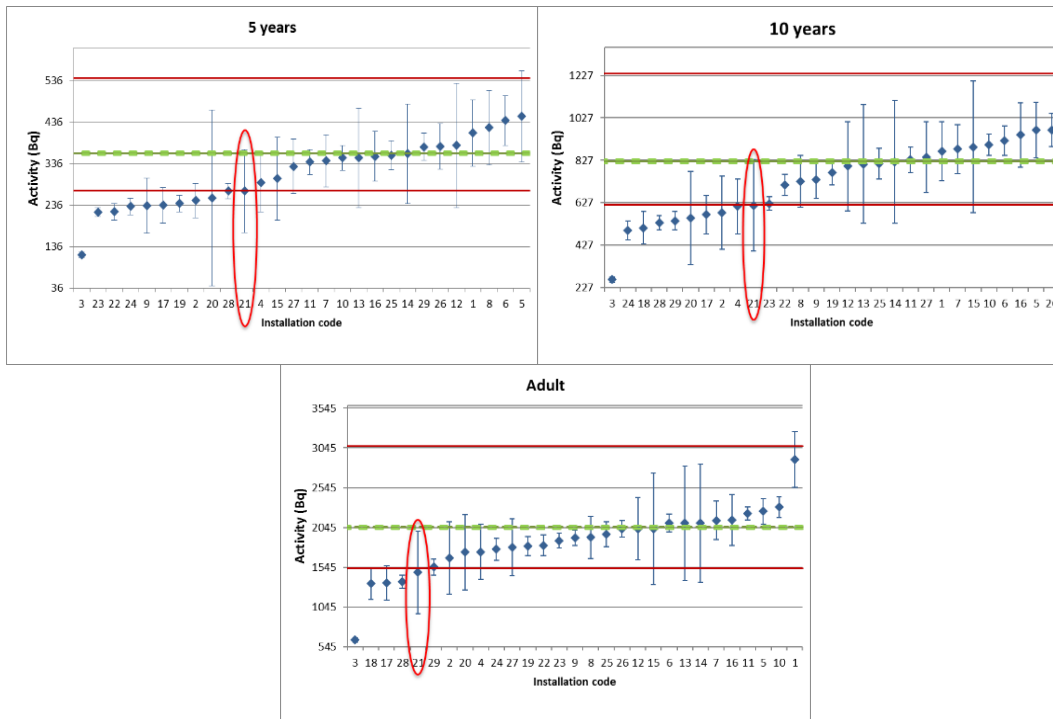
Az összemérés során az volt a cél, hogy a résztvevők a saját rutinmérési eljárásaikat használva, de csupán egyszer végezzék el a fantommal és az ismeretlen aktivitás tartalmazó fiolákkal a méréseket. Erre azért volt szükség, hogy vizsgálni lehessen a mérések megbízhatóságát is valós baleseti helyzetben. Ebben az esetben, az összemérés során 2000 s-os mérési időt alkalmaztam, és a kollimátorral felszerelt mérőeszközzel mértem. A hosszabb mérési idő a kis aktivitások miatt volt indokolt, de, valós baleseti helyzetben, gyermek mérése esetén, ennél rövidebb mérési idővel történő mérésekre van szükség.

A CATHyMARA projekt keretében elvégzett összemérés során a laboratóriumunk csak felnőtt (ANSI) pajzsmirigy-fantommal végzett hatásfok-kalibrációval rendelkezett, de más adat híján a kisebb pajzsmirigyméreteken is ezt a hatásfokot használtam. A mi eredményeinket a 12. táblázat mutatja be és a 20. ábra látható, hogy a meghatározott elfogadási tartomány peremén helyezkednek el [53]. Az összehasonlításba beküldött eredményeink azt mutatják, hogy a tényleges aktivitást alul becsültük, a referenciaértékhez képest mintegy 25%-kal. Ez a tendencia minden korosztályú fantom esetén fent állt.

12. táblázat: A CATHyMARA összemérésben használt ^{133}Ba izotóp referenciaaktivitása és bizonytalansága (hitelesítés dátuma 2016.01.01) és az általunk beküldött eredmények

Küvetta megnevezés	Referencia		Mért		Valós értéktől vett relatív eltérés [%]
	Aktivitás [Bq]	Bizonytalanság [Bq]	Aktivitás [Bq]	Bizonytalanság [Bq]	
5 éves	362	4	270	100	-25
10 éves	824	8	615	215	-25
Felnőtt	2046,5	20	1480	520	-28

Az összehasonlítás befejezése után az európai mérések harmonizációjának érdekében a projekt keretében kalibrációs korrekciós tényezőket is meghatároztunk, melynek eredményeként megbízható kalibrációs együtthatók használhatók a gyermekek pajzsmirigyében jelen lévő radioaktív jód mennyiségének mérésére. A kalibrációs együtthatók akkor használhatóak megfelelően, ha mérést a kalibrálással azonos körülmények között végzik. A CATHyMARA projekt során azzal a feltételezéssel éltünk, hogy a jódkoncentráció teljes egészében a pajzsmirigyben oszlik el. Az inhalációt követő korai mérések esetén lehetséges, hogy más szervek is hozzájárulnak a detektor jeléhez, ebben az esetben ezzel a kalibrációs együtthatókat korrigálni lehet [54]. A projekt eredményeként azt is megállapítottuk, hogy a baleseti helyzetekben a mérési pontosság javítására irányuló erőfeszítéseknek elsősorban a gyermekek méréseire kell összpontosítaniuk, mivel ők a legérzékenyebbek a radiojód okozta sugárterhelésre.



20. ábra: A CATHyMARA projektben mobil eszközökkel és hordozható γ -spektrometriás detektorokkal végzett összehasonlító mérési eredmények bemutatása [54], kiemelve a saját eredményeink

A CATHyMARA összemérés tapasztalatai alapján pontosítottam alaboratórium pajzsmirigy mérésére alkalmas detektor rendszerének [55] hatásfok-kalibrációját, melyhez különböző méretű pajzsmirigyfantomokat használtam. A pajzsmirigy mérete mellett a mérőrendszer mérési eredményeit még számos tényező befolyásolhatja, jelentős a pajzsmirigy elhelyezkedése az emberi testen belül, vagyis a testfelszíntől való távolsága, vagy a detektor távolsága a testfelülettől. A főbb paraméterek hatásának vizsgálatára Monte Carlo-szimulációt végeztem a laboratóriumi spektrométerre és egyszerű fizikai pajzsmirigyfantomokra.

4.2.1 Mérések és módszerek

4.2.1.1 Mérészköz, detektor

A pajzsmirigyben lévő radiojód mérésére, olyan mérőeszközt használtam, amelynek jól megválasztott beállításával monitorozható a ^{131}I (E_γ : 364 keV, f_γ : 81,2%, $T_{1/2}$: 8,023 nap [57]) és a fantom mérések során gyakran használt ^{133}Ba (E_γ : 356 keV, f_γ : 62,05%, $T_{1/2}$: 10,540 év [57]) energiavonalai. Egy mobil, ólommal árnyékolt NaI(Tl) szcintillációs detektort használtam, amelynek kristályátmérője 40 mm. A detektor függőlegesen állítható kollimátorban van elhelyezve és így lehet a mérendő személy pajzsmirigyéhez igazítani. A mérendő személy a detektor előtt ülő pozícióban helyezkedik el és a detektor a pajzsmirigy felé irányul. A detektor elé egy második kollimátor is elhelyezhető, azért, hogy további árnyékolást adjon, ez is ólomból készült és csonka kúp alakú, 4,5 cm kis belső átmérőjű és 11 cm nagy külső átmérőjű ablakbejárattal rendelkezik. Így a mérőeszközzel baleseti helyzetben akár megemelkedett háttérsugárzási szint mellett is lehet méréseket végezni. A detektor USB-n keresztül csatlakozik a számítógéphez, ahol a spektrum rögzítését a MULTIACT szoftver végzi [56]. A 21. ábra a pajzsmirigymérő rendszert szemlélteti.



21. ábra: Pajzsmirigymérésére alkamas mérőberendezés

4.2.1.2 ^{131}I vagy ^{133}Ba izotóp mérés pajzsmirigy esetén

A két izotópot nemzetközi szinten is gyakran használják egymás helyettesítésre, mert a ^{133}Ba izotóp γ -vonalai hasonló energiájúak, mint a ^{131}I izotóp vonalai (13. táblázat), azonban felezési ideje jóval hosszabb, ^{33}Ba felezési ideje 10,54 év, a ^{131}I -é csak 8,023 nap. Rutin gyakorlatban előnyösebb a ^{133}Ba használata, a tekintetben, hogy ritkábban kell új forrást vásárolni, továbbá egy több hónapig tartó összemérés során is célszerűbb ezt alkalmazni. A ^{133}Ba 276,4 keV-es γ -vonalának hozama közel azonos, mint a ^{131}I 284,3 keV-es vonaléé, a ^{131}I 364,5 keV-es fő csúcsának energiája pedig a ^{133}Ba 356,0 keV-es fő csúcsának energiájához hasonló, bár utóbbi γ -gyakorisága valamivel kisebb. Azonban szcintillációs detektorokkal felvett spektrumokban nehézséget okoz, hogy a ^{133}Ba egymáshoz közeli energiájú csúcsait gyakran nem lehet külön választani, ezért általában csak a három legintenzívebb csúcs (81 keV, 303 keV, 356 keV) különíthető el vizuálisan, illetve a spektrumértékelő programokkal.

13. táblázat: A ^{133}Ba és ^{131}I energiái és γ -gyakoriságuk, a felezési idő 10,54 év és 8,022 nap [57]

	Energia [keV]	Gamma gyakoriság (f_γ) [%]
^{133}Ba	80,99	34,06
	276,40	7,16
	302,85	18,33
	356,01	62,05
	383,85	8,94
^{131}I	284,31	6,14
	364,49	81,70
	636,99	7,17

4.2.1.3 Mérési geometria, kalibrációs módszer

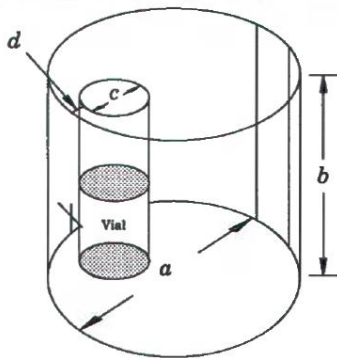
A pajzsmirigy-monitorozó rendszer egyszerű fizikai fantomokkal történő hatásfok-kalibrációját több mérési geometriában végeztem el, hogy ezek segítségével megállapítható legyen a mérést leginkább befolyásoló tényező. A vizsgálatok során használt elrendezéseket az alábbi feltételezések szerint csoportosítottam. Vizsgáltam a fantom geometriája miatt létrejövő hatást. Elemeztem a fantom és a detektor közötti távolságot, valamint azt, hogy a pajzsmirigynek a bőrfelszíntől vett távolsága miként hat a mérési hatásfok értékére. Továbbá megvizsgáltam a pajzsmirigy életkorból adódó szervi méretkülönbségének hatását.

- 1) A fantom geometriáját (1 lyuk vagy 2 lyuk) a felnőtt anatómiai fantom kialakításokkal hasonlítottam össze.
- 2) A fantom és a detektor távolságát különböző távolságokra ($d=3,5$ cm; $7,5$ cm; $15,5$ cm kollimátor nélkül és $d=19,5$ cm; $23,5$ cm; $31,5$ cm kollimátorral) állítottam be.
- 3) A pajzsmirigy tömege az életkortól függ, a fantomokban a tömeg $4,6$ g és 20 g között változott.
- 4) A pajzsmirigy távolsága a bőrfelszíntől a különböző fantom kialakításokkal vizsgálva, $s=12$ mm; 17 mm; 20 mm; 28 mm; $3,4$ mm értékeknek adódott.

A fantomokkal történő méréseket 600 s-ig végeztem.

4.2.1.4 Fantomok

A hatásfok-kalibrációhoz elsődlegesen a laboratóriumban rendelkezésre álló ANSI pajzsmirigyfantomot [58] használtam. Ez a fantom plexiüveg hengerből készült, 150 mm átmérőjű és 146 mm magas, sematikus ábrája és méretei a 22. ábrán látható. Egy furattal rendelkezik, amelybe egy kb. 20 - 25 ml küvetta helyezhető, így egy felnőtt pajzsmirigyét lehet vele modellezni. Ez az „egylyukú” modell elhanyagolja azt, hogy a pajzsmirigy páros szerv. A kalibrációs mérésekhez három különböző ^{131}I -aktivitású kalibrálóforrással ellátott küvetta-t használtam, melyek mindegyikében 20 g radioaktív oldat került betöltésre.



14. táblázat: Az ANSI fantom fizikai méretei

Fizikai méretek	ANSI fantom [mm]
Átmérő (a)	150
Magasság (b)	146
Küvetta (forrás) átmérő (c)	30
Forrás előtti rétegvastagság (d)	5

22. ábra: Az ANSI „egylyukú” fantom sematikus rajza és a fizikai méretei

Emellett vizsgálatokat végeztem a prágai SURO kutatóintézetben készített fantomsorozattal is, amely három különböző méretű (felnőtt, tinédzser és gyermek) pajzsmirigyfantomot tartalmaz. A mérendő radioaktív forrást a felnőtt, a tinédzser és a gyermek méretű pajzsmirigy esetében is két-két életkornak megfelelő fiolában helyezték el. A fiolák ^{133}Ba -t tartalmaztak gél formájában. Ennél a fantomsorozathoz a felnőtt fantom 3-3 lyukpárt tartalmaz, melyek átmérője azonos, de az egyes lyukak előtti árnyékoló rétegek vastagsága (s_1 - s_3) különbözik, ami lehetővé teszi a különböző vastagságú szövetek sugárzáscsillapító hatásának vizsgálatát. A tinédzser és a gyermek nyakfantom esetén két-két lyukpár lett kialakítva a nyakfantomon belül, melyekhez szintén különböző rétegvastagságok tartoznak (s_1 , s_2). A 23. ábra mutatja a felhasznált fantomokat a fantomokhoz tartozó geometriai méreteket a 15. táblázatban foglaltam össze.

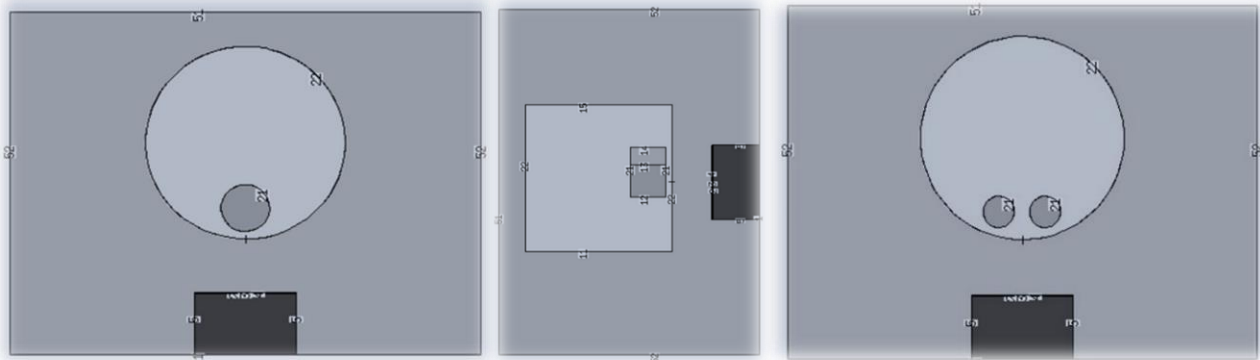
15. táblázat: A SURO „kétlyukú” pajzsmirigy fantom készlet fizikai méretei

Fizikai méretek	SURO felnőtt (> 18 éves) fantom [mm]	SURO tinédzser (11-15 éves) fantom [mm]	SURO gyerek (3-6 éves) fantom [mm]
Átmérő (a)	130	100	80
Magasság (b)	160	140	120
Küvetta (forrás) átmérő (c)	20	15	15
Küvetta (forrás) magasság	56	55	45
Forrás tömege (g)	19,7	10	4,6
Forrás előtti rétegvastagság (s)	s_1	17	12
	s_2	28	20
	s_3	34	-



23. ábra: A SURO nyakfantom-sorozat három különböző (felnőtt, tinédzser és gyermek) méretű fantomjai, és a mérési elrendezés

A fizikai fantomokkal végzett mérések mellett numerikus modellekkel is végeztem elemzéseket. A szimulációkhoz a mérésekhez használt (ANSI és SURO) fizikai fantomok modelljeit készítettem el, az épített numerikus modelleket a 24. ábra mutatja be. Az ANSI fantomot PMMA, a SURO fantomot pedig sztirolból készítették. A szimuláció során a figyelembe vettem a fantomok geometriai kialakítását, a 14. táblázat és 15. táblázatnak megfelelően. Ezek alapján a mérési eredmények és a matematikai modellekkel kapott eredmények könnyen összehasonlíthatók, ezáltal a modellezés megbízhatósága és pontossága validálható.



24. ábra: A szimulációhoz készített numerikus modellek (egylyukú, kétlyukú) sematikus rajzai

A Monte-Carlo-szimulációt az MCNP 6-os verziójával végeztem el. A gyártótól kapott információk alapján a szcintillációs spektrométert 40 mm átmérőjű NaI(Tl) kristálmérettel modelleztem. Figyelembe vettem, hogy a kristályt alumíniumötvözetű Mg-Si borítja és ólom kollimátorba van beépítve, ahogyan az a 21. ábra látható volt.

A mérések és Monte-Carlo-szimuláció egymás mellett történő alkalmazása lehetővé teszi, hogy a valós adatokat hatásfok-kalibrációra és a szimulációk validálására használjuk, miközben a szimulációk segítségével széleskörű és részletes elemzéseket végezhetünk az egyes paraméterek könnyebben történő megváltoztatásával.

4.2.2 Mérési eredmények

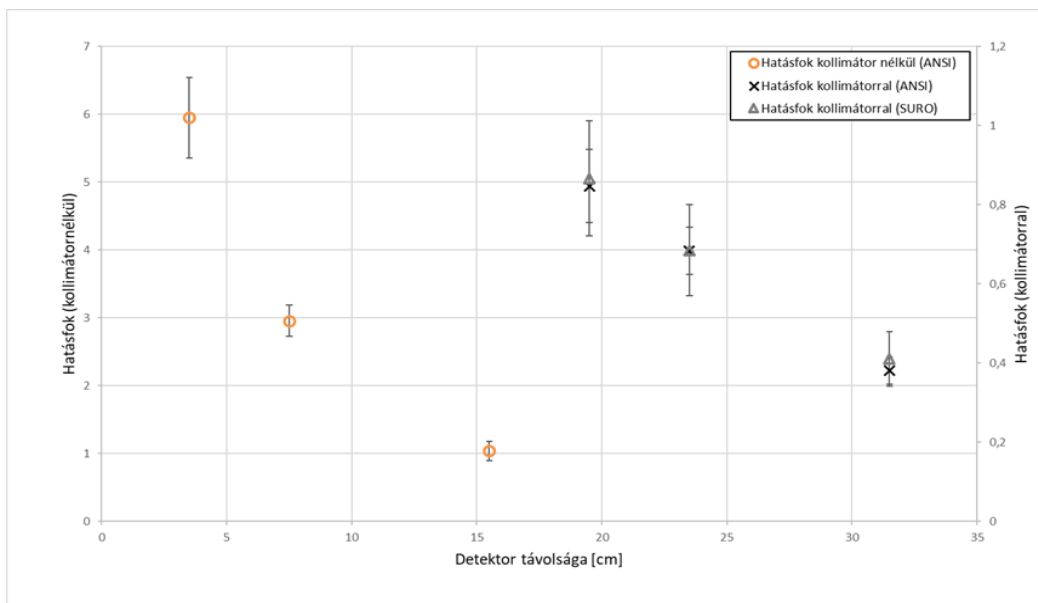
4.2.2.1 Mérési geometria hatása különböző kialakítású pajzsmirigyfantomok mérése esetén

A mérési geometria változásának vizsgálatához három különböző mérési pozíciót választottam ki mind a kollimátor nélküli, mind a kollimátoros mérések esetén. A méréseket az ANSI és SURO felnőtt pajzsmirigyfantomokkal végeztem. Az ANSI fizikai fantommal a teljes mérési sorozatot elvégeztem, emellett a SURO fantommal a kollimátoros elrendezésben végzett mérések eredményei állnak rendelkezésre. A 16. táblázatban a fizikai fantomokkal végzett mérések eredményei mellett a szimulációkkal elvégzett mérések eredményeit is bemutatom az adott mérési geometriákra. Az egyes mérési geometriákban történő összehasonlítások során a detektorhoz legközelebbi mérési pozícióban érvényes hatásfokot tekintettem alapértelmezett értéknek. Az ANSI fantommal történt mérésekhez használt ^{131}I izotóp rövid felezési ideje miatt a mérések között bomlás figyelembevételére korrekciót alkalmaztam. Mivel a két fantom mérése során különböző izotópokat használtam, ezért a mérési hatásfokok összehasonlítására csak úgy van lehetőség, ha figyelembe veszem az egyes izotópokhoz tartozó γ -gyakoriságokat, hiszen ez az érték eltérő a ^{131}I és ^{133}Ba fő energiavonal esetén, ahogyan azt a 13. táblázat mutatja. A hatásfok ezeknek megfelelően egy relatív szám, mely a megszámlolt/kibocsátott fotonok számát mutatja.

16. táblázat: Különböző pajzsmirigyfantomokkal, eltérő mérési geometriában végzett hatásfok-kalibrációs eredmények összehasonlítva a numerikus fantomok eredményeivel

Detektor-fantom távolság	Mérés				Szimuláció	
	Hatásfok		Arány az alapértelmezett értékkel [%]			
Kollimátor nélkül	ANSI	SURO	ANSI	SURO	ANSI	SURO
3,5 cm	5,95±0,60		100		100	100
7,5 cm	2,95±0,25		50		43	44
15,5 cm	1,05±0,15		18		15	15
Kollimátorral						
19,5	0,85±0,20	0,87±0,15	100	100	100	100
23,5	0,68±0,12	0,68±0,11	80	79	72	73
31,5	0,40±0,07	0,41±0,07	45	47	43	44

A mérési elrendezés hatásának vizsgálatára az ANSI fantommal elvégzett mérések az előzetes várakozásoknak megfelelően megmutatták, hogy a távolság növekedésével csökken a detektor mérési hatásfoka. Az eredményekből az is látható, hogy a kollimátor nélküli mérések esetén ez a csökkenés jelentősebb, mint a kollimátoros mérések esetén.



25. ábra: A_{α} ANSI és SURO pajzsmirigy fantomokkal végzett hatásfok-kalibráció eredményei a fantom-detektor távolság függvényében kollimátoros és kollimátor nélküli mérési geometriában

4.2.2.2 A pajzsmirigy alakjának hatása a mérési hatásfokra

Az egylyukú és kétlyukú kialakítású pajzsmirigy-kalibrációs fantomokkal elvégzett kalibrációs mérési és szimulációs adatok összehasonlításánál a mérési hatásfokok közötti eltérés, ahogyan azt a 17. táblázat bemutatja, kevesebb mint 3%. A két fantom összehasonlítása során az alapértelmezett értéknek az egylyukú felnőtt méretű fantomot tekintem.

17. táblázat: A_{α} ANSI és SURO felnőtt fantomok kialakítási geometriájának hatása a mérési hatásfokra

Fantom geometria	Mérés		Szimuláció
	Hatásfok	Arány az alapértelmezett értékkel [%]	
ANSI (1 lyukú, felnőtt)	$0,85 \pm 0,20$	100	100
SURO (2 lyukú, felnőtt)	$0,87 \pm 0,15$	102	102

4.2.2.3 A pajzsmirigy méretének hatása a mérési hatásfokra

A pajzsmirigy térfogata és ezzel összefüggésben a tömege életkortól és nemtől függően változik, ahogyan azt a 18. táblázatban az ICRP 89 Publikációban [59] megadott értékek is mutatják.

18. táblázat: Átlagos pajzsmirigy-tömegek különböző életkor és nem esetén [59]

Kor	Tömeg (g)	
	Férfi	Nő
Újszülött	1,3	1,3
1 éves	1,8	1,8
5 éves	3,4	3,4
10 éves	7,9	7,9
15 éves	12	12
Felnőtt	20	17

A kalibráció során nagy hangsúlyt fektettem a pajzsmirigy életkor függő méretéből adódó hatások vizsgálatára. A SURO különböző méretű pajzsmirigy fantomokkal végzett mérésekkel és a hozzá készített szimulációval megállapítottam, hogy a mérési hatások csökken a pajzsmirigy tömegével (azaz az életkorral), így a pajzsmirigy méretének variabilitása hozzájárulhat a mérési eredmények változékonyságához. A 19. táblázat mutatja be a három különböző méretű pajzsmirigyvet tartalmazó fantommal végzett mérési és szimulációs eredményeket.

19. táblázat: A SURO pajzsmirigy fantommal végzett hatásokkalibráció eredményei eltérő pajzsmirigyméretekre vonatkozóan (felnőtt, tinédzser, gyermek)

Pajzsmirigy mérete	Mérés		Szimuláció
	Hatásfok	Arány az alapértelmezett értékkel [%]	
Felnőtt >18 éves	0,87±0,15	100	100
Tinédzser (11-15 éves)	0,90±0,15	103	112
Gyermek (3-6 éves)	0,96±0,13	110	119

A pajzsmirigy mérete felnőtteknél állandó, ezért a mérési hatásokban bekövetkező változás megállapítására ez tekintetem alapértelmezett értéknek. A mérési hatásokban 3%-os növekedést tapasztaltam a tinédzsernek megfelelő pajzsmirigyméret esetén és 10%-os növekedést a gyermek pajzsmirigy esetén a felnőtt (férfi) pajzsmirigyéhez hasonlítva. A szimuláció során a hatások eredményekben a tendencia azonos volt, de a változás mértéke majdnem duplája a gyermek pajzsmirigy esetén, ami azzal magyarázható, hogy a szimulációban a kisebb méretekből adódó előnyök (kevesebb csillapítás, kevesebb szóródás) tisztábban érvényesültek. A szimuláció ezért érzékenyebb lehet a pajzsmirigy méretváltozásaira, és ennek következtében a hatások növekedése nagyobb mértékben mutatkozhat meg, mint a valós mérés során.

A kalibráció során a küvetákban a radioaktív anyag aktivitás eloszlását homogénnek tekintjük, de a valós mérések során számolni kell annak a mérésre gyakorolt hatásával is, hogy a nagyobb pajzsmirigyekben a radioaktív anyag eloszlása eltérhet a kisebb pajzsmirigyektől. A kisebb pajzsmirigyben a sugárzás forrása egyenletesebben oszlik el, és kevesebb visszaverődés vagy abszorpció történik. A pajzsmirigy mérete és alakja befolyásolja a sugárzás detektálását. Egy nagyobb pajzsmirigy esetében a geometriai tényezők, mint például a kiterjedés, másként hatnak a sugárzás útjára és annak detektálására, mint egy kisebb pajzsmirigy esetében.

4.2.2.4 A pajzsmirigy bőrfelszíntől való távolságának hatása a mérési hatásokra

A pajzsmirigy bőrfelszíntől vett távolsága jelentős hatással lehet a mérési kalibrációra, a γ -sugárzás mérésekor. A pajzsmirigy elhelyezkedési mélysége a bőrfelszín alatt befolyásolja a mérőeszköz által érzékelt fotonok számát. Mivel a szövetek különböző mértékben csillapítják a fotonokat, minél mélyebben helyezkedik el a pajzsmirigy, annál nagyobb mértékű lesz az abszorpció, vagyis több foton nyelődik el a szövetekben, mielőtt elérné a detektort. Ez a megnövekedett abszorpció a mért jel gyengüléséhez vezet, ami rontja a mérési pontosságot. Ennek eredményeként a kalibrációs értékek is torzulhatnak, hiszen a ténylegesen kibocsátott γ -sugárzás és a detektor által érzékelt sugárzás közötti különbség megnő. Az ilyen tényezők figyelembevétele nélkülözhetetlen a pontos mérések és kalibráció érdekében.

A SURO felnőtt pajzsmirigyfantom segítségével végzett vizsgálatokkal tanulmányoztam a pajzsmirigy felszíntől való távolságának hatását a mérési hatásokra három különböző távolság esetén: $s_1=17$ mm, $s_2=28$ mm, és $s_3=34$ mm. Alapértelmezett értéknek ezúttal az s_1 rétegvastagságot

tekintetem, ezzel megállapítva a szerv előtti rétegvastagság hatását a mérési hatásfokra. A méréseket három detektor-fantom távolságra végeztem el.

20. táblázat: A SURO felnőtt pajzsmirigyfantommal kapott hatásfokértékek különböző felszíntől vett távolságok ($s_1=17$ mm, $s_2=28$ mm, és $s_3=34$ mm) esetén

Detektor-fantom távolság [cm]	Hatásfok			Mérés		
	s_1	s_2	s_3	Arány az alapértelmezett értékkel [%]		
	s_1	s_2	s_3	s_1	s_2	s_3
19,5	$0,87 \pm 0,15$	$0,61 \pm 0,10$	$0,60 \pm 0,10$	100	70	69
23,5	$0,68 \pm 0,11$	$0,55 \pm 0,09$	$0,47 \pm 0,08$	100	81	68
31,5	$0,41 \pm 0,07$	$0,27 \pm 0,05$	$0,26 \pm 0,05$	100	67	64

Ahogy az a 20. táblázatban látható, adott (19,5; 23,5; 31,5 cm) detektor távolság esetén, a pajzsmirigy bőrfelszíntől való távolsága ($s_1=17$ mm, $s_2=28$ mm, és $s_3=34$ mm) függvényében meghatároztam a hatásfokokat. A kapott adatokból megállapítható, hogy adott detektor távolság esetén a szerv bőrfelszíntől való távolságának kétszeresére (17 mm-ről 34 mm-re) növelése kétharmados hatásfok csökkenést okoz. Továbbá látható, hogy rögzített detektor távolság esetén nem lineárisan kapcsolatos van a pajzsmirigy bőrfelszíntől való távolsága és a hatásfok csökkenése között.

Megvizsgáltam a szerv előtti rétegvastagság milliméterenkénti változásának hatását a kapott hatásfok értékekre egy lineáris és egy másodfokú függvény illesztésével. A két illesztett görbével kapott hatásfok értékek közötti eltérés nem több mint 10%, ez azt jelzi, hogy a mérések nagy része jól közelíthető mindkét módszerrel. Bár a kapcsolat nem teljesen lineáris, a nemlineáris hatás viszonylag mérsékeltnek tekinthető.

Lineáris függvény használata esetén a milliméterenkénti rétegvastagság változás 2-3%-os eltérést eredményez a hatásfokban. A másodfokú függvény jellegéből adódóan kezdetben, amikor a szerv előtti rétegvastagság kisebb, a hatásfok csökkenése nagyobb, körülbelül 4%/mm. Azonban, ahogy a rétegvastagság növekszik, a hatásfok változása lassul, és vastagabb rétegeknél már csak 1%-os eltérést okoz milliméterenként. Ez azt jelenti, hogy a másodfokú függvény jobban tükrözi a valós fizikai folyamatokat, ahol a kezdeti rétegvastagság növekedés erőteljesebb hatással van a sugárzás csillapítására, de a további rétegek hozzáadásával a csillapítás mértéke fokozatosan csökken.

Ha a vizsgált szerv előtti rétegvastagság viszonylag kicsi, és a változás mértéke nem túl nagy, a hatásfok csökkenése közel lineáris lehet. Ebben az esetben a linearizált megközelítés megfelelő pontosságot biztosíthat, mivel a nemlineáris hatások nincsenek jelen. A lineáris modell egyszerűbb és gyorsabban alkalmazható, különösen, ha a mérési adatok gyors elemzése vagy valamilyen előzetes becslés a cél. Ilyen esetekben a bonyolultabb nemlineáris modell használata nem biztos, hogy lényegesen pontosabb eredményt ad.

Megállapítható, hogy felnőtt pajzsmirigy fantomot vizsgálva a szerv előtti rétegvastagság változása milliméterenként 1,5-3%-ban csökkenti a detektálási hatásfokot.

A SURO tinédzser pajzsmirigyfantom segítségével végzett vizsgálatokkal is elemeztem a pajzsmirigy bőrfelszíntől való távolság hatását a mérési hatásfokra két különböző távolság esetén ($s_1=12$ mm, $s_2=20$ mm). Alapértelmezett értéknek az $s_1=12$ mm-et tekintem és a detektor fantom távolság függvényében is vizsgálom a hatásfok változását.

21. táblázat: A SURO tinédzser pajzsmirigyfantommal kapott hatásfokértékek különböző felszíntől vett távolságok ($s_1=12$ mm, $s_2=20$ mm) esetén

Detektor-fantom távolság [cm]	Hatásfok		Mérés	
			Arány az alapértelmezett értékkel [%]	
	s_1	s_2	s_1	s_2
19,5	$0,90\pm 0,15$	$0,70\pm 0,12$	100	78
23,5	$0,71\pm 0,12$	$0,60\pm 0,10$	100	85
31,5	$0,36\pm 0,06$	$0,34\pm 0,06$	100	94

A 21. táblázatban látható eredmények alapján elmondható, hogy a tinédzser pajzsmirigy fantom esetében a legkisebb detektor-fantom távolság esetén tapasztalható a legnagyobb, kb 20%-os eltérés, amikor a rétegvastagságot 12 mm-ről 20 mm-re növeljük. A linearizált megközelítés szerint ez 2,5% os milliméterenként eltérést okoz. Amikor a detektor közel helyezkedik el a pajzsmirigy fantomhoz, a sugárzás csillapítása a detektor által érzékelt fotonok számában jelentős szerepet játszik. Ilyen helyzetben a rétegvastagság kis változása is nagymértékben befolyásolja a mért sugárzás intenzitását, mert a sugárzás csillapítása a szövetekben gyorsan nő a vastagság növelésével. Ez a hatás jól megfigyelhető, amikor a detektor távolsága növekszik a fantomtól. Bár a hatásfok csökken a távolság növekedésével, a rétegvastagság növelése esetén a változás mértéke kisebb lesz, ha a detektort távolabb helyezik el.

A SURO gyermek pajzsmirigyfantom segítségével a pajzsmirigy felszíntől való távolság hatását a mérési hatásfokra két különböző távolságra: $s_1=12$ mm, $s_2=20$ mm vizsgáltam, az eredményeket a 22. táblázatban mutatom be.

22. táblázat: A SURO gyermek pajzsmirigyfantommal kapott hatásfokértékek különböző felszíntől vett távolságok ($s_1=12$ mm, $s_2=20$ mm) esetén

Detektor-fantom távolság [cm]	Hatásfok		Mérés	
			Arány az alapértelmezett értékkel [%]	
	s_1	s_2	s_1	s_2
19,5	$0,96\pm 0,13$	$0,89\pm 0,12$	100	93
23,5	$0,68\pm 0,09$	$0,64\pm 0,09$	100	95
31,5	$0,43\pm 0,06$	$0,40\pm 0,06$	100	93

A gyermek fantom esetén csekélyebb, csupán 5-7% változás figyelhető meg a hatásfok értékében ahogyan a szerv felszíntől vett távolságát 12 mm-ről 20 mm-re növekedik. A gyermek pajzsmirigyének kisebb mérete miatt a sugárzás csillapítása a szöveteken keresztül kisebb mértékben változik a rétegvastagság növelésével. A kisebb méretű pajzsmirigy esetén a különböző detektor-fantom távolság esetén sem volt szignifikáns változás megállapítható.

5 A közvetett mérések bizonytalansága és annak csökkentése a dozimetriai gyakorlatban

A belső sugárterhelés meghatározása érdekében számos esetben elengedhetetlen a radioaktív izotópok aktivitáskoncentrációjának meghatározása biológiai mintákban. Ezeket a méréseket általában a közvetlen mérési módszerekkel mért eredmények kiegészítésére használhatjuk vagy önállóan olyan izotópok esetén, amelyek α vagy β -sugárzók. A biológiai minták mérése a kémiai összetételük miatt sok esetben nem egyszerű, és a mérési módszerek összetettek. Ezért a közvetett mérések során különösen fontos a mérési bizonytalanság minimalizálása, a megfelelő kalibrációs módszerek alkalmazása, valamint a minták és a mérési környezet megfelelő kezelése. Az ilyen gondos megközelítés lehetővé teszi a belső sugárterhelés pontosabb becslését, és ezáltal a megbízhatóbb egészségügyi kockázatértékelést.

A belső sugárterhelés meghatározásánál alkalmazott közvetett mérések során gyakran kerül sor vizelet vagy széklet minták mérésére. Ez a megközelítés azért hasznos, mert a biológiai mintából kimutathatók a szervezetbe került radioaktív anyagok, amelyek idővel kiválasztódnak. Az így nyert adatok alapján következtetni lehet az adott személy belső sugárterhelésére, azaz arra, hogy a szervezetében mennyi radioaktív anyag van jelen.

Bár a vizeletminták gyűjtése a belső sugárterhelés meghatározásában hatékony módszer, több gyakorlati nehézség is felmerülhet, amelyek befolyásolják a mérések megbízhatóságát és pontosságát. A vizeletminták rendszeres és pontos gyűjtése gyakran logisztikai kihívást jelent, főleg ha nagyobb számú egyéntől kell mintát venni, vagy hosszútávú kivizsgálásról van szó. A gyűjtési folyamat időigényes lehet, és előfordulhat, hogy a résztvevők nem mindig követik az előírásokat, ami eltéréseket okozhat a minták minőségében és megbízhatóságában. A mintagyűjtés során a keresztszennyeződés szintén jelentős problémát jelenthet. Ha a mintavételi eszközök, tárolóedények vagy maga a gyűjtési környezet nem teljesen tiszta, a minták szennyeződhetnek más anyagokkal, ez torzíthatja a méréseket.

Bár a mintaelőkészítés minimalizálása fontos cél, bizonyos esetekben elengedhetetlen a minták feldolgozása. Közvetett mérési módszerek esetén pedig izotóp és mérési módszer specifikus mintaelőkészítésre lehet szükség, különösen α -spektrometria mérések esetén, ahol a megbízható mérési eredmények elérése érdekében elkerülhetetlen a minták feldolgozása. A mintaelőkészítési folyamatok, mint például a desztilláció vagy a kémiai feldolgozás, potenciális hibaforrások lehetnek, amelyek jelentős hatással lehetnek az eredmények megbízhatóságára.

A kalibrációs módszerek pontossága alapvetően befolyásolja a mérések eredményét. Ha a kalibrációs görbék nem veszik megfelelően figyelembe a minta összetettségéből eredő eltéréseket, a végső kalibrációs értékek bizonytalansága nagy. A minta összetétele jelentősen befolyásolhatja a mérési eredményeket. A vizeletminták esetében a szerves anyagok jelenléte, a színeződések, illetve a minta egyéb fizikai-kémiai tulajdonságai megváltoztathatják a mért jelintenzitást.

A közvetlen mérések során alkalmazott összetett folyamat minden lépése kritikus szerepet játszik abban, hogy a végső mérési eredmények pontosak és reprodukálhatók legyenek.

5.1 *Trícium folyadékszintillációs mérése*

A közvetett mérések egyik legtöbbször alkalmazott módszere a folyadékszintilláció, mely többek között kitűnő eszköz a trícium aktivitásának pontos és érzékeny meghatározására. A radioaktív anyagmintát és a méréshez szükséges szcintillátort összekeverik és ezért a kis hatótávolságú sugárzások által kiváltott fény felvillanásokat az erre alkalmas detektorral érzékelik. A szcintillátor „körbeveszi” a radioaktív anyagot, ezért a detektálás térszöge 4π . Azonban a megbízható mérési eredmények eléréséhez megfelelő felszerelés, pontos kalibrálás és – a nem áttetsző vizeletminták esetén különösen jelentős – quench (kioltó) hatás kezelése szükséges.

A trícium (^3H) többféle kémiai és fizikai formában is előfordulhat a munkahelyeken, leggyakrabban gőz vagy folyadék formájában (triciált vízként, HTO – tritiated water), esetenként szerves formában (pl. timidin, OBT – organically bond tritium), amely belégzéssel vagy lenyeléssel kerülhet a szervezetbe. A trícium tiszta β -sugárzó, fizikai felezési ideje 12,3 év. A β -sugárzás maximális energiája 18,6 keV, átlagos energiája 5,7 keV [60].

Különböző nukleáris létesítményekben a dolgozók belső expozíciójának rutinszerű ellenőrzése magában foglalja a vizeletben lévő trícium ellenőrzését, a gyakorlatban ez a legtöbb esetben folyadékszintillációs módszerrel történik.

A folyadékszintillációs mérések során az egyik fontos tényező, amely befolyásolhatja a mérési eredmények pontosságát, a quench (kioltó) hatás. A quench hatás a mintával összekevert szcintillátorból kibocsátott fotonok számát csökkenti. Ennek eredményeként az észlelt energiaspektrum a kisebb energiák felé tolódik. A szín quench hatása azoknál a mintáknál jelenik meg, ahol a vizeletmintán nem történik mintaelőkészítés, így desztillálással nem kerül kivonásra a vizelet jellegzetes sárgás színe. Ekkor az emittált fény egy részét a jelenlévő színes anyag elnyeli, mielőtt az az elektronszorzozó fotokatódjára jutna.

Különböző technikák alkalmazhatók ennek a kioltó hatásnak a kezelésére, a legfontosabb a megfelelő kalibrálás elvégzése. Ennek során a valódi minta mérésével azonos geometriában és azonos jellemzőkkel határozzák meg a mérési hatásfokot.

5.1.1 **Mérések és módszerek**

Az Energiatudományi Kutatóközpontban megtalálható folyadékszintillációs mérőeszközök Tri Carb 2200 CA (Packard) és Tri Carb 4810TR (Perkin-Elmer) típusúak (26. ábra). Mindkét készülék nagy érzékenységgel és alacsony háttérzajjal rendelkezik, hasonló a felépítésük és funkcióik.

A vizeletben lévő HTO elemzésére munkám során, a Környezetvédelmi Szolgálaton (KVSz) kidolgozott folyadékszintillációs mérési módszert vettem alapul [61].

A mérésekhez 10 ml Ultima Gold LLT szcintillációs koktélt és 1 ml térfogatú mintamennyiséget használtam [62]. A minta küvettaiba történő bemérésénél ügyeltem rá, hogy a bemért mennyiség bizonytalansága ne haladja meg a 10%-ot, mert az már a mérési geometria megváltozását és ezáltal a hatásfok változását jelentené.

A mérési időnek 60 percet határoztam meg, a minimálisan kimutatható aktivitás (MDA) ezen mérési geometriára ^3H izotóp esetén 100 Bq/l volt.



26. ábra: Balra látható a Tri Carb 4810TR (Perkin-Elmer) és jobbra a Tri Carb 2200 CA (Packard) folyadékszcintillációs mérőműszer

A mérésekhez szükséges háttérmenták készítéséhez desztillált rétegvízet használtam, amely egy boconádi mélyfúrású kútból származik [63] és különösen alacsony tríciumkoncentrációval rendelkezik. A kísérleti berendezés ellenőrzéséhez szükséges minták készítéséhez izotópozonos ismert aktivitáskoncentrációjú standard oldatot használtam. A háttér minták és a standard minták geometriája megegyezett a mért mintákéval. A mintákat a mérés előtt két órán keresztül szcintillációs fiolákban tárolva pihentettem, a minták egyensúlyának biztosítása érdekében. A szennyeződés megelőzése érdekében a küvetákat külsőleg acetonnal tisztítottam, mielőtt a számlálóba elhelyezésre kerültek. A mérési módszer optimalizálása során meghatározott mérési geometria és mérési idő mellett változtattam a küvetta és a mérőeszköz típusát. Az egyes mérőeszközökre különböző mérési energiaablakok voltak jellemzők, így megvizsgáltam azoknak a hatásfok-kalibrációra gyakorolt hatását. A hatásfok meghatározására három számítási módszert alkalmaztam. A gyakorlatban ismert standard addíciós módszer és a quench görbe meghatározásán alapuló módszer használatán túl –mivel azok egyenként nem szolgáltatott kielégítő pontosságú eredményeket- egy, a fejezet későbbi részében bemutatott kombinált módszert is kidolgoztam. A felhasznált paraméterek a 23. táblázatban láthatóak.

23. táblázat: A^3H izotóp kalibrációs mérései során felhasznált paraméterek

Mérési geometria	10 ml Ultima Gold LLT szcintillációs koktélok és 1 ml vizeletminta
Mérési idő	60 min
Mérőeszköz típusa	TRICARB 2200CA (Packard) TRICARB 4810TR (Perkin-Elmer)
Küvetta típusa	standard 20 ml műanyag standard 20 ml alacsony kálium tartalmú boroszilikát üveg
Hatásfok számítás típusa	Standard Addíció Szín quench görbe Kombinált módszer
Mérési beállítás	energia-ablak
	I. cpmA: 1,5-5,5 keV, cpmB: 5,5-18,6 keV
	II. cpmA: 0-18,6 keV, cpmB: 2-18,6 keV

A LSC folyadékszintillációs számláló hatásfokának kalibrációja kritikus lépés annak biztosítására, hogy az eszköz pontos és megbízható mérési eredményeket nyújtson, tehát pontos (accurate) és kis bizonytalanságú, jól reprodukálható (precision) hatásfokkal számolhassunk.

A mérési hatásfok meghatározására először a standard addíciós módszert alkalmaztam. Ennek során a mérendő mintához ismert mennyiségű aktivitást adunk és ebből tudjuk kiszámolni a mintára jellemző hatásfokot. A standard addíciós módszert azokban az esetekben szokás használni, amikor a mérést zavaró mátrixhatás jelenléte miatt a pontos mennyiségi elemzés nehézségekbe ütközik. A mátrixhatás olyan jelenség, amely során a minta összetétele (mátrix) befolyásolja az analitikai mérés eredményét, például azáltal, hogy megváltoztatja a mérendő komponens jelét vagy a mérés érzékenységét. Mivel a mátrixhatás nem számszerűsíthető közvetlenül, azaz nem lehet egyszerűen levonni a mért jelből, a standard addíciós módszer lehetőséget ad arra, hogy a hatását kiküszöböljük vagy minimalizáljuk.

Ennél a módszernél egyszerűen elkészítem az ismeretlen aktivitáskoncentrációjú vizeletmintát a megfelelő mérési geometriában és mellett olyan mintákat is készítek, amelyhez ismert aktivitású trícium oldatot adok (spike-olt minta). A két minta lemérését követően a mérési eredmények különbségéből és a mintához adott ismert aktivitás hányadosából meghatározható a mintára vonatkozó detektálási hatásfok. A spike-olt minta készítése során ügyelni kell arra, hogy a mérési geometria ne változzon, ezért az eredetileg 10 ml szcintillációs koktél és 1 ml vizeletet tartalmazó mintához legfeljebb 100 µl standardot adunk, így a mérési geometria torzulása által okozott hiba 0,01 % alatt tartható.

A detektálási hatásfok meghatározására a (25) és (26) egyenletekkel történik.

$$\eta = \frac{cpmA_{minta+spike} - cpmA_{minta}}{A_{spike} \cdot m \cdot \rho} \quad [-] \quad (25)$$

ahol,

- η a detektálási hatásfok,
- $cpmA_{minta+std}$ a standard oldattal spike-olt minta mért beütésszáma az A energia ablakban [count per minute],
- $cpmA_{minta}$ az ismeretlen minta mért beütésszáma az A energia-ablakban [count per minute],
- A_{spike} az ismert standard oldat aktivitása, a mérés napján [dpm/ml],
- m minta tömege [g]
- ρ minta sűrűsége [g/ml] (a számítások alatt értékét 1-nek veszem)

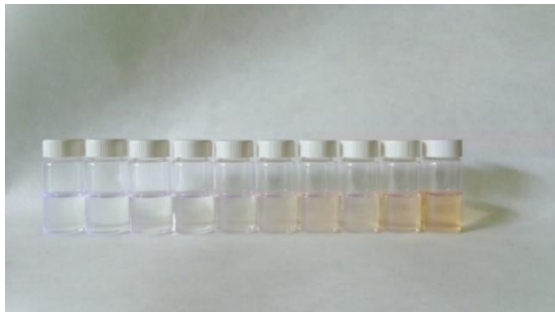
ahol,

$$A_{spike} = A_{C,ref} \cdot e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} \cdot m_{spike} \quad [dpm] \quad (26)$$

m_{spike} bemért standard tömege [g]

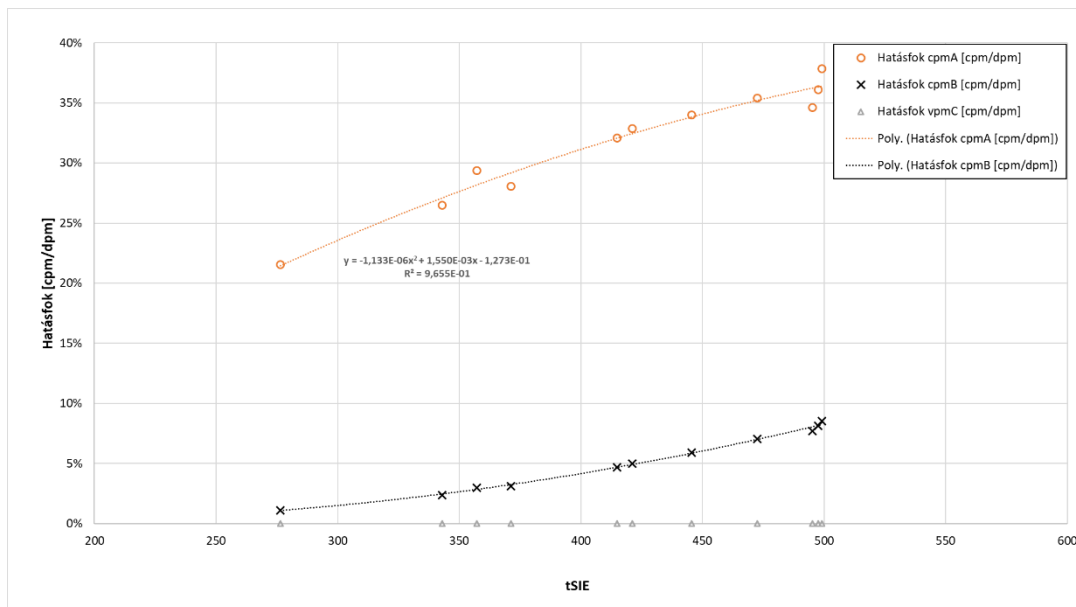
Abban az esetben ha a detektálási hatásfok torzulását a mérendő mintában jelenlévő szín anyag okozza, akkor a szín-quench görbe illesztésén alapuló hatásfok-kalibrációs módszer alkalmazható [64]. Ez a módszer egy ismert aktivitású quench mintasor mérési adatain alapul, melyből a kioltó hatásra jellemző tSIE (transformed spectral index) paraméter függvényében meghatározható a hatásfok. Mivel az elérhető standard quench sorozat eltérő geometriát és oldószert alkalmazott, mint a meghatározott mérési protokollban leírtak ezért saját kalibrációs oldatsorozatot készítettem.

A szín quench sorozat 10 mintából állt, a 27. ábrán látható módon az első szintelen mintától kiindulva egyre több szín anyagot tartalmazott. A mintákhoz felhasznált elegy tríciumban szegény víz, színező adalék és ismert aktivitású trícium oldat megfelelő keveréke volt. A minták geometriája megegyezett a mérési geometriával.



27. ábra: Szín quench kalibrációs sorozat a vízre optimalizálva

A mintasorozat mérésével megállapítható mérési geometriára jellemző hatások meghatározása a mintára jellemző tSIE paraméter függvényében az egyes mérési energia-ablakokra (cpmA, cpmB, cpmC), ez a 28. ábrán látható. Az általam alkalmazott mesterségesen színezett minták esetén releváns tSIE tartományban (250-500) a trícium optimális cpmA energiatarományban a kvadratikus illesztés elégségesnek bizonyult ($R^2=0,9655$), de megállapítandó, hogy a nagyobb értékekre való kiterjesztéshez magasabb rendű (legalább 4. rendű) polinomokat kell használni



28. ábra: A ^3H izotóp mérési hatásfokának meghatározására szolgáló szín quench görbe, műanyag kivétel esetén

A minta összetétele, különösen a színezettség, ennél a módszernél jelentős hatással van a hatásfokra.

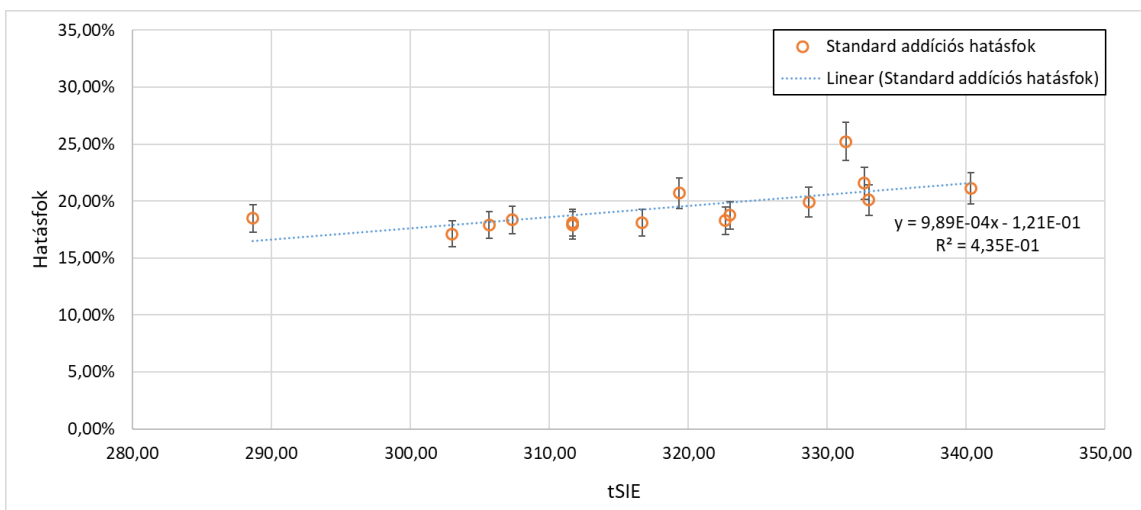
A standard addíciós módszer során a minta komplexitását figyelembe vesszük ugyan, de fontos megjegyezni, hogy az így meghatározott mérési hatások csak egy adott mintára érvényes, az eredményeket nem lehet kiterjeszteni más, esetleg hasonló mátrixú mintákra.

A quench kalibrációs görbe meghatározása mesterséges mintákkal történt, nem a méréssel egyidőben, így a hatások értékek eltérőek lehetnek, mert a mesterséges minták hatások értékei sokszor magasabbak, mint a valódi vizeletmintáké, és a mérések körülményei nem tekinthetőek azonosnak.

A fenti hátrányok leküzdésére kombináltam a standard addíciós és a quench görbe illesztését alkalmazó módszereket. A kombinált módszer lényege, hogy a hasonló tulajdonságúnak tekinthető mérési mintákat (esetünkben a különböző vizeletmintákat) először a standard addíciós módszernek megfelelően ismert aktivitás hozzáadásával spike-olom, majd ezeket együttesen kezelve a kioltási tulajdonságra jellemző tSIE – számlálási hatások értékpárokat állítok elő. Az így előálló értékpárokat egy szűk tartományban egyszerű függvényt (az általam vizsgált esetben regressziós egyenest) illesztjük, az így kapott kalibrációs függvényt segítségével a vizsgált minta tSIE-értékéhez leolvasható a korrigált számlálási hatások.

A kombinált módszer a standard addíciós módszert és a szín-quench görbe illesztését úgy kombinálja, hogy valós vizeletmintákra vonatkozó mérési hatásfokot határoz meg, ezzel lehetővé téve a mért minta speciális jellemzőinek figyelembevételét.

A számítások során alkalmazott kalibrációs egyenes a 29. ábra látható. Az ábrázolt pontok a korábban bemutatott quench görbéhez képest egy szűkebb (kb. 50 tSIE egységnyi) tartományra korlátozódnak



29. ábra: Valódi vizeletminták esetén alkalmazott hatások meghatározására szolgáló mérési pontok és az azokra illesztett egyenes

A különböző hatásokszámítási módszerek hibái különböző forrásokból erednek. A standard addíciós módszerrel számolt hatások hibái például olyan tényezőkből adódhatnak, mint a mintához adott standard anyag pontos mennyisége, a mérőeszköz linearitása, illetve a mátrixhatás variabilitása. Ez a módszer alapvetően azon alapul, hogy a minta és a standard hozzáadása utáni mérésből származó jel közötti kapcsolat lineáris, és bármilyen eltérés ettől a linearitástól bizonytalanságot okozhat.

A quench függvény illesztés módszere esetén a legnagyobb bizonytalanság éppen magától a függvény illesztéséből ered, amiben a mérési adatok minősége és az tSIE paraméter bizonytalansága is fontos szerepet játszik. Ugyanakkor színezett vízmintából készített kalibrációs görbe alapján a szerves anyagot jelentős mennyiségben tartalmazó vizeletminták hatásfokának meghatározása során a mátrix összetételének különbözősége miatt további bizonytalanság lép fel.

A kombinált módszer esetében, ahol a standard addíciót és a quench illesztést együtt alkalmazom, a két módszer bizonytalansága együttesen járul hozzá a mérési bizonytalansághoz. Ez azt jelenti, hogy mind a standard addícióból, mind a quench illesztésből származó bizonytalanságok jelen lesznek a hatásfok bizonytalanságában.

A részletes hibaszámítás leírása [65], a 13.2 fejezetben megtalálható, és annak alkalmazása lehetővé teszi a különböző hibaforrások azonosítását és kvantifikálását, ami segít a mérési eredmények értékelésében és végső soron a mérési pontosság javításában.

A kombinált módszer alkalmazása esetén a többféle és összeadódó bizonytalanság miatt a reprodukálhatóság (precision) rosszabb lesz, mint amikor külön-külön alkalmazzuk a standard addíciós vagy a quench görbe illesztéses módszert a hatásfok meghatározására. Azonban a tapasztalatok szerint a kombinált módszer alkalmazásával a pontosság (accuracy) viszont határozottan javul. Tehát a kapott eredmények átlagosan közelebb lesznek a nem ismert valódi értékhez. Ennek oka, hogy a kombinált módszer két különböző technikát ötvöz, ami lehetővé teszi, hogy a különböző módszerek előnyeit kihasználva jobban korrigálják a mátrixhatásból és egyéb zavaró tényezőkből adódó bizonytalanságokat.

Összességében tehát a kombinált módszer belső sugárterhelés meghatározására különösen hasznos lehet, amikor komplex minták mérése esetén az eredmények pontossága kritikus.

5.1.2 Mérési eredmények

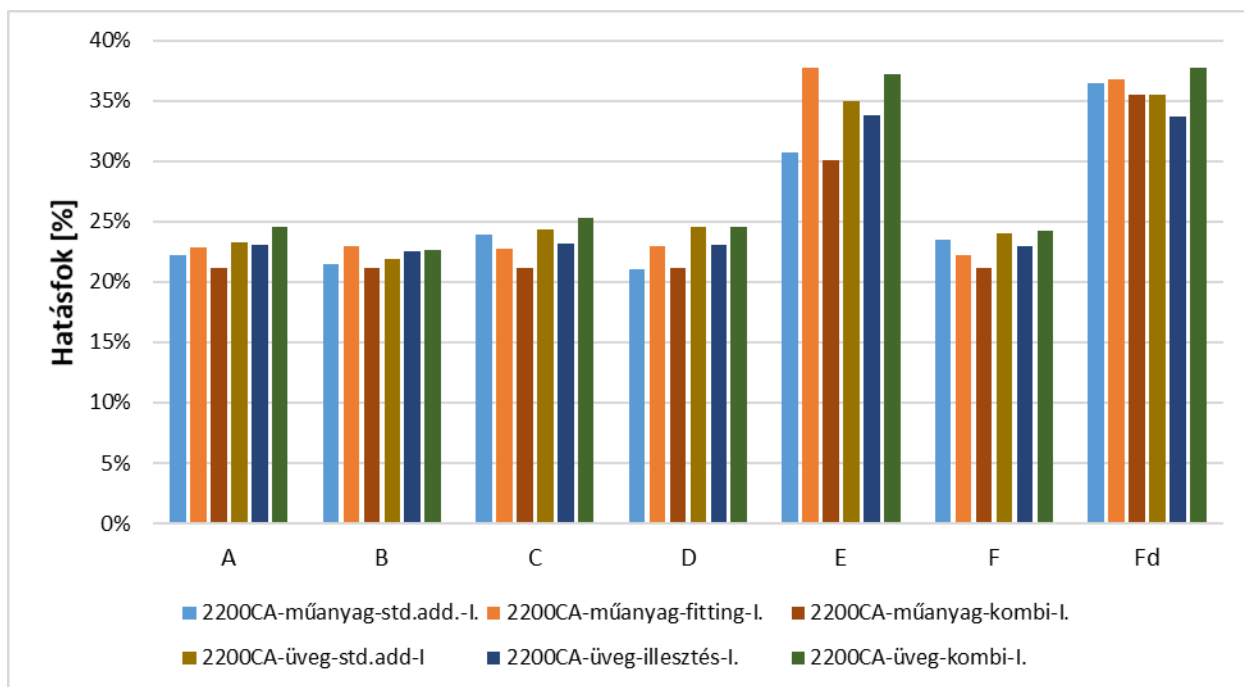
A kidolgozott kalibrációs módszerek alkalmazhatóságát a PROCORAD (www.procorad.org) összemérések során is igazoltuk. A PROCORAD minden évben radioanalitikai összeméréseket összehasonlításokat szervez az orvosi analitikai eredmények minőségének értékelése és a helyes laboratóriumi gyakorlat előmozdítása érdekében. Az összehasonlító vizsgálatok során olyan vizeletmintákat használnak, amelyek a munkahelyi sugárterhelés ellenőrzése során leggyakrabban előforduló radionuklidokat tartalmazzák. A 2017-ben szervezett összemérés során hat ("A"- "F") mintát készítettek elő a vizeletben lévő ³H izotóp analízisére, a 24. táblázatban leírt jellemzőknek megfelelően. Az "B" és a "C" minta leírása ugyanazt aktivitáskoncentrációs határértéket tartalmazta, így a különbségek csak a mérés során voltak megállapítható. Az "F_d" minta az "F" mintából desztillálással előállított minta, melyre azért volt szükség, hogy az F mintában egyszerre jelenlévő trícium víz és szerves timidin aktivitáskoncentrációt meg lehessen határozni.

24. táblázat: A vizsgált PROCORAD minták leírása

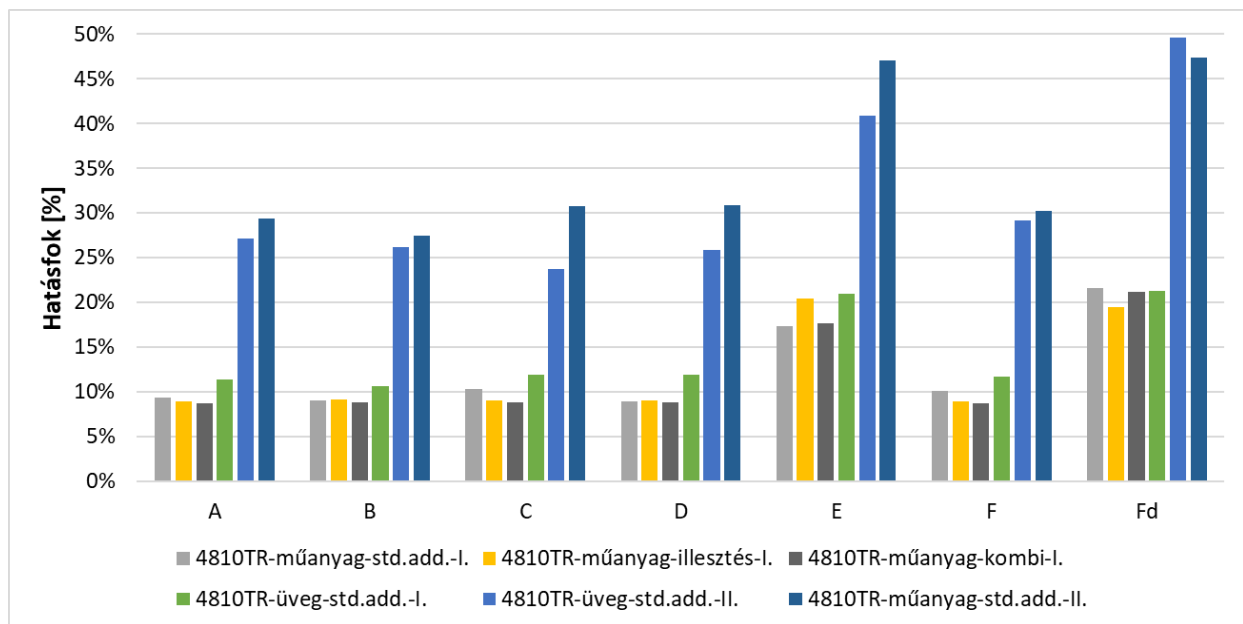
A	Vak (blank) vizeletminta
B	HTO-val spike-olt vizeletminta, aktivitáskoncentráció < 10 kBq/l
C	HTO-val spike-olt vizeletminta, aktivitáskoncentráció < 10 kBq/l
D	HTO-val szennyezett (valós) vizeletminta
E	HTO víz oldata
F	HTO-val és OBT-vel spike-olt vizeletminta
F_d	Desztillált F minta, a HTO aktivitáskoncentrációját tartalmazza

A 30. ábra és 31. ábra azt mutatja, hogy az LSC berendezés megválasztása, a küvetta típusa és a hatásfok számításának módszere mind jelentős hatással vannak a végső mérési hatásfokra. E hatások némelyike triviális, például a fiolák típusának hatása (műanyag vagy üveg), mert a küvetta anyaga és geometriája befolyásolja a szcintillációs folyamat hatékonyságát. A küvetta optimális anyaga és formája biztosítja a szcintillációs fény maximális detektálását és minimalizálja a fényelnyelést vagy szórást. De ennél a mérési módszernél az üveg küvetákkal kapott hatásfokértékek nem haladták meg jelentősen a műanyag küveták alkalmazása során kapott hatásfokokat, ez látható a 30. ábra első három adatsorát összevetve a második három adatsorral. A 31. ábra ezt mutatja az első és az ötödik adatsor összehasonlítása ahol az eltérés nem haladja meg a 20%-ot. Ezért a költséghatékonyságot is szem előtt tartva a műanyag küveták megfelelő választásnak bizonyulnak.

A 4810TR és a 2200CA folyadékszintillációs berendezések különböző érzékenységi beállításai és energiaablak-konfigurációi befolyásolják a mérések hatásfokát. A műsértípus (2200CA vagy 4810TR) hatása egyértelműen látszik a 30. ábra és a 31. ábra első három adatsorát összehasonlításával, mert ha ugyanazon ablakbeállításokat használjuk a két készülék hatásfoka között kb. 50% (40-60%) relatív eltérés is adódik. A különböző mérési érzékenység kompenzálására mindenképpen a II., szélesebb energiatartományt lefedő ablakbeállítást kell alkalmazni. Ugyanakkor ezzel a beállítással a detektálási hatásfokot műanyag küvetában a "C" minta esetében közel azonos értéket mutat a 2200CA készüléken I. energia-abakkal meghatározott. A többi esetben pedig 20-40%-kal kedvezőbb hatásfokérték tapasztalható.



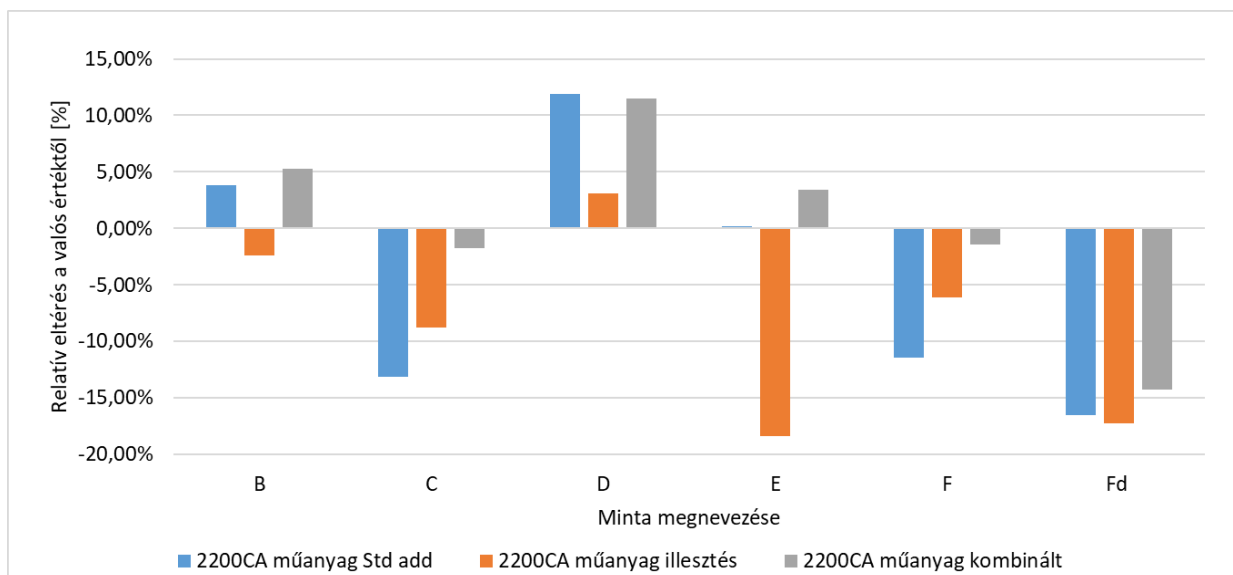
30. ábra: A ^3H izotópra vonatkozó, különböző mérési és kiértékelési módszerekkel meghatározott hatásfokértékek a PROCORAD mintákon a 2200CA készülékkel végzett mérések esetén. A mérési adatokat az alábbiak szerint ábrázolva: mérőeszköz-küvetta-hatásfokszámítás-ablakbeállítás.



31. ábra: A ^3H izotópra vonatkozó, különböző mérési és kiértékelési módszerekkel meghatározott hatásfokértékek a PROCORAD mintákon a 4810TR készülékekkel végzett mérések esetén. A mérési adatokat az alábbiak szerint ábrázolva: mérőeszköz-küvetta-hatásfokszámítás-ablakteállítás.

A hatásfok-meghatározási módszerek hatása a minták többségében 10% alatti eltérést eredményez. Az "E" és az "Fd" minta esetén adódik a legmagasabb a hatásfok, egyes konfigurációk akár 35% körüli értéket is elérhetnek, ennek oka hogy ezek szintelen folyadék minták voltak, amelyek csekély kioltással rendelkeznek. Ugyanakkor, az "E" mintának a hatásfok értékeiben 25%-os relatív különbség tapasztalható. Ennek a magyarázata, hogy az "E" minta alacsony kioltása miatt magasabb tSIE paraméterrel rendelkezik, ami quench görbe szélsőértékeit közelíti, akár kívül is eshetnek az alkalmazott quench görbék érvényességi tartományán, amely jelentős növeli a bizonytalanságot 0.

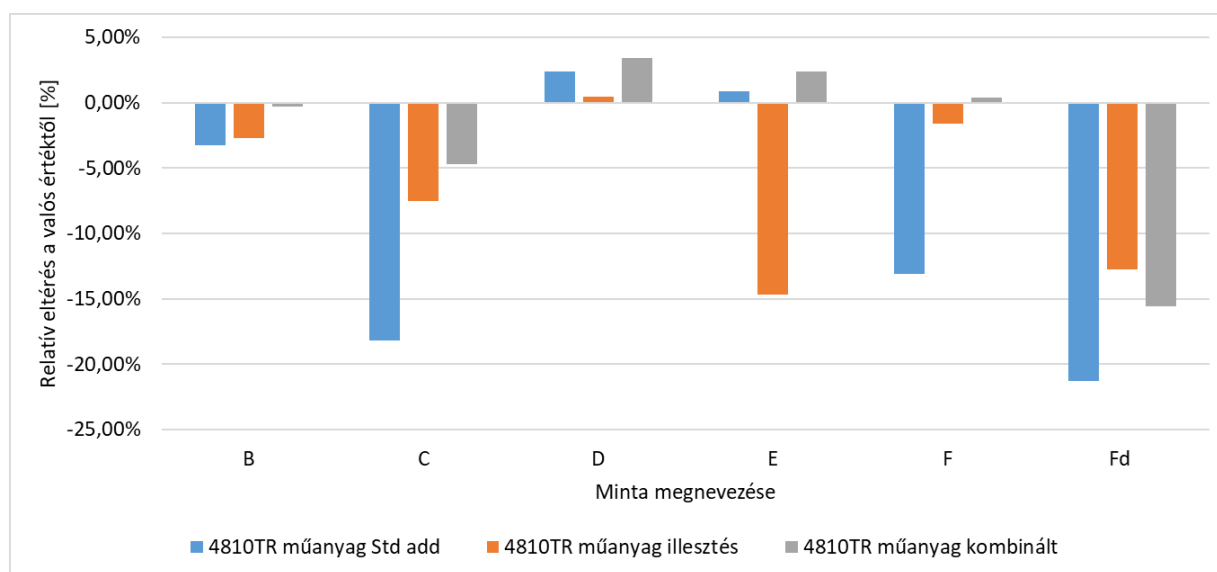
A három hatásfok módszer alkalmazhatóságát PROCORAD összemérésekben való részvétel során vizsgáltam. A 32. ábra és 33. ábra bemutatja az egyes minták ("B"- "Fd") esetén a különböző hatásfok-számítási móddal meghatározott aktivitáskoncentrációs értékek mekkora eltérést mutattak a valós értéktől. Amint az a 24. táblázatban látható az "A" minta vak minta volt, melyet a mérésekhez háttér mintaként használtam. A 31. ábrán a 2200CA készülékkel mért eredmények láthatók, ahol a relatív eltérés értékei +15% és -20% között mozognak. A hat mintából négy esetben a kapott eltérések azonos irányba mutatnak, ami azt jelzi, hogy ezeknél a mintáknál a hatásfok-számítási módszer következetesen pozitív vagy negatív irányú eltéréseket eredményeztek a valós értékekhez képest. De két esetben ("B", "E") ellentétes irányú eltérések adódtak, ami azt mutatja, hogy ezek a minták sajátosságai miatt érzékenyebben reagálnak a műveletekre. A legnagyobb valós értéktől vett relatív eltérés az "E" minta illesztéssel kapott aktivitáskoncentrációjában van, ennek oka lehet a már előbb említett quench görbe bizonytalansága. Hasonlóan nagy eltérés tapasztalható az "Fd" szintelen minta esetén, bár ott a többi hatásfok-meghatározási módszer esetén is körülbelül 15%-os eltérés adódott.



32. ábra: A mért PROCORAD minták aktivitáskonzentrációinak a relatív eltérése a valós értéktől, különböző hatásfokszámítási módszerekkel meghatározva, a 2200CA készülékkel műanyagküvetában mérve

A 33. ábra megadja a 4810TR készülékkel kapott eredmények, melyek azt mutatják, hogy a valós értéktől vett eltérés +5 és -22% között mozog. Ennél a készüléknél a standard addíciós módszerrel számított hatásfok okozta a legnagyobb eltéréseket az eredmény négy minta ("B", "C", "F", "Fd") estén is. Az egyes mintákon belüli kiugró értékektől eltekintve azonban ezzel a készülékkel közel -5% és +5% közötti eltérések érhetőek el.

A legnagyobb eltérés az F_d minta esetében látható, mindkét készülékkel, ennek oka, hogy ez egy desztillálással generált minta, és mint így a desztilláció körülményei is meghatározóak. A mért és a referenciaértékek közötti eltérés lehetséges oka a nem megfelelő légköri nyomáson végzett desztilláció.



33. ábra: A mért PROCORAD minták aktivitáskonzentrációinak relatív eltérése a valós értéktől különböző hatásfokszámítási módszerekkel meghatározva, a 4810TR készülékkel műanyagküvetában mérve

Az 32. ábra és 33. ábra látható, hogy bár egyes esetekben a standard addíciós vagy az illesztéses módszer adott volna kisebb eltérést a várt aktivitáskoncentráció értékétől, összességében a kombinált módszer használata többször bizonyult megfelelőbbnek. A kombinált módszer maximálja a megbízhatóságot, mivel mindkét módszer előnyeit kihasználja. A standard addíciós módszer segít korrigálni a mátrixhatásokat és a kioltást, míg az illesztéses módszer tovább pontosítja a mérések eredményeit a tSIE paraméterek segítségével.

Bár a kombinált módszer alkalmazása esetén a két módszerből eredő mérési bizonytalanságok összeadódnak, az ebből adódó relatív eltérések a várt értéktől jellemzően - az Fd minta kivételével - 5% alatt maradt. Igazoltam, hogy a kombinált módszer alkalmazása során a relatív eltérések csökkennek ezzel a módszerrel, amivel a mérési pontosság összességében növekszik. Ezáltal a kombinált módszer megbízhatóbb és pontosabb eredményeket nyújt, különösen komplex és változatos minták esetében.

6 Biokinetikai modell kiválasztásának hatása a dózisbecslés meghatározására

A dózisbecslés során számos forrásból származhatnak bizonytalanságok, amelyek befolyásolják a becslés pontosságát és megbízhatóságát. Ezek a bizonytalanságok kritikus szerepet játszanak a gyakorlatban, hiszen a sugárterhelés alul- vagy túlbecslése komoly következményekkel járhat.

A vizeletminták mérési eredményeiből történő dózisbecslés az egyik leggyakrabban alkalmazott módszer a belső sugárterhelés meghatározására, különösen akkor, amikor a szervezetbe került radioaktív anyag β -sugárzó (pl. ^3H , ^{14}C) és azok a vizelettel való kiürülésük következtében folyadékszintillációs módszerrel mérhetőek.

A rutinellenőrzés során a felvétel körülményei jellemzően nem ismertek, ebben az esetben feltételezéseket kell tenni a felvétel időpontjára és módjára, valamint a felvétel révén a szervezetbe jutó izotóp fizikai és kémiai tulajdonságaira vonatkozóan [7]. Ezek az ismeretlen adatok jelentős bizonytalanságot eredményezhetnek a lekötött effektív dózis értékét illetően. Továbbá a dózisbecslés sarkalatos pontja a megfelelő biokinetikai modellek megválasztása. Azokban az esetekben, amikor a szervezetbe bekerült radioaktív anyagra vonatkozóan nem állnak rendelkezésre pontos biokinetikai és dozimetriai modellek, és az előzetes becslés alapján a sugárterhelés meghaladhatja az évesdóziskorlátot [8], személyre szabott dózisbecslést kell készíteni, figyelembe véve az egyéni jellemzőket [11].

Esetspecifikus dózisbecslést általában akkor lehet végezni, ha kiterjedt közvetlen vagy közvetett mérések sorozata áll rendelkezésre, és ezekre az adatokra illeszthető egy kiválasztási görbe, amely alapján kiszámítható a szervezetben történő bomlások száma, majd becsülhető a lekötött effektív dózis [67].

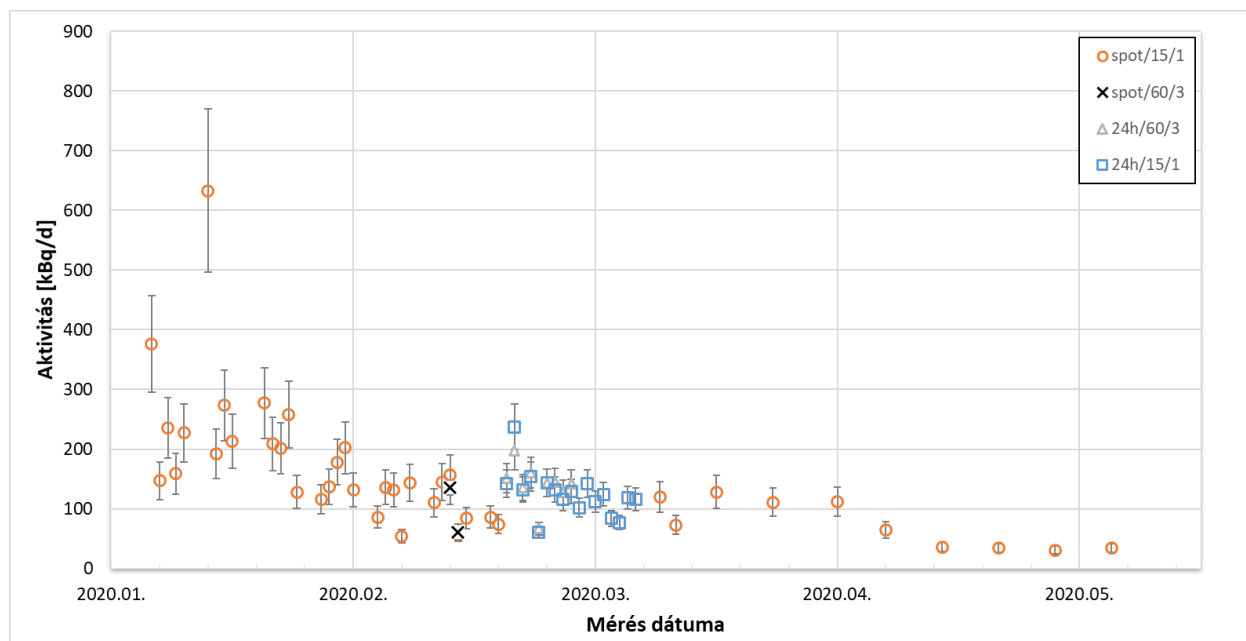
6.1 Esetleírás

Az illékony, ^{14}C -jelölt szerves vegyületek előállításánál során fennáll annak a potenciális veszélye, hogy a radioizotóp a fizikai és kémiai előállításban részt vevő személyek szervezetébe kerülhet, főként belégzés útján, és belső sugárterhelést okoz. 2020 januárjában egy férfi technikus ^{14}C -vel jelölt trifluor-metil-anilin vegyülettel ($\text{C}_7\text{H}_6\text{F}_3\text{N}$) dolgozott, a munkavégzést követően az ebből eredő radioaktív anyag szervezetben lévő jelenlétét egyszeri vizeletminta rutinszerű ellenőrzése mutatta ki. A munkavégzéshez köthető rutinellenőrzést hetente végezték, megegyezően az ajánlásokban megadott ^{14}C (szerves) izotóphoz tartozó vizeletmérések esetén javasolt monitorázási gyakorisággal, így a felvétel időpontja egy jól meghatározott időszakon belül történt, mielőtt a vizeletvizsgálat meglehetősen magas ^{14}C -szintet mutatott (400 kBq/l).

Mivel az első dózisbecslések az éves határértéket és a vizsgálati szintet is meghaladó effektív dózisértékeket adtak, ezért szükséges volt, további vizsgálatokat végezni és az esethez illeszkedő pontosabb belső sugárterhelés meghatározást végrehajtani. A vizsgálat során a dózisbecslést többféle módon végeztem el, mivel az ajánlásokban szereplő modellek paraméterkészletei csak részben feleltek meg az eset során feltételezhetően a szervezetbe került anyagnak. A különböző biokinetikai és dozimetriai modellek mellett elvégzett dózisbecslések rámutattak, hogy a rendelkezésre álló információk és a szükséges feltételezések nagymértékben befolyásolták a lekötött effektív dózis értékeit.

6.2 Mérések és módszerek

A ^{14}C izotóp ($E_{\beta,\text{max}} = 156 \text{ keV}$, $E_{\beta,\text{átlag}} = 49,5 \text{ keV}$, $T_{1/2} = 5730 \text{ év}$ [68]) lágy β -sugárzó, így a szervezetben lévő aktivitás mennyisége csak kiválasztási mintán keresztül mérhető. Rutinmérés során a ^{14}C izotópor vizeletmintákban folyadékszintillációs számlálással detektálják [69]. A munkavállaló vizeletét, a vizsgált esetben is, az ajánlásnak megfelelően rutinszerűen, heti rendszerességgel ellenőrizték. Az nemzetközi szabvány [13] 1. táblázata szerint a ^{14}C izotóp vizeletvizsgálata esetén rutinellenőrzés során a referenciaérték $10 \text{ Bq}/24\text{h}$, mert ez $0,1 \text{ mSv}$ lekötött effektív dózissal felel meg, ha a felvétel és a mérés között eltelt idő 7 nap . A munkahelyen a dolgozók rutinszerű foglalkozási monitorozását hétfőnként azonnali (spot) vizeletminták vizsgálatával végezték. Amikor kiderült, hogy a mért érték meghaladta a vizsgálati szintet, megkezdtek a különleges megfigyelést napi rendszerességgel, azonban továbbra is szűrőpróbaszerűen vettek mintákat bár a dózisszámítási szabvány 24 órás vizeletmintákat követelt volna meg. Mivel ebben az időszakban egy spot mintát mértek 15 percig , ennek következtében a mérési eredményekben jelentős ingadozása (átlagosan 61%) volt tapasztalható. Ennek mérséklése és a pontosság javítása érdekében egy másik laboratóriumot is felkértek a vizeletminták aktivitáskoncentrációjának mérésére. Ez a laboratórium először szintén a spotmintákat kapta meg mérésre, de a méréseket három ismétlődő almintán és hosszabb mérési idővel (60 perc) végezték, aminek eredményeképpen a számlálás statisztikai bizonytalansága 10% alá csökkent. A két laboratórium mérési eredményei ebben az időszakban már 10% -on belül megegyeztek.



34. ábra: A ^{14}C izotóp mért aktivitása vizeletminták esetén folyadékszintillációs mérőeszközzel, a vizsgált időszakban különböző mérési körülmények között.

A vizeletmintavételt csaknem 4 hónapig folytatták, melynek eredményében végül 69 mérési eredményt jegyeztem fel. A vizeletből származó belső sugárterhelés pontosabb meghatározásához a 24 órán át tartó vizeletminták gyűjtése is megtörtént. A mérési adatokat a 34. ábra mutatja. A mért

adatokat a mintavétel módja (spot vagy 24h), a mérési idő (15 vagy 60 perc) és az ismételt mérések száma (1 vagy 3) szerint különböztetem meg.

6.2.1 Mérési adatok kezelése

Az IDEAS útmutató [11] leírja és elemzi a biológiai mintákon végzett méréseinek bizonytalansági összetevőit, és javaslatot tesz a mérési bizonytalanságok számszerűsítésére a szórási tényező (SF) alkalmazásával. Ennek a módszernek a részleteit a dolgozat 2.2.4 fejezetében ismerttettem. A szórási tényező a mérések lognormális eloszlásának geometriai standard eltérését jelenti. Az IDEAS ajánlás [11] szerint a különböző típusú vizeletmintákra vonatkozó szórási tényezők az alábbiak:

- 24 órás valós minták esetében: SF = 1,1
- Normált (pl. térfogatra) 24 órás vizeletminták esetében: SF = 1,6
- Spot minták esetében: SF = 2

A vizsgálat során a mintavétel körülményei miatt a normált (SF=1,6) és a spot (SF=2) minták szórási tényezőjét használtam.

A mérési adatokat a vizsgálat során három kategóriába soroltam, ezzel vizsgálva hogy a kivizsgálás során a rendelkezésre álló információk alapján mekkorra lekötött effektív dózis becsülhető. Amint azt a 25. táblázat mutatja, ez a három kategória, az első hét mérési eredményei, az egy „alapértelmezett” biológiai felezési idő (40 nap) alatt gyűjtött adatok és a vizsgálat meghosszabbított időszakára vonatkozó összes adat.

25. táblázat: Mérési adatok csoportosítása

Adat csoport	Adatok száma	Mérési periódus	
Első hét	5	2020.01.20.	2020.01.24.
Egy biológiai felezési idő (40 nap)	31	2020.01.20.	2020.02.28.
Minden adat	69	2020.01.20.	2020.05.18.

6.2.2 Dózisbecslés módszerei

A radiokarbon eloszlása a szervezetben és a szervezetből történő kiválasztása függ a bekerült szénvegyület kémiai és biokémiai tulajdonságaitól [43] [44]. A szerves szén molekula tartózkodási ideje akár néhány órától több hónapig is terjedhet [45].

A radiokarbon biokinetikája jelentős mértékben függ a szénvegyülettől és a radioaktív atom molekulán belüli elhelyezkedésétől és ez a függőség befolyásolja a radiokarbon eloszlását, metabolizmusát és kiürülését az emberi testben, valamint annak sugárterhelési kockázatát.

A dózisbecslés során a felvétel a mérési eredményekből határozható meg az exkréciós függvény ismeretében, az (5) egyenletnek megfelelően. Ezkövetően az adott izotóp dózistényezőjével megszorozva a felvételt, megkapjuk a lekötött effektív dózist (lásd (6) egyenlet). Ezt a számítási megközelítést támogatja az ICRP 134 [15] és az ICRP 30 [70], valamint az ISO 27048 [13] nemzetközi szabvány és az Integrated Modules for Bioassay Analysis (IMBA) [71] szoftver is. A dózisbecslést először a legfrissebb ajánlás szerint, a pár éve megjelent, ICRP 134 [15] végeztem el, az alapértelmezett ^{14}C tartalmú vegyületekre javasolt felvételi paraméterekkel. Azonban sem ez, sem a korábban megjelent ICRP 30., 56., 67., 68., 71. kiadványok [70] [72] [73] [74] [75] nem tartalmazzák a felvétel során a szervezetbe került ^{14}C -jelölt vegyület retenciós függvényét és a dózistényezőjét.

Az ICRP-kiadványok szerint a szerves vegyületek a légzőrendszerbe jutva azonnal, egyenletesen és teljes mértékben eloszlanak a szisztémás keringésben anélkül, hogy kémiai formájuk megváltozna [56]. Ennek eredményeként a sugárterhelés mértéke a szervezetben felhalmozott ^{14}C radioaktivitása és annak fajlagos effektív energiája alapján meghatározható [62]. A lekötött effektív dózis kiszámításához szükséges a szervezetben bekövetkező bomlások becsült száma, amelyet 50 évre előre kell meghatározni, a (11), (12), és (13) egyenletek szerint.

Az IDEAS útmutató [11] ajánlásaival összhangban, ha nem léteznek megfelelő hivatkozott hagyományos modell, egy egyedi modell mérési adatokhoz illesztésével is elvégezhető a dózisbecslés. Néhány effektív felezési idő eltelte után kellően nagy mérési adathalmaz állt rendelkezésre ahhoz, hogy esetspecifikus egyedi dózisbecslést lehessen készíteni [7].

6.2.2.1 Az ICRP 134. kiadványa szerinti számítási módszer

Rutinellenőrzés esetén a dózisszámítást először az ajánlott modellekkel és az expozíciós körülményekre vonatkozó alapértelmezett feltételezésekkel kell elvégezni. Mivel a belélegzett vegyület szerves volt, ezért az legfrissebb ajánlásában leírt, szerves vegyületekre vonatkozó modellt használtam. Az ICRP 134. kiadványában [15] több olyan ipari szerves vegyi anyag biokinetikai vizsgálatáról van feljegyzés, amelyek gőz formájában belélegezhetők, de ebben az esetben a munkahelyen jelenlévő szubsztituált anilinszármazék vegyületek nem tartoztak ezekbe a típusokba. Így az ajánlás szerint a „nem meghatározott szerves szénvegyületek” típusa került kiválasztásra a dózisbecsléshez. Ha visszatartást 100%-osnak feltételezzük a belélegzett levegőből, a számolás alapértelmezett paraméterei az „F” abszorpciós típus és $f_A=1$ emésztőrendszeri átviteli tényező (lásd 2.1.1.2 fejezet). A lekötött effektív dózist közvetlenül a mérési eredmények felhasználásával ki lehet számolni az ICRP 134 ajánlásban [15] szereplő egységnyi izotóptartalom dózis függvényével, ami megadja az adott napi vizeletben mért ^{14}C aktivitás-tartalomhoz tartozó dózist (Sv/Bq) a feltételezett felvételi óta eltelt napok függvényében (lásd 2.1. fejezet). Azokra a köztes napokra, amelyeket a függvény nem tartalmazott, interpolációt alkalmaztam. Ebben az ajánlásban az effektív dózistényezője $1,7\text{E}-10 \text{ Sv/Bq}$.

6.2.2.2 *A Krins et al. által alkalmazott számítási módszer*

A felvétel során a munkafolyamat kiindulási anyaga az anilin volt, a végtermék pedig a ^{14}C -jelölt benzol, ezért a benzol formában belélegzett radiokarbon biokinetikai modelljét is alkalmaztam a dózisbecslés során, amelyet Krins és munkatársai javasoltak [44], és amelyet az ICRP 134. kiadvány [15] ajánl ilyen esetben. Krins et al. cikke [44] a benzol inhalációs felvételére vonatkozóan megadja a napi aktivitás vizelettel történő kiválasztási arányát, amelyhez $1,5E-11 \text{ Sv/Bq}$ dózistényező társít. A cikk kitér arra, hogy a felvételt követően a visszatartás nagyban függ a belélegzett levegőben lévő benzol koncentrációjától, de ebben az esetben erről nincs információ. Ezenkívül az említett tanulmány közzéteszi a napi vizelettel történő kiválasztási sebességet az első 30 napra vonatkozóan. A benzol kiválasztása kilégzéssel, valamint a vizelettel és a széklettel történik, és a 7 nap után visszamaradó benzol mennyisége kevesebb, mint 10%-a a kezdetben belélegzett aktivitásnak [43].

6.2.2.3 *Az ICRP 30. kiadványa szerinti számítási módszer*

Az ICRP 30. kiadványa [70] szerint a belélegezhető szénvegyületek három fő osztályát különböztetjük meg: 1) szerves vegyületek, 2) gázok, mint a szén-monoxid és a szén-dioxid, és 3) szervesetlen szénvegyületeket tartalmazó aeroszolok, mint a karbonátok és karbidok. Jelen esetben ^{14}C -vel jelölt szerves vegyület került belélegzésre, a modell szerint a vegyület gyorsan és egyenletesen eloszlik a felnőtt ember szerveiben és szöveteiben, és a visszamaradás 40 napos biológiai felezési idővel írható le. Ezt az értéket a napi szénbevitelből (0,3 kg/nap) és a referenciaember (16 kg) széntömegéből származtatjuk [70]. A belélegzés körülményei azt mutatták, hogy a bevitel gőz formájában történt, és a szerves vegyületet az SR-2 osztályba sorolhatjuk, V abszorpciós típussal (lásd 2.1.1.1. fejezet). Mindazonáltal ezen körülményekre az ICRP 30 [70] kiadványa nem tartalmaz megfelelő retenciós függvényt. Ezen kiadvány a szén-dioxidra ad meg retenciós függvényt, amelyben a 60 000 perces felezési idejű tag azon a feltételezésen alapul, hogy a szénnek csak egy kis része (1%) épült be a szövetekbe. Mivel ez egy egészre kerekített érték (lehet 0,6% vagy akár 1,4% is) így ennek a komponensnek a bizonytalansága jelentős. Amint azt az ICRP 30. kiadványa [70] is említi, ez a feltételezés reális dózisokat eredményez a ^{14}C -jelölt metabolitokból, de túlbecsüli a legtöbb más ^{14}C -jelölt vegyület dóziséját. Ehhez a dózisbecsléshez az ICRP 67. kiadványából [73] származó dózistényező $5,8E-10 \text{ Sv/Bq}$ tartozik.

6.2.2.4 *Az ISO 27048 szerinti számítási módszer*

A dózisbecsléshez használtam az ISO 27048 nemzetközi szabvány, „Sugárvédelem - Dózisértékelés a munkavállalók belső sugárterhelés ellenőrzéséhez” [13]. A dózisbecslést a szerves ^{14}C izotópra megadott exkréciós hányadok alapján végeztem el, egyszeri akut felvételt feltételezve, a mérési adatokkal kombinálva, majd a felvételt megkapva azt a ICRP 67. kiadványában [73] közzétett dózistényezővel ($5,8E-10 \text{ Sv/Bq}$) szoroztam.

6.2.2.5 *Az IMBA szoftver számítási módszere*

Az Integrated Modules for Bioassay Analysis (IMBA) egy olyan dozimetriai szoftver, amely az ICRP biokinetikai és dozimetriai modelljét alapul véve számítja ki a mérési adatokból a felvételt és az ahhoz tartozó dózist [76].

Az IMBA Professional Plus programmal a mérési adatokhoz a szórási tényezőket hozzárendelve a felvett izotópra vonatkozó modellek segítségével, melyeket az ICRP ajánlásai [77] alapján dolgoztak ki, meghatározható a felvétel, majd a lekötött effektív dózis. A felvétel módját akutnak tekintettem,

amely során gőz belélegzése történt. Az ICRP alapértelmezett paramétereit mellett és a felvétel egyes tényezőinek észszerű megváltoztatásával a szoftver segítségével kiszámoltam a felvételt, majd a lekötött effektív dózist.

6.2.2.6 Dózis-számítás exponenciális illesztésen alapuló módszerrel

A korábban ismertetett hagyományos dózisbecslési módszerek tapasztalatai alapján esetspecifikus retenciós függvény meghatározása volt a cél, mivel az effektív dózis értékét jelentősen befolyásolja a retenciós függvény alakja [78].

Ezért a retenciós függvény szerint a szervezetben lévő és ott egyenletesen eloszló radioaktív anyag aktivitása exponenciálisan csökken, melyet a (27) egyenlet ábrázol.

$$R(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda_{eff}t} \quad (27)$$

ahol

- $R(t)$ a szervezetben lévő radioaktív anyag aránya az idő függvényében,
- A_0 a kezdeti radioaktív anyag mennyisége [Bq],
- λ_{eff} a bomlási állandó, mely az effektív felezési időből számítható ki ((10) egyenlet), [1/nap]
- t a felvétel óta eltelt idő [nap]

A kiürülési függvényt (28), ennek retenciós függvénynek a deriváltja adja, melyet úgy határozzuk meg, hogy minden mérési adatait exponenciális függvényt illesztettem [77].

$$U(t) = \hat{A} \cdot \lambda_{eff} \cdot e^{-\lambda_{eff}t} \quad (28)$$

Az illesztés megadja az \hat{A} állandót, amely a vizelettel kiválasztott aktivitást mutatja és a λ_{eff} állandót, amely a beépült izotóp effektív kiürülési tényezője, a t felvétel utáni idő. Ez a retenciós függvény magában foglalja a felvételt, azonban az, hogy a belélegzett aktivitás csak egy része ürülhet ki a vizelettel nem szerepel ebben az általános alakban felírt egyenletben, de ennek vizsgálatára később kitérek. A függvény 50 évre vonatkozó idő szerinti integrálja (29) adja a szervezetben bekövetkező bomlások számát.

$$R(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \hat{A} \cdot e^{-\lambda_{eff}t} dt \quad (29)$$

Az ebből történő effektív dózis meghatározásához a (11) egyenletet használtam, ahol ^{14}C izotóp bomlásonként átlagos β -energia 49,5 keV, míg a dolgozó súlya 100 kg.

A kiürülési függvény illesztését elvégeztem egyszer a λ_b állandót szabad paraméternek választva, majd a modell további vizsgálata végett elemeztem az általános ^{14}C izotóppal jelölt vegyületek biokinetikai modelljeinek [45] a kiválasztási sebességére vonatkozó feltevéseit. Amely szerint a vizeletkiválasztási sebességre három összetevő különböztethető meg, egy gyors fázist $\sim 0,4$ nap (0,07-1,0 nap), a köztes fázist ~ 3 nap (0,29-7 nap), és a lassú fázist ~ 70 nap (33-620 nap) átlagos biológiai felezési idővel. Mivel az első mérés és a felvétel között több nap telt el ezért a ^{14}C izotóp rövid biológiai felezési idejű komponense a vizsgálatokban nem vehető figyelembe. Így a mérési adatokra kétkomponensű exponenciális függvényt illesztettem, amelyben rögzítettem a 3 nap és 70 nap átlagos biológiai felezési időket. Ezen túlmenően megvizsgáltam a mérési adatokra a 40 nap biológiai felezési idővel illesztett exponenciális függvényt is.

6.2.2.7 Dózisszámítási eljárás a mért adatok különbségein alapuló módszerrel

Egy további közvetlen módszert is alkalmaztam az esetspecifikus dózisbecslés kiszámításához, amely az ismeretlen paraméterek differenciális módszerrel történő meghatározásán alapszik. A vizeletmérésekből meghatározható a retenciónak a véráramba kerülő része, mivel a felvételt követő k -adik napon kiürült V_u vizelettérfogat radioaktivitása a $k-1$ és a k napi kiürülés különbsége (a fizikai bomlást elhanyagoljuk, ilyen rövid időn belül) és ez arányos a vizeletben naponta mért radioaktivitással, amint azt a (30) egyenlet mutatja.

$$c_u = \frac{I_N}{V_u \cdot \eta} \quad [Bq/l] \quad (30)$$

ahol

c_u	a vizelet ^{14}C -aktivitáskoncentrációja $[Bq/l]$,
I_N	a mért nettó intenzitás (háttérlevonás után) $[cps]$,
η	a számlálási hatásfok $[-]$,
V_u	a vizeletminta (napi) térfogata $[l]$.

$$c_u = \frac{A_u}{V_u} = \frac{1}{V_u} \cdot (f_u \cdot (-\lambda_{eff}) \cdot A_0 \cdot e^{-\lambda_{eff} \cdot t}) \quad (31)$$

ahol

f_u	a vizelettel távozó ^{14}C hányada $[-]$,
λ_{eff}	az effektív kiürülési hányad $[1/nap]$,
A_0	a felvett radioaktivitás $[Bq]$,
t	a felvétel óta eltelt idő $[nap]$.

A (31) egyenlet jobb oldalát a „tisztán sztochasztikus” retenciós $A = A_0 \cdot e^{-\lambda_{eff} \cdot t}$ egyenlet deriválásával kapjuk, egyetlen állandó kiürülési sebességet feltételezve, és a szervezetet egyetlen kompartmentnek tekintve.

Miután a (30) = (31) az egyenletek egyesíthetők. Átrendezés és logaritmizálás után lineáris regresszióval megoldható formához jutunk:

$$\ln(I_N) = (\ln(z) + \ln(A_0)) - \lambda_{eff} \cdot t \quad (32)$$

ahol a "z" komponens foglalja össze az A_0 -tól különböző tényezőket.

A regresszió, az $y = ax + b$ egyenesillesztés, után A_0 a "b" paraméterből számítható. Ez az egyszerűsítés matematikailag hibás ugyan, de lehetővé teszi, hogy gyorsan és könnyen közelítő eredményeket kapjunk, amelyek elegendően pontosak erre az esetre. Tehát hasznos az az egyszerűsítő közelítés, hogy λ_{eff} egyrészt maga az "a" paraméter, másrészt viszont része "b"-nek is.

A köztes és a lassú kiürülés dominanciáját ezzel a számítási módszerrel úgy lehet – szintén egyszerűsítéssel – szétválasztani, hogy az első 5 nap mérési eredményeiből meghatározom a köztes szakasz λ_{eff} -ét, a felvételt két-három hétnél hosszabb idővel követő minták méréséből pedig az lassú szakasz λ_{eff} -ét kapom meg.

A regresszió súlyozására a logaritmizálás miatt a mért nettó intenzitások relatív hibáit használom. A regresszió után a χ^2 kiszámításával, lehet A_0 súlyozott átlagát is kiszámolni.

6.2.2.8 *A vizelet kiválasztási arány figyelembevétele a közvetlen dózisszámítási módszerekben*

Az f_u vizelet kiválasztási arány figyelembevétele a közvetlen számítási módszerek esetén alapvető fontosságú a belső sugárterhelés pontos becsléséhez. A vizeletfrakció az a hányad, amely a szervezetbe jutott radioaktív anyagból a vizelettel ürül ki. Ennek figyelembevétele lehetővé teszi a radionuklidok szervezetben történő retenciójának és kiválasztásának pontosabb elemzését. A napi referencia vizeletmennyiség 1,6 l felnőtt férfi esetében [11]. Az ICRP 23 publikációja [79] szerint a vizelettel ürített szén frakciója 5 g 300 g teljes szénvesztésnek felel meg, amely arány $f_u = 0,016$ felel meg. Az ICRP 134 [15] kiadványában a fő kiválasztási útvonalak arányai a következők, a vizelet arányt 0,59-re becsülték, a lehetséges tartomány pedig 0,01 és 1,00 között mozog. A kilégzés útvonalának a többihez viszonyított aránya 0,24, a 0 és 0,95 közötti tartományban változhat. A széklettel távozó anyagmennyiségi arány 0,17, a tartomány pedig 0 és 0,99 között mozog. A megadott tartományok jól mutatják, hogy lehet bizonyos fokú változékonyság a populációk és az egyének között a ^{14}C izotóp szervezetből való kiválasztása során.

A ^{14}C -vel jelölt szerves vegyületek vizsgálata során 10-52%-os kiválasztódási arányt állapítottak meg a vizelettel, de a szervezetből a vizelettel távozó radioaktív anyag aktivitás aránya az aktivitásfelvétel növekedésével csökken [44].

Amiat, hogy a kiürülési frakció széles tartományban változhat, ezért az egyedre jellemző és a ténylegesen felvett ^{14}C -vel jelölt vegyület vizelettel ürülő értékének meghatározásához olyan mérésre van szükség, mely a széklet és a vizelet közötti ürítési arányon alapul. Erre a vizsgálatra 5 hónappal az felvétel után került sor. A vizelet-széklet kiürülő aktivitás aránya ebben a mérésben 9:1 volt. Azonban mivel csak egy mérést végeztünk a kivizsgálás egy késői szakaszában, ezért ezt a mérést nem becslésre, hanem csak a két fő útvonalon felszabaduló aktivitások arányának ellenőrzésére használok.

A vizeletürítési hányadot a közvetlen számítási módszerekben (lásd 6.3.5 és 6.3.6 fejezet) $f_u = 0,59$ -nek határoztam meg. A lehetséges szélsőértékkel érzékenység vizsgálatot végeztem.

6.3 Dózisszámítás eredményei

Az eset kivizsgálása során a dózisbecslést több módszerrel végeztem, figyelembe véve a számításához rendelkezésre álló információkat.

Az egyes dózisbecslési folyamatokban meghatározásra került a számítás érzékenysége különböző paraméterek használatával. Megvizsgáltam, hogy a felvétel óta eltelt időtől (rutinellenőrzés miatt lehet 3 vagy 5 nap) és a rendelkezésre álló minták számától függően (egyhét, egy effektív felezési idő, teljes adatsor) a dózisbecslések alkalmazhatóságát. A módszerenkénti összes számított eredmény szórását a becslés standard bizonytalanságaként tüntetem fel. Az effektív dózis mellett a felvétel értéket is megadom.

6.3.1 Dózisbecslés az ICRP 134. kiadványa alapján

Az ICRP 134 publikációjában [15] ajánlott egységnyi tartalom dóziszfüggvénnyel közvetlenül a kiválasztott radioaktív anyag aktivitásából számítható ki a dózis, majd a (9) egyenlet alapján határoztam meg a felvételt a megadott dózistényező használatával.

A 26. táblázatban feltüntettem a különböző adatsoportokkal végzett dózisbecslés vizsgálatokat a felvételi idő bizonytalanságának függvényében. A 35. ábra szemlélteti az egyes mérési adatokhoz számított dózisbecslés eredményeit és a különböző adatsopontra adódó átlag értékeket

26. táblázat: Az ICRP 134 kiadvány alapján végzett dózisbecslése ¹⁴C izotóppal jelölt ismeretlen vegyület esetén a felvételi idő bizonytalanság függvényében három adatsoporra

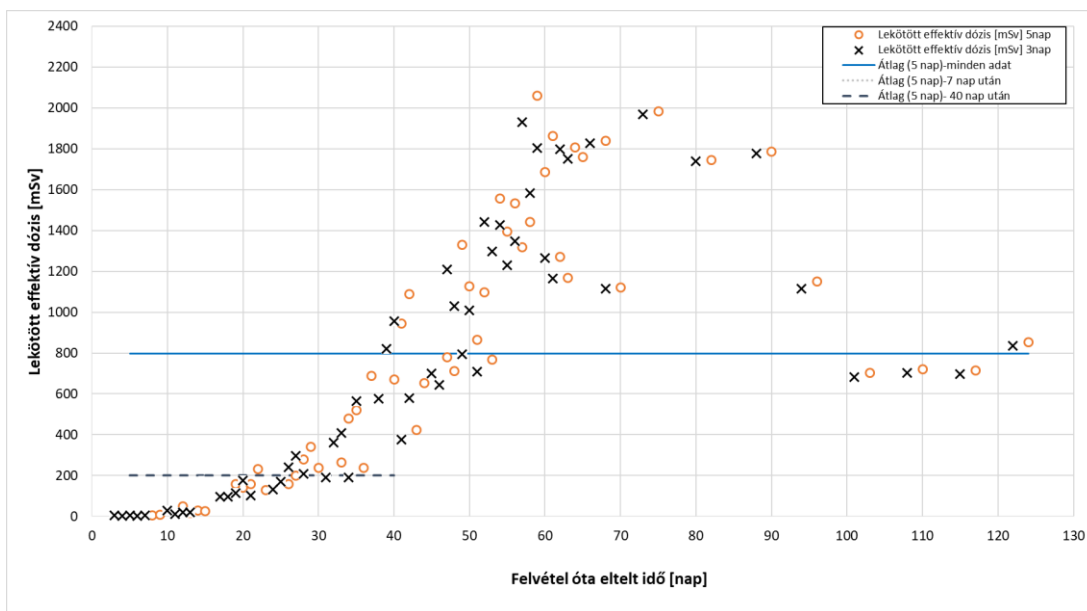
Felvételi idő	Lekötött effektív dózis [mSv]	
	3 nappal az első mérés előtt	5nappal az első mérés előtt
Első heti adatok	6,1	6,4
Egy biológiai felezési idő utáni adatok (40 nap)	700	695
Minden adat	1410	1780

Az eredmények bemutatása során kiemelem az adott módszerhez tartozó becsült minimum és maximum dózis értéket és meghatározom a legjobb becslésként kapott lekötött effektív dózist, amelyet ebben az esetben a becslések átlagént kaptam meg. Az ICRP 134 alapján [15] kapott becslési eredmények minimumát és maximumát és a legjobb becslést a 27. táblázat tartalmazza.

27. táblázat: ICRP 134 alapján [15] kapott becslési eredmények felvételre és lekötött effektív dózisra ¹⁴C izotóppal jelölt ismeretlen vegyület esetén

	Felvétel [Bq]	Lekötött effektív dózis [mSv]
Legjobb becslés	4,6E+09 ± 80 %	800 ± 80 %
Minimum	1,9E+07	3,50
Maximum	1,2E+10	2100

Az ajánlott egységnyi tartalom dózis függvényből számított lekötött effektív dózis az első hétre 6 mSv feletti értéket eredményezett, ami további vizsgálatok szükségességét jelezte. 2 hét elteltével azonban a becsült lekötött effektív dózis fokozatosan több száz mSv-re emelkedett, ahogyan azt a 35. ábra mutatja. A 40. napon vett mérési adat alapján a dózis megközelítőleg 700 mSv volt. Az átlagos lekötött effektív dózis pedig 200 mSv volt a felvételt követő első 40 nap méréseiből számolva. A teljes 120 napos adatsorra számolva a lekötött effektív dózis átlaga 800 mSv. A felvételi időtől származó bizonytalansága mindössze 2-4%-os eltérést okoz, míg az összes rendelkezésre álló adat alapján az „a posterior” dózisbecslés már több nagyságrendű eltérést ad.



35. ábra: ^{14}C izotóppal jelölt vegyület dózis becslése mérési adatonként az ICRP 134 ajánlás alapján, eltérő felvételi időt feltételezve, jelölve az egyes adatcsoportokhoz tartozó átlag dózisértékeket

6.3.2 Dózisbecslés az ICRP 30 kiadványa alapján

Az ICRP 30 publikációja [70] alapján a dózisbecslést az adott retenció függvény leghosszabb felezési idejű komponensével végeztem (lásd 6.2.2.3. fejezet).

Összehasonlítva az első 5 nap és az első 40 nap mérési eredményeiből kapott dózisbecslés eredményeit, valamint a teljes 120 napra vonatkozót, az egyes időszakokra rendelkezésre álló adatokon alapuló becslések közötti különbségek 5-30%-ot tettek ki, a 28. táblázatban látható értékek alapján. A 36. ábra mutatja részletesen az egyes mérési adatokhoz tartozó dózisbecslés értékeket különböző felvételi időt feltételezve. A felvételi idő bizonytalansága 1-15%-os eltérést okozhat az eredményekben.

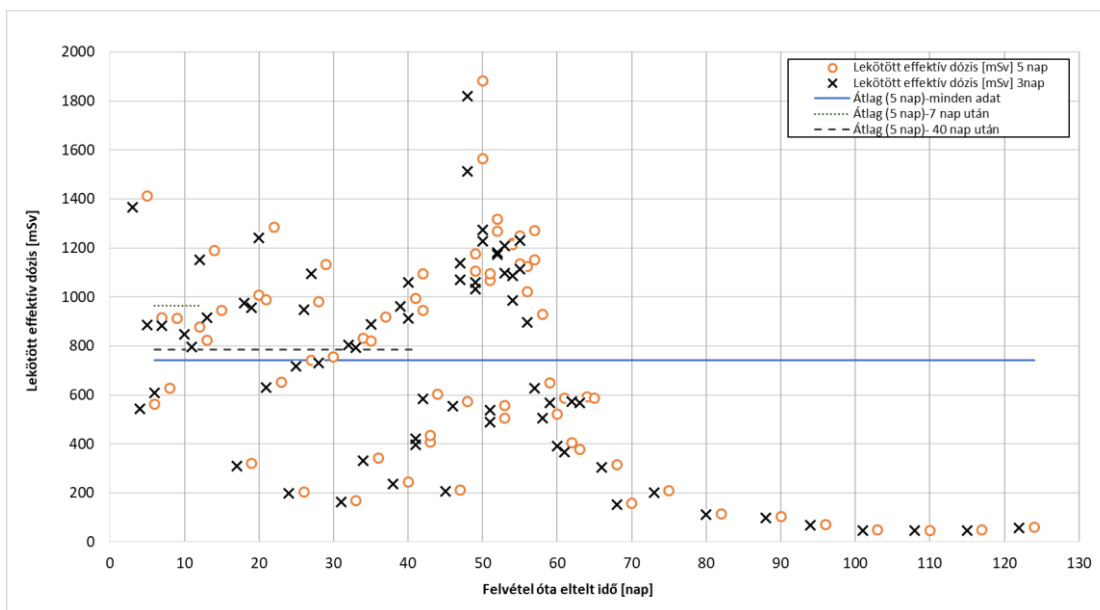
28. táblázat: Az ICRP 30 kiadvány alapján [70] végzett dózisbecslése ^{14}C izotóppal jelölt vegyület esetén a felvételi idő bizonytalanság függvényében három adatcsoportra

Felvételi idő	Lekötött effektív dózis [mSv]	
	3 nappal az első mérés előtt	5nappal az első mérés előtt
Első heti adatok	857	963
Egy biológiai felezési idő utáni adatok (40 nap)	783	786
Minden adat	724	801

A 29. táblázat a dózisértékek tartományát mutatja, megadva a legjobb becslést és a minimum maximum értékeket. A legjobb becslésnek a minden mérési napra kiszámítottot effektív dózis átlagát vettem, ami 750 mSv

29. táblázat: ICRP 30 alapján [70] kapott becslési eredmények felvételre és lekötött effektív dózissra ^{14}C izotóppal jelölt ismeretlen vegyület esetén

	Felvétel [Bq]	Lekötött effektív dózis [mSv]
Legjobb becslés	$1,3\text{E}+09 \pm 57\%$	$750 \pm 57\%$
Minimum	$8,0\text{E}+07$	47
Maximum	$3,2 \text{E}+09$	1900



36. ábra: ^{14}C izotóppal jelölt vegyület dózis becslése mérési adatonként az ICRP 30 ajánlás alapján, eltérő felvételi időt feltételezve, jelölve az egyes adatscsoportokhoz tartozó átag dózisértékeket

6.3.3 Dózisbecslés az ISO 27048 szabvány alapján

A szerves ^{14}C izotóppal jelölt vegyület dózisbecslését a napi kiválasztási sebesség és a mérési adatok kombinálásával végeztem [13]. Ennél a számítási módszernél a különböző időszakok adatscsoportokból számolt dózisértékek közötti különbségek csupán 2-3% és a felvétel időpontjának bizonytalansága 5%-nál kisebb eltérést okoz, melyet 30. táblázat és a 37. ábra mutat.

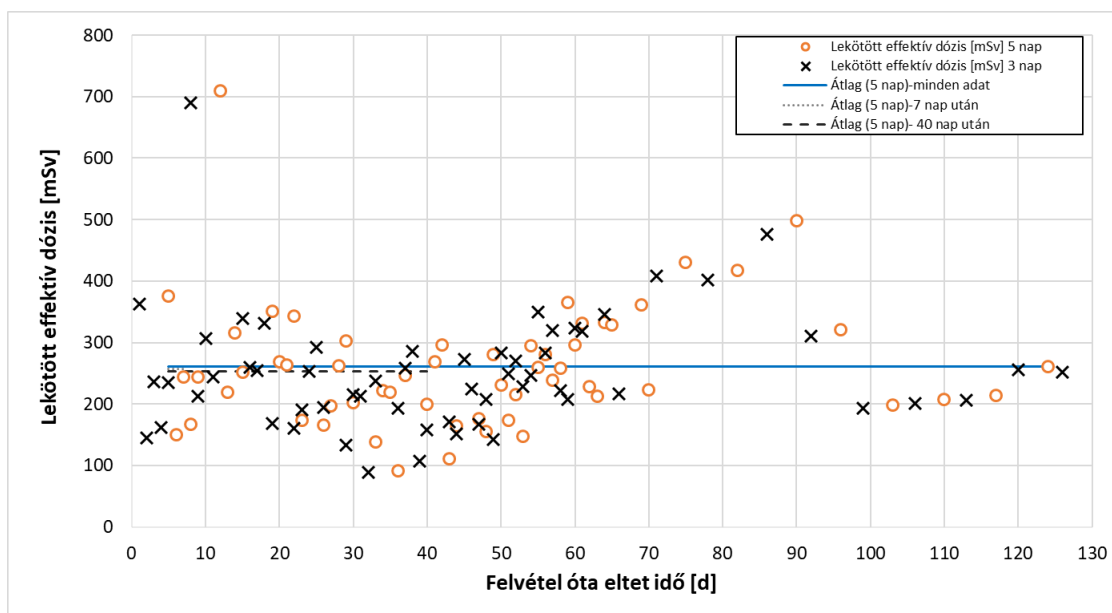
A 31. táblázat mutatja a számított effektív dózisértéket és a hozzá tartozó felvételt minden egyes méréshez. A dózisok átlaga 260 mSv a teljes időszakra vonatkoztatva.

30. táblázat: Az ISO 27048 kiadvány alapján végzett dózisbecslése ^{14}C izotóppal jelölt vegyület esetén a felvételi idő bizonytalanság függvényében három adatscsoportra

Felvételi idő	Lekötött effektív dózis [mSv]	
	3 nappal az első mérés előtt	5 nappal az első mérés előtt
Első heti adatok	230	260
Egy biológiai felezési idő utáni adatok (40 nap)	290	220
Minden adat	270	210

31. táblázat: ISO 27048 alapján kapott becslési eredmények felvételle és lekötött effektív dózissra ^{14}C izotóppal jelölt ismeretlen vegyület esetén

	Felvétel [Bq]	Lekötött effektív dózis [mSv]
Legjobb becslés	$5,3\text{E}+08 \pm 30\%$	$260 \pm 39\%$
Minimum	$1,6\text{E}+08$	92
Maximum	$1,2\text{E}+09$	710



37. ábra: ^{14}C izotóppal jelölt vegyület dózis becslése mérési adatonként az ISO 27048 ajánlás alapján, jelölve az egyes adatsoportokhoz tartozó átlag dózisértékeket

6.3.4 Dózisbecslés IMBA szoftverrel

Az IMBA Professional Plus szoftverrel végzett dózisbecslés során [71], megvizsgáltam a felvétel több megvalósítható forgatókönyvét, és érzékenységi elemzéseket a végeztem alternatív paraméterek alkalmazásával a szerves ^{14}C izotópra, mely értékek a 32. táblázatban láthatók.

32. táblázat: Az IMBA szoftverrel végzett dózisbecslés referencia és alternatív értékei

	Referencia érték	Alternatív érték
Felvételi idő	3 nappal az első mérés előtt	5 nappal az első mérés előtt
Felvétel útja	Gőz	
Felvétel módja	Akut	
Abszorpciós paraméter	V típus	F típus
Lerakódási típus	Sr-2	Sr-1
Alkalmazott mérési adatok száma	Minden adat (69 db)	Első heti adatok (5 db) Egy biológiai felezési idő utáni adatok (33 db)

Abban az esetben, ha az első mérési eredményt a felvételt követő 5. npra becsültem, V (very fast) típusú abszorpciót feltételezve a dózis 585 mSv volt. Majd az F típus abszorpciós tényezőt kiválasztva 600 mSv volt a becsült dózis.

Az mérési eredményekre illesztett elméleti görbe szoftver által mindkét esetben megfelelő. Tehát az abszorpciós típusnak a megválasztása mindössze 3%-os eltérést okoz.

A különböző adatcsoportok alapján becsült dózis összehasonlítását a 33. táblázat eredményei mutatják, mely szerint a számú mérési adatból elvégzett dózisbecslés 10-20%-os eltérést eredményezett. A felvételi idő hatásának vizsgálata (3 vagy 5 nap telt el az első mérés és a felvétel között) az összes mérési adatot tartalmazó adatsornál mintegy 10%-os eltérést mutat, de ha a kevesebb mérési adatot vettem figyelembe, ez az eltérés lecsökkent mintegy 2-4%-ra. A lekötött effektív dózis és felvétel értékeit az 34. táblázatban foglaltam össze.

33. táblázat: Az IMBA szoftverrel végzett dózisbecslése ^{14}C izotóppal jelölt vegyület esetén a felvételi idő bizonytalanság függvényében három adatcsoportra

Felvételi idő	Lekötött effektív dózis [mSv]	
	3 nappal az első mérés előtt	5 nappal az első mérés előtt
Első heti adatok	460	520
Egy biológiai felezési idő utáni adatok (40 nap)	500	510
Minden adat	560	580

34. táblázat: Az IMBA szoftverrel kapott becslési eredmények felvételre és lekötött effektív dózissra ^{14}C izotóppal jelölt ismeretlen vegyület esetén

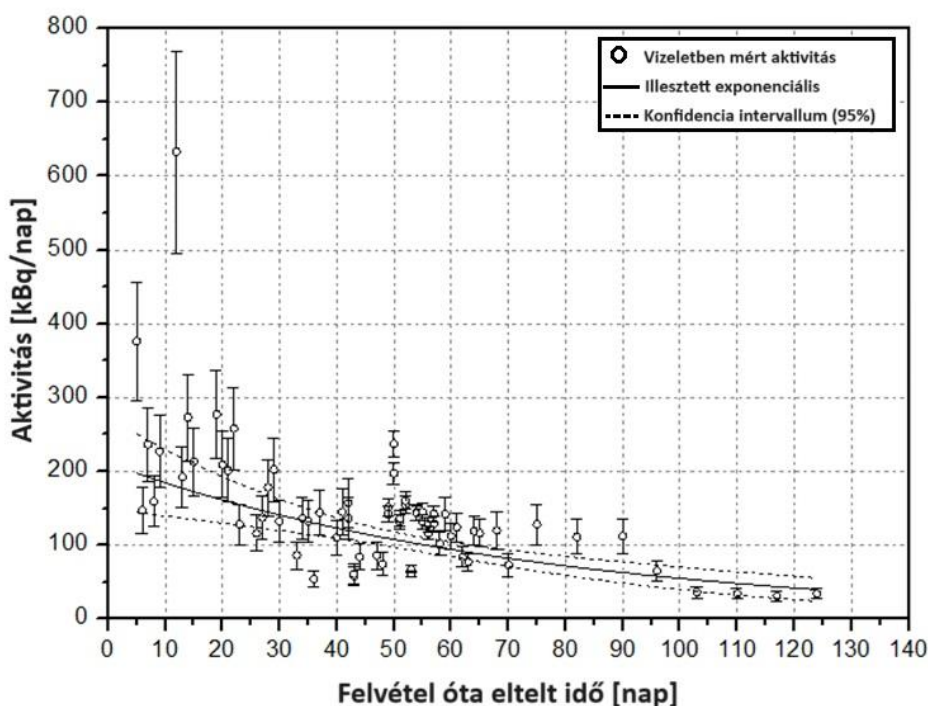
	Felvétel [Bq]	Lekötött effektív dózis mSv]
Legjobb becslés	$1,0\text{E}+09 \pm 6.3\%$	$590 \pm 8.5\%$
Minimum	8,8E+08	510
Maximum	1,0E+09	600

6.3.5 Dózisbecslés exponenciális illesztésen alapuló módszerrel

A közvetlen dózisbecslés esetén a kiválasztási függvényt úgy határoztam meg, hogy exponenciális függvényt illesztettem (lásd. (28) egyenlet) az összes mérési adatra, mivel az illesztett függvény arányos az exponenciálisnak feltételezett retenciós függvény deriváltjával. A 38. ábra mutatjuk be a mérési eredményekre illesztett exponenciális függvényt, melyet úgy választottam meg, hogy a kiürülésből származtatható biológiai felezési időt szabad paraméterként kezeltem és a függvény illesztésével határoztam meg. A 35. táblázat megadja ennek az illesztett egytagú exponenciális függvénynek adatait. A felhasznált adatsorban, konzervatív módon, azzal a feltételezéssel éltem, hogy a felvétel 5 nappal az első mérés előtt történt. A 38. ábrán látható görbeillesztésnél figyelembe vettem a mérési adatok bizonytalanságát, így a hozzájuk tartozó szórási tényezőkkel súlyozva kezeltem őket. Az exponenciális görbéből a kiválasztás felezési ideje 51,5 napra becsülhető. Az illesztés a szemrevételezés alapján, néhány kiugró érték ellenére jónak mutatkozott.

35. táblázat: A mérési adatokra illesztett egytagú exponenciális függvény adatait

Felvételi idő: 5 nappal az első mérés előtt	Minden (69) mérési adat
Vizelet kiürülési függvény	$U(t)=2,1E+05 e^{0,01346t}$
Retenciós függvény	$R(t)=1,6E+07 e^{0,01346t}$
Számított biológiai felezési idő [nap]	51,5
R²	0,36
Redukált Khi²	0,12



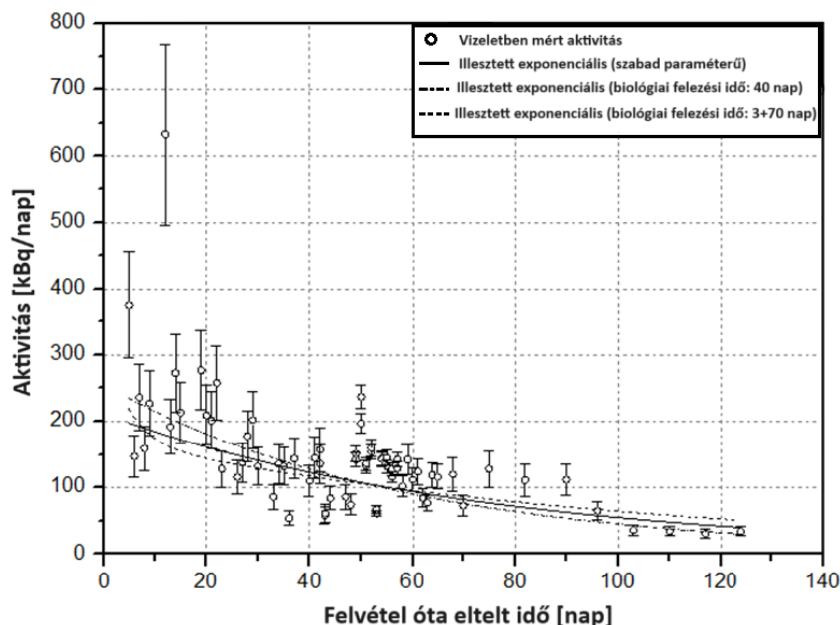
38. ábra: A mérési adatokra illesztett exponenciális függvény, szabad paramétere a biológiai felezési idő

A retenciós függvény paramétereként számított $1,6E+07$ Bq azt az összaktivitást jelenti, amely a vizelettel ürül ki. A visszatartási függvényt 50 évre integrálva megadja a szervezetben ez idő alatt bekövetkező bomlások teljes számát. A ^{14}C bomlásonkénti átlagos energiája 49,5 keV, és a dolgozó súlya a 100 kg volt.

Az illesztéssel történő dózisbecslés során, alternatív megoldásként megvizsgáltuk a mérési adatokra történő illesztést két további rögzített biológiai felezési időt tartalmazó komponensekkel [45] [78]. Az illesztett exponenciálisok rögzített paramétereinek eredményeit a 36. táblázat mutatja.

36. táblázat: Az alternatív dózisbecslés eredményei a különböző exponenciális függvényekkel

Biológiai felezési idő	Vizelet kiürülési függvény	Retenciós függvény
40 nap	$U(t)=2,6E+5 e^{0,01733t}$	$R(t)=1,5E+7 e^{0,01733t}$
3+70 nap	$U(t)=1,7E+5e^{0,23105t}+1,7E+5 e^{0,0099t}$	$R(t)=7,4E+5e^{0,23105t}+1,8E+7 e^{0,0099t}$



39. ábra: Az az összes mérési adatra illesztett exponenciális függvények összehasonlítása, rögzített biológiai felezési idővel (40d; 3d, 70d) és szabad paraméterekkel (biológiai felezési idő: 51,5d)

A meghatározott retenciós függvények segítségével dózist számoltam Ezeket hasonlítom össze a 37. táblázatban.

37. táblázat: A különböző illesztéssel kapott lekötött effektív dózis értékek $f_u=0,59$ esetén

	A_0 [Bq]	Lekötött effektív dózis [mSv]
1exp (51,5 nap)	1,6E+07	14
1 exp (40 nap)	1,5E+07	10
2 exp (3+70 nap)	1,83E+07	20

6.3.6 Dózisbecslés a mért adatok különbségen alapuló módszerrel

A mért vizelet aktivitáskoncentrációk esetében a minták mennyisége és a mérési idő nem mindig volt azonos. Következésképpen minden egyes napi adathoz a becsült mérési pontossággal arányos súlyozási tényezőket rendeltem hozzá. Ezután kiszámítottam az egymást követő egyes adatpárok (1 és 3 nap közötti) kiürülési arányát, és súlyozott átlagot vettem. Ennek megfelelően a felezési időt 53,5 napra becsülhető, és a tisztulási tényező (biológiai „bomlási” állandó), ami a nagyon hosszú felezési idő és a tényleges bomlási állandó miatt gyakorlatilag azonos. Ezt követően egyetlen ismeretlen maradt a (32) egyenletben, amely a (31) egyenletből származik: A_0 . A fentiekkel analóg módszertartat követve minden mérési eredményből kiszámítottam az A_0 -t, majd vettem az eredmények súlyozott átlagát. Az lekötött effektív dózist ezután a szervezetben 50 év alatt bekövetkező összes bomlás integrálásával számítottam ki. Az effektív dózist a vizelettel történő kiválasztási frakcióra vonatkozó 59%-os átlagérték ICRP 134 publikáció alapján [15[15] határoztam meg. Az így kapott számítás 18 mSv becsült effektív dózist eredményezett.

6.3.7 A vizelet kiválasztási arány figyelembevétele a közvetlen dózisbecslésben

A közvetlen módszereknél a felszívódott aktivitás vizelettel ürülő hányadát (f_u) külön kiemelve vizsgálom, mivel ennek az aránynak a megválasztása döntő a modell pontossága szempontjából. A kiválasztási arány érzékenységvizsgálatának eredményeit az illesztési és differenciál módszerekre a 38. táblázat mutatja. A vizsgálatokat két szélsőértékkel (10% és 90%) és egy az ICRP134 kiadványban [15] megadott középértékkel (59%) végeztem. Látható, hogy az ebben a legjobb becslésnek tekintett 59%-os kiválasztási arányhoz képest a 90%-ra növelése "kis" eltérést jelent (~40%-os dóziscsökkenés), miközben az $f_u=10\%$ -nak vett értékével az effektív dózis több mint ötszörösére nő. Az illesztés és a különbségek módszerével kapott közvetlen dózisbecslés eredményei között kevesebb mint 30% eltérés van, függetlenül a kiválasztási sebesség megválasztásától.

38. táblázat: A dózisbecslés eredményei az exponenciális függvény illesztésével és a különbségek módszerével a vizelet kiválasztási sebességének felhasználásával

	Vizelet kiválasztási arány [%]	Lekötött effektív dózis [mSv]	
		Illesztés módszere	Különbségek módszere
Maximum	10	80	98
Legjobb becslés	59	14	18
Minimum	90	9,0	11

6.3.8 A „legjobb dózisbecslés” kiválasztása

A 39. táblázat összefoglalja az elvégzett dózisbecslések során kapott legjobb becsléseket az adott módszerhez tartozó minimum és maximum értékeket. A legjobb becslés értékeihez megadtam a számítási módszerhez tartozó szórást mint a módszer bizonytalansága. Jól látható, hogy szignifikáns eltérések vannak különböző módszerekkel kapott értékek között és az egyes modelleken belül pedig jelentősek a bizonytalanságok. Az aktuális szakirodalmi módszerek változtatás nélküli alkalmazásával kapott dózis több mint 50-szerese az esetspecifikus dózisbecslés értékének.

39. táblázat: Az egyes módszerekkel kapott effektív dózisek, szórások, minimális és maximális értékek

Modell	Lekötött effektív dózis [mSv]		
	Legjobb becslés	Minimum	Maximum
ICRP 134	800 ± 80%	3.5	2100
ICRP 30	750 ± 57%	47	1900
ISO 27048	260 ± 39%	92	710
IMBA szoftver	590 ± 8.5%	510	600
Illesztésen alapuló	14 ± 280%	9	80
Különbségeken alapuló	18 ± 270%	11	98

Míg az ajánlások alapján elvégzett dózisbecslések (ICRP 30, ISO, IMBA) közötti bizonytalanságok eltérések rendre 6%, 77% és 26% az ICRP 134-hez viszonyítva, addig a közvetlen módon számított kétféle megközelítéssel kapott, az ajánlásoktól nagyban eltérő eredmény között szerint az eltérés kevesebb mint 30%.

Az egyes módszerek paramétereinek érzékenységi vizsgálata megmutatta, hogy a dózisbecslés bizonytalansága 8,5% -tól 80%-ig változhat, mindazon által a közvetlen módszernél a vizeletkiválasztási hányad megválasztása akár 280%-os eltérést is okozhat a dózisbecslésben. De erre irányuló további mérésekkel módunk van ennek a tényezőnek a kiküszöbölésére, ha azt az eset megkívánja. Azonban a vizsgált esetben az ezzel a módszerrel kapott maximális dózis értéke egy nagyságrenddel kisebb mint az aktuális szakirodalmi ajánlással kapott legjobb becslés.

7 DTPA kezelés hatása a dózisbecslés meghatározására

A pontos és megbízható dózisbecslés érdekében gyakran szükség van különböző típusú (pl. tüdő, vizelet) mérési adatokból származó eredmények kombinálására. A beléggzéssel a tüdőbe kerülő radionuklidok célzott szerv feletti mérései mellett fontos kiegészítő adatokat nyújthatnak a vizeletmintákból nyert információk. A különböző típusú mérési adatok kombinálása általában biokinetikai modellek segítségével történik. Amikor eltérő típusú mérési adatokat kombinálunk, az egyes forrásokból származó bizonytalanságokat is figyelembe kell venni. A kis energiájú ^{241}Am mellkasmérésére vonatkozó bizonytalanságokra a 4.1 fejezetben kitértem.

Abban az esetben ha a belső sugárterhelés mértéke olyan szintű, hogy egészségkárosodási kockázattal járhat, bizonyos izotópok esetén van lehetőség dekontaminációs kezelésre (pl. DTPA-diethylene triamine pentaacetic acid). Azonban a DTPA kezelés alkalmazása megnehezíti a vizeletmérési adatokból történő belső sugárterhelés becslését és értékelését, mert a kezelés megváltoztatja a radioaktív anyag visszatartási függvényét a szervezetben. Ezáltal a radioaktív anyagok gyorsabb kiválasztása miatt a hagyományosan használt biokinetikai modellek nem alkalmazhatók közvetlenül. A DTPA-kezelés során végzett szisztematikus megfigyelésnek köszönhetően számos különböző mérési adat állt rendelkezésre, amelyekből különböző megfontolások alapján lehet kiválasztani a dózisbecsléshez megfelelőket. Ezeket a tüdőmérési adatokkal kombinálva, amelyekre nincs hatással a DTPA kezelés, végezhető el az esetnek megfelelő lekötött effektív dózis számítása.

A megfelelő vizelt mérési adatok kiválasztásán kívül a dózisbecsléshez használt biokinetikai és dozimetriai paraméterek is bizonytalanok, amelyek nehezítik a két különböző mérési adatsorból származó eredmények kombinálhatóságát. Munkám során megvizsgáltam a megfelelő mérési eredmények összehangolhatóságát és érzékenység vizsgálatot végeztem a dózisbecslést befolyásoló paraméterek megválasztásának az eredményre gyakorolt hatására.

7.1 Esetleírás

Az RHK Kft. püspökszilágyi RHFT telephelyének hulladékcsomag-feldolgozó helyiségeiben (2013) ^{241}Am izotópot tartalmazó szennyezés került ki a munkaterületre. Az oda korábban beszállított radioaktív hulladék feldolgozása közben három munkavállaló volt érintett foglalkozás közben bekövetkező inkorporációs eseményben. A munkavállalók feladata az volt, hogy csökkentsék a hulladék köteget, így a zárt hordókat kinyitották, amely ^{241}Am radioaktív hulladékot tartalmazott GBq nagyságrendű mennyiségben, és a hulladékokat fizikai állapotuk és összenyomhatóságuk szerint szétválogatták. A dolgozóknak légzésvédő maszkot kellett viselniük a művelethez, de ezt nem ellenőrizték és nem igazolták. A munka végeztével kezükön és ruháikon sugárkapus ellenőrzés során szennyeződéseket tapasztaltak, melyek az ^{241}Am izotóptól származtak. Az ^{241}Am 100%-ban α -átmenetekkel bomlik ^{237}Np izotópra, és a bomlások nagy részét az 59,5 keV energiájú γ -sugárzás kíséri [48].

Két nappal később a dolgozókat rutinszerű ellenőrző mérésnek vetették alá egésztest számlálóban. Az egésztest-spektrumokban az ^{241}Am -szennyezés észlelhető volt, azonban még a testfelületükön és a ruházatuk egyes részei is azonosítható volt a szennyezés. A dolgozók az eseményt követő 9. napon, gondos fertőtlenítés után visszatértek az ismételt mérésekre, és kiderült, hogy az egyik dolgozó jóval nagyobb mértékben szennyezett, mint a másik kettő. Profilszkenneres méréssel megállapították, hogy a kezdeti fázisban a szennyeződés túlnyomó többsége a tüdő területén helyezkedett el [80].

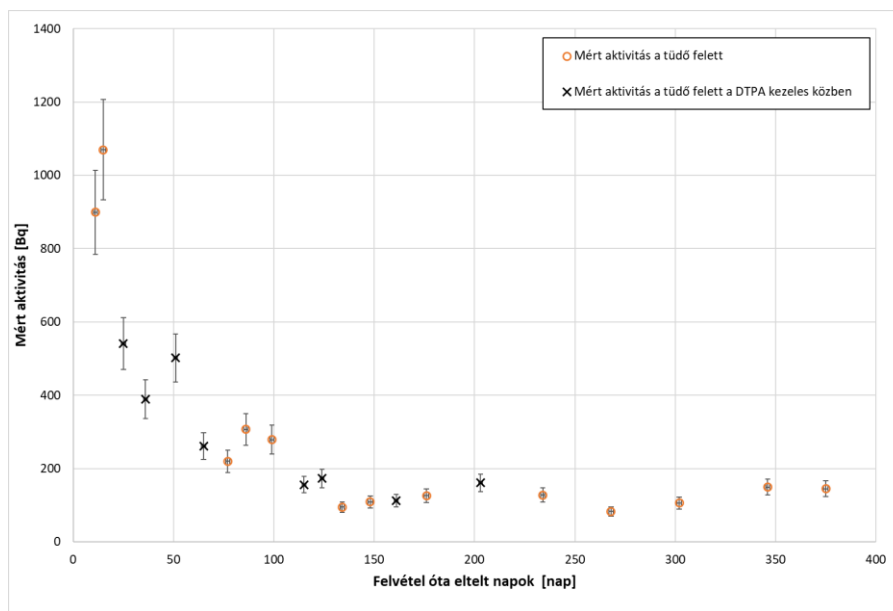
Ezen előzetes mérési eredmények alapján a MONDAL3 kóddal [81] kezdeti dózisbecslést végeztek, feltételezve, hogy a felvétel módja a belégzés, és az esemény a dolgozók elmondása alapján jól azonosítható időben történt. A kezdeti számításokhoz a programkódba az ICRP alapértelmezett paraméterértékeit [19][70][72][73][74][75] használták. Az eredményeket jelentették a hatóságoknak, mivel a becsült lekötött effektív dózis nagysága meghaladta az éves dózishatárt, további vizsgálatokról döntöttek. A nyomon követési vizsgálatokat közvetlen mellkasszámlálással és vizeletminták méréseivel folytatták. Időközben a bejuttatott szennyezőanyag kémiai és fizikai jellemzőinek [82] feltárására is törekedtek, ennek eredményeként valószínűsítették, hogy amerícium-oxidot került belelegezésre. Mivel a szennyezettség becsült szintje további beavatkozást igényelt, az első DTPA-kezelést 19 nappal az esemény után kezdték meg. A dietilén-triamin-pentaacetátot (DTPA) gyakran alkalmazzák a transzurán radionuklidok dekorporációs terápiájaként.

Ebben a belelegezéses expozíciós esetben három munkavállaló volt érintett, azonban a mérési eredmények azt mutatták, hogy közülük az egyikőjük egy nagyságrenddel nagyobb dózist kaphatott mint a másik két társa, így a továbbiakban az ő dózisbecslésével foglalkozom részletesen.

7.2 Mérési adatok

7.2.1 Tüdőmérési adatok

Az eset feltárása során megkezdődött a test azon részének beazonosítása, ahol a szennyeződés a legjobban mérhető. A laboratóriumban rendelkezésre álló rektilineáris scanning eljárás segítségével könnyen meghatározható volt, hogy ez a terület a mellkas azon része ahol a tüdő található. Mindazonáltal az kezdeti mérések még a többször ismételt dekontamináció ellenére is felszíni szennyeződés mutattak. A leginkább szennyezett dolgozó tüdő feletti méréseit a 40. ábra mutatja be, ahol 21 mérési eredmény található az első évből. A tüdőszámlálás legkisebb kimutatható mennyisége (MDA), az elvégzett kalibrációk után, a mérési elrendezésben és az adott mérési idő mellett 20 Bq. A mérések bizonytalanságához a számlálási statisztikából származó szórást (*A típusú*) és az IDEAS útmutatóban [11] az *in vivo* mérések *B típusú* bizonytalanságra megadott 1,25 értéket használtam. Így teljes szórási tényező (SF) az *A típusú* és a *B típusú* lognormális bizonytalanságból áll össze. A tüdőmérések minden esetben a két tüdő között a testfelszíntől 3 cm-re történtek és 2000 s-ig tartottak. A kapott DTPA-kezelés nem befolyásolta a tüdő felett, rögzített detektorral végzett mérések eredményeit. De a tüdőmérési aktivitásadatokban a test más részeiből származó hozzájárulásokat is feltételezhetünk. Az amerícium-oxid belégzése után a tüdő lebenyekbe rakódik le és innen néhány tíz napos felezési idővel a 80% kiürül, a fennmaradó anyagmennyiség a becslések szerint 100 és 1000 nap közötti felezési idővel távozik [17].



40. ábra: A tüdő felett mért aktivitás a vizsgált időszak alatt különböző körülmények között

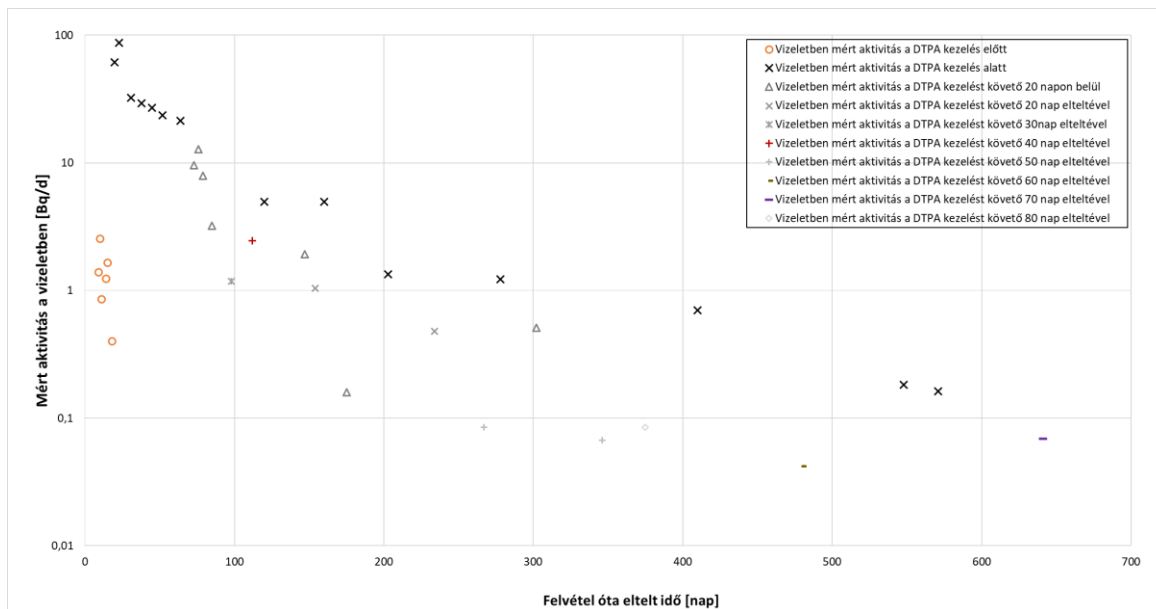
7.2.2 Vizeletmérési adatok

Az *in vivo* mérések mellett *in vitro* mérések is történtek, a vizeletben lévő ^{241}Am radioizotóp mennyiségének meghatározására. A tüdőben lerakódott ^{241}Am időfüggő aktivitása közvetlenül arányos a felvétel, az exkréciós minták időfüggő aktivitása azonban közvetlenül arányos a szervezetben lévő aktivitás deriváltjával. Annak ellenére, hogy a munkavállalótól 24 órás vizeletmintavételt kértek, kiderült, hogy ezt nem lehet szigorúan betartottnak tekinteni. Ezért nem az ürített vizelet összmenyiségét, hanem az aktivitáskoncentrációt fogadtam el, mint mért mennyiséget, és végül 24 óránként 1,6 l vizeletürítést feltételezve normalizáltam az értékeket [79].

A vizeletaktivitásnál megadott bizonytalanságok ugyancsak a számlálási statisztikára vonatkoznak. Az IDEAS [11] által *in vitro* mérési adatok szórási tényezőjére (SF) vonatkozóan, a normált (pl. térfogat) 24 órás vizeletmintákra vonatkozó tipikus értéket 1,6-nak vehetjük.

A 41. ábra a dolgozó vizeletmintáinak mért aktivitását mutatja a 2 éves vizsgálati időszak alatt, amely 36 adatot tartalmaz. Az ábrán eltérő módon jelölve látható a kezelés nélküli adathalmaz és a kezelés óta eltelt napok alapján csoportosított adathalmazok.

A kapott DTPA-kezelés egyértelműen befolyásolta a vizeletmérések eredményeit. A DTPA kezelése során mérési eredmények a radioaktivitáskoncentráció emelkedését mutatják, ami a kezelési időszak befejeztével továbbra is észlelhető, bár időben csökkenő módon. A kezelés során azonban nem voltak megfelelő megfigyelési adatok ahhoz, hogy a vizelettel megnövekedett ürítés mértékét (DTPA enhancement factor) meg lehessen határozni [7]. Így a DTPA-kezelés következtében a vizelettel eltávolított teljes radioaktivitás becsült értéke került megállapításra, mely kb. 2 kBq, miként összegezték a kezelése során mért aktivitás átlag adatokat megszorozva kezelési napok számával.



41. ábra: A mért vizeletminták aktivitása a vizsgált időszak alatt különböző körülmények között

7.2.3 Mérési adatok kiválasztása

A megfelelő mérési adatok kiválasztásakor figyelembe kell venni a dózisbecslés egyedi követelményeit [11], amely megadja az ^{241}Am által okozott várható dózisok adott szintje esetén a szükséges megfigyelt adatok minimális számát. Ha a lekötött effektív dózis értéke eléri vagy meghaladja a 6 mSv-t, akkor legalább 4 db tüdőmérési adat szükséges és ehhez 3 db a vizelet aktivitáskonzentrációra vonatkozó adatnak kell lennie, amelyek 60 napos időtartományt fednek le.

A dózis becslés szempontjából nagyon fontos megállapítani, hogy az egy-egy DTPA kezelésnek a hatása meddig mutatkozik meg a vizeletmérési adatokban. A dózisbecslés egyik egyszerű megközelítése az, hogy a terápia által érintett adatokat kizárja az számolásból, és csak a „késői adatokat” használja, azaz azokat a megfigyelési adatokat, amelyeket a terápia hatásának eltűnése után mértek. Az IDEAS irányelv [11] és a [83], azt az ajánlás fogalmazza meg, hogy a terápia befejezés után 20 napnál később gyűjtött adatokat már fel lehet használni a dózisbecsléshez, mert ennyi nap elegendő ahhoz, hogy a DTPA kezelés hatása jelentősen csökkenjen, és a vizeletmérési eredmények már a radioaktív anyag természetes kiürülési folyamatát tükrözzék. Azonban más források ennél hosszabb időt javasolnak, az amerikai gyakorlat szerint [84], körülbelül 100 napot kell várni a kelátképzés hatásának megszűnésére és csak az ezt követő mérési adatokat lehet felhasználni a dózisbecsléshez [85] [86].

A mérési adatokból különböző adatsorokat hoztam létre és használtam fel a dózisbecslés érzékenység vizsgálatának elvégzéséhez. A kiválasztásnál figyelembe vettem, hogy a mérési adatokat, milyen biológiai vagy fizikai folyamatok befolyásolhatják.

Tüdőmérési adatok csoportosításánál az alapfeltételezéseket a tüdőben illetve a csontban lejátszódó metabolizmusok adták. Mivel az ^{241}Am -izotóp jelentős része (kb.80%) a tüdőből viszonylag rövid, néhány tíz napos felezési idővel ürül ki és ezzel párhuzamosan a visszatartás dinamikája körülbelül 100 nap után jelentősen megváltozik. A radioizotóp tüdőből történő eltávozása mellett más szervekben, például a májban és a csontvázban történő növekedés válik dominánssá (ahogyan azt korábban az 8. ábra mutatta). Ennek az átmenetnek a megértése kritikus fontosságú a különböző

időpontokban végzett mérések pontos értelmezéséhez, mivel az ilyen típusú biokinetikai jellemzők befolyásolhatják a mért adatokat az idő függvényében.

A vizeletminták csoportosításánál a DTPA kezelés hatásának vizsgálata alapján és a az előzőekben említett két metodika mentén rendeztem az adatokat.

A rendelkezésre álló adatokat először külön-külön (tüdő és vizelet) vizsgáltam, és az elsődleges alapértelmezett becslések segítségével ki tudtam választani a további vizsgálatokra alkalmas adatokat. Ezután különböző adatcsoport-kombinációkat állítottam fel, melyek a tüdőmérések közül 6 csoport eredményeit, a vizeletmérések közül pedig 5 adatsor mérési adatait tartalmazta, amint azt a 40. és a 41. táblázat mutatja.

40. táblázat: A tüdő feletti mérés adatcsoportjai

Adatcsoport jele	A tüdő feletti mérési adatok száma	Magyarázat
1	21	21 adat figyelembevétele, mind
2	19	19 adat figyelembevétele, az első két mérés kihagyva
3	13	13 adat figyelembevétele, az első két adat és a 200 nap utáni adatok elhagyása.
4	7	7 adat figyelembevétele, az első két adat és a 100 nap utáni adatok elhagyása.
5	15	15 adat figyelembevétele, a 200 nap utáni adatok elhagyásával
6	9	9 adat figyelembevétele, az adatok elhagyása 100 nap elteltével

41. táblázat: A vizeletmérés adatcsoportjai

Adatcsoport jele	A vizeletmérés adatok száma	Magyarázat
a	6	Az első 6 adat figyelembevétele a DTPA-kezelés előtt (nincs DTPA-hatás).
b	11	11 adat figyelembevétele (50 nappal a DTPA-kezelés után)
c	9	9 adat figyelembevétele (60 nappal a DTPA-kezelés után)
d	8	8 adat figyelembevétele (70 nappal a DTPA-kezelés után)
e	7	7 adat figyelembevétele (80 nappal a DTPA-kezelés után)

7.3 Dózisbecslés módszere

A strukturált dózisbecslés során a kezdeti becslések elvégzését az esethez feltételezhető alapértelmezett paraméterekkel végezzük, majd, ha ezek az eredmények meghaladják az éves dóziskorlátot, esetspecifikus egyénre szabott adatok használatával kell lehetővé tenni a pontosabb értékelést.

Nagy különbségek lehetnek egy anyag tényleges felszívódási viselkedése és a hozzá tartozó alapértelmezett típushoz feltételezett felszívódási viselkedés között, és ez nagymértékben befolyásolja a tüdőretenciót és a vizelettel történő kiválasztást.

Az előzetesen kiválasztott paraméterek tényleges értékei jelentősen eltérhetnek egy baleset esetén alkalmazandó értékektől, amikor esetspecifikus dózisbecslésre van szükség. Az ICRP

iránymutatást ad [12] az emberi légúti modell (HRTM) alkalmazásának lehetőségeiről ez a körülményeknek megfelelően tükrözheti az alapértelmezett értékek (pl. F, M, S abszorpciós típusok) vagy a helyzetre jellemző paraméterértékek alkalmazása közötti választást. A megfelelő modellt és paraméterértékeket az előzetesen meglévő információk kiválasztásához kell használni. Ezen túlmenően, ha átfogó, megfelelő adatok állnak rendelkezésre, nagyon valószínű, hogy az ICRP referenciamodellek nem fognak illeszkedni az adatokhoz az alapértelmezett értékek bármelyikével [46].

Annak vizsgálatára, hogy a default értékektől való eltérés hogyan befolyásolja a dózisbecslés, és milyen változtatások szükségesen a legjobb illeszkedés és legjobb dózisérték meghatározásához érzékenység vizsgálatot kell végezni a lehetséges paraméterek változtatásával.

A vizsgálatok elvégzése előtt meghatároztam releváns paramétereket, amelyek befolyásolhatják a dózisbecslést. Rögzítettem az állandó paraméterek, melyek változtatására nincs szükség a vizsgálat során, mert az esetnek megfelelően ezek jól rögzíthetőek. Ilyenek a felvétel időpontja, a felvétel módja, a felvétel útvonala. A változtatni kívánt paraméterek kiválasztása után definiáltam az esetre jellemzően megválasztott értékeket és a többi alternatív értéket ezeket a 42. táblázatban mutatom be. A munkavégzés befolyásolja a dolgozó légzési sebességét, így a felvett radioaktív anyag mennyiségét, tehát a belélegzés intenzitását könnyű és nehéz munkavégzés szerint vizsgáltam. Az AMAD (Activity Median Aerodynamic Diameter) az inhalált részecskék aktivitására jellemző méretét adja meg, amely jelentősen befolyásolhatja a tüdőben történő lerakódást és a dóziseloszlást. Az eset során belélegzett amerícium-oxidra alapértelmezett 5 μm érték mellett vizsgáltam a 0,1; 0,5; 1; 10 μm értékeket. Az abszorpciós típust, illetve az ahhoz tartozó abszorpciós paraméterek megválasztásával és ezáltal a anyagtranszport folyamatok jellemzésével írjuk le, hogy milyen gyorsan kerül be a véráramba a belélegzett anyag. Az abszorpciós folyamatokat a belélegzett anyag kémiai viselkedése határozza meg. Az amerícium oxidra a lehetséges F (Fast) M (Medium) és S (Slow) alapesetek közül az esetspecifikus értéknek az M abszorpciós típust feltételezünk, amelyet további 4 transzport paraméter (f_r ; S_S ; S_r ; f_b) határoz meg. A vizsgálatok során ezeket módosítottam az optimalizáció érdekében.

42. táblázat: Az ^{241}Am inkorporációtól származó dózisbecslés választott referencia és alternatív értékei

Felvétel jellemzői	Választott érték	Alternatív érték
Felvétel időpontja	2013.12.03	fix
Felvétel módja	Akut	fix
Felvétel útvonala	Inhaláció	fix
Szöveti súly tényező	ICRP 103	fix
Felvétel közbeni munkavégzés nehézsége	könnyű	nehéz
AMAD méret	5 μm	0,1; 0,5; 1; 10 μm
HRTM abszorpciós típus	M	f_r ; S_S ; S_r ; f_b ; f_a

A HRTM abszorpciós paramétereknél az alternatív értékeit úgy határoztam meg, hogy az IDEAS ajánlása szerint [11] követendően először a gyorsan oldódó frakciót (f_r) és a lassú oldódási sebességet (S_S) változtattam, amíg az illesztés jósága és elfogadhatósága ezt megkívánta, amellet, hogy a gyors oldódási sebességet (S_r) rögzítettem az ICRP dokumentumaiban ajánlott értékére [12][17]. Majd további apróbb módosításokat is megpróbáltam. Az emésztőrendszeren keresztül történő

felszívódási (f_a) értéket meghatározza az $f_a = f_r \cdot f_1$, ahol az $f_1=0,0005$. A legtöbb anyag esetében nincs bizonyíték a légutakhoz való kötődési értékről (f_b), de az amerícium esetében az $f_b=0,0002$ és az $s_b=0$ alkalmazható légutakban, kivéve az ET1 régiót [17].

Az *in vivo* adatokból származó amerícium-oxid abszorpció paraméterei széles skálán mozognak ($f_r = 10^{-5} - 0,9$ és $s_s = 10^{-4} - 0,05 \text{ d}^{-1}$ értékek szerepeltek) azonban az ICRP 141-ben feltüntetett 32 elemzésből származó mediánértékek: $f_r = 0,3$ és $s_s = 0,3 \text{ d}^{-1}$ és $s_r = 0,004 \text{ d}^{-1}$, melyek közel állnak az M típus alapértelmezett paraméterértékeihez. Ezért az amerícium-oxidot ezek alapján az M típusba sorolták [17]. Az ehhez tartozó paraméter értékek a 43. táblázatban láthatóak.

43. táblázat: A HRTM modell abszorpció paraméterei M típusú ameríciumra különböző ICRP ajánlások esetén

HRTM modell abszorpció paraméterei M típusú amerícium esetén						
Ajánlás	f_r	$s_r \text{ [d}^{-1}\text{]}$	$s_s \text{ [d}^{-1}\text{]}$	f_b	$s_b \text{ [d}^{-1}\text{]}$	f_1
ICRP66	0,1	100	0,005			
ICRP130	0,2	3	0,005			0,0005
ICRP141, Am-oxide, chloride	0,2	0,4	0,005	0,002	0	0,0001

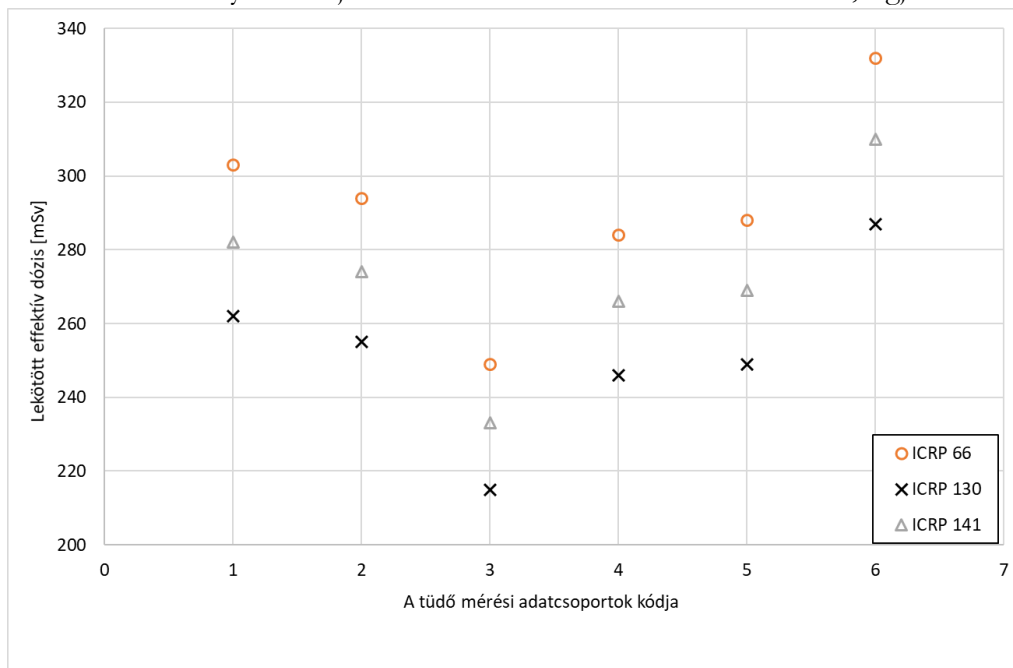
A vizsgálat során szisztematikusan változtattam a paraméterek értékeit, és megfigyeltem, hogy ezek a változások hogyan befolyásolják a felvétel és a dózisbecslés eredményét. Ahhoz, hogy ez az adathalmaz áttekinthető és értelmezhető legyen eloszlásokat generáltam a kapott eredményekből és ezeket a valószínűségi sűrűség függvényében ábrázoltam, amely az illesztések jósága alapján áll rendelkezésemre. A paraméterek változtatása során törekedtem arra, hogy a két adatsorra (tüdő és vizelet) történő illesztésből a redukált χ^2 értéke közel 1 legyen, így megtalálva a legjobb becslést („best estimate”) a legalkalmasabb adatsorok kiválasztásával, és amely a különböző adatsorok összekombinálásával. A számításokat az Integrated Modules for Bioassay Analysis (IMBA) [71] szoftver használatával végeztem el. Az IMBA egy dozimetriai szoftver, amely az ICRP biokinetikai és dozimetriai modelljeit alkalmazza a felvétel kiszámításához és a lekötött effektív dózis becsléséhez. A szoftver nagyszámú mérési adatot képes kezelni azok szórási tényezőivel és könnyedén elvégezhető a két különböző mérési típusból származó adatsokkal történő dózisbecslés

7.4 Dózisszámítás eredményei

7.4.1 Dózisbecslés tüdő feletti mérési adatokkal

A tüdőméréseknél először minden rendelkezésre álló adatot megvizsgáltam. A teljes adatsorra való illeszkedés azt mutatta, hogy a mért adatokhoz rendelt SF-tényezővel való illeszkedés jósága nem volt kielégítő ($P>0,05$). A jobb illeszkedést az SF faktor növelésével lehetett elérni, de a méréssel járó bizonytalanság természetesen növeli a feltételezett felvétel és a lekötött effektív dózis hibáját. Az összes adatra való biokinetikai modell illesztésének nem megfelelőse alátámaszthatja az első *in vivo* méréseknél előforduló felületi szennyeződés feltételezését. Az első két adat elhagyásával 19 tüdőmérés maradt, amelyek SF faktorát változatlanul hagyva elvégeztem az ICRP alapértelmezett paramétereivel való illesztést. Az ICRP ajánlása szerint az izotóp viselkedése alapján [17] a rendelkezésre álló 1 éves adatsort 100 és 200 napos mérési adatsorokra bontottam, ezekre megfelelő illeszkedést sikerült elérni. A 42. ábra mutatja, hogy a különböző ICRP ajánlásokon alapuló becslések [12] [17] [19], ugyanúgy követik egymást a különböző adatcsoporthoz. Az ICRP Publication 141 [17] ajánlása szerint

számított dózisérték a két korábbi ICRP ajánlásból kapott két érték közé esik. Ezen alapértelmezett paramétereket használó dózisbecslések közötti eltérés mintegy 10%-os, de a becslésekhez felhasznált mérési adatok száma miatti eltérések már mintegy 20%-ot eredményeznek. Csak a tüdőméréseket felhasználva az eredmények skálája: Minimum 215 mSv maximum 332 mSv, legjobb becslés: 274 mSv.

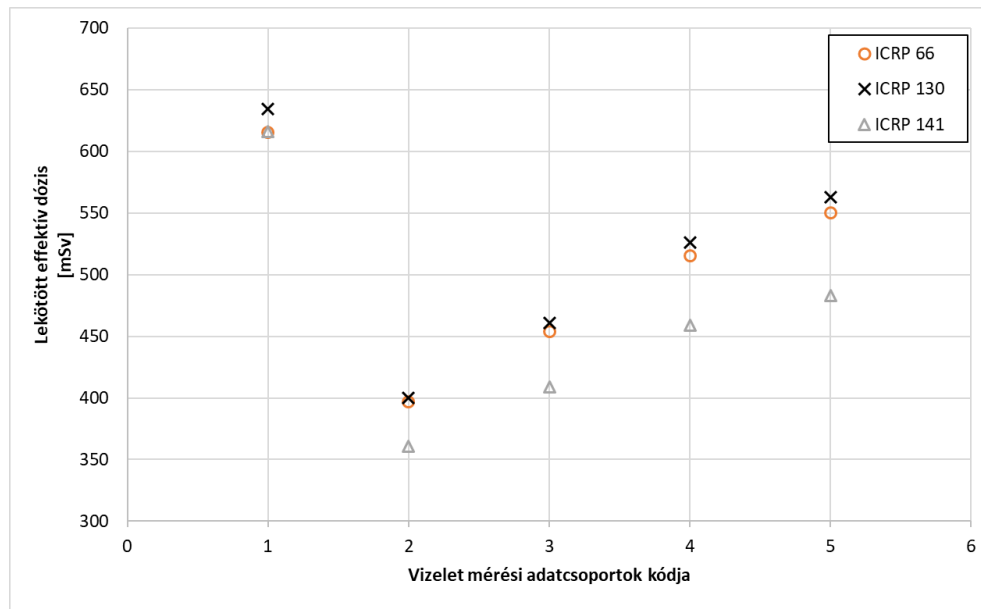


42. ábra: Különböző dózisbecslések a tüdőmérési adatokból az ICRP alapértelmezett HRTM paramétereivel.

7.4.2 Dózisbecslés vizeletmérési adatokkal

A vizeletmérés adatok közül egyértelműen ki kell zárni azokat, amelyek a egyértelműen a DTPA kezelésben érintettek és így a vizeletben a kezelések alatti és utáni mérések megnövekedett aktivitáskoncentrációt mutattak. Tehát az itt bemutatott vizsgálatok célja, hogy beazonosítsuk, mely adatok használhatóak a dózisbecsléshez vagyis melyekre nem volt már hatással a DTPA kezelés.

Természetesen, az első DTPA kezelés előtt kapott mérési adatok biztosan figyelembe vehetők, ez az első 6 mérést jelenti. A terápiát követően az utolsó kezelési naptól számított 3 hét után kapott mérési eredmények a TECHREC/IDEAS ajánlása [7] [11] szerint beépíthetők a dózisbecslésbe. Megvizsgálva ezt az adatsort arra az eredményre jutottam, hogy sokkal hosszabb várakozási időnek kell eltelni ahhoz, hogy a kiürülési görbét megfelelő pontossággal lehessen illeszteni. Megfelelő illeszkedést kaptunk a DTPA-kezelést követő 50. nap eltelté utáni származó mérési adatok alapján, ami azt jelzi, hogy az esethez kapcsolódóan ezen idő után már nem terheltek a mérési adatok. Ettől kezdve az 50, 60, 70, 80 nap után kapott mérési adatokat szisztematikusan vizsgáltam dózisbecslés érzékenységi vizsgálatban, az első 6 mérést mindig megtartva. A vizeletmérés eredményei a 43. ábra láthatók. Az ICRP 66 publikációja [19] és az ICRP 130 publikációja [12] közel azonos eredményeket adott az ICRP 141 publikációja [17], ehhez képest, kb. 10-15%-kal kisebb lekötött effektív dózist ad, ha csak a vizeletmérés adatait vettem figyelembe. Nyilvánvaló azonban, hogy az első 6 mérésből rendkívül nagy effektív dózis becsülhető. Ha a DTPA kezelés utáni mérési értékeket is figyelembe vesszük, akkor csökken a dózis. Ahogy a felhasznált adatok sokasága közeledik a kezdeti adatsorhoz, a dózis lineárisan növekszik. Minimum: 361 mSv, Maximum: 634 mSv, Legjobb becslés: 483 mSv.



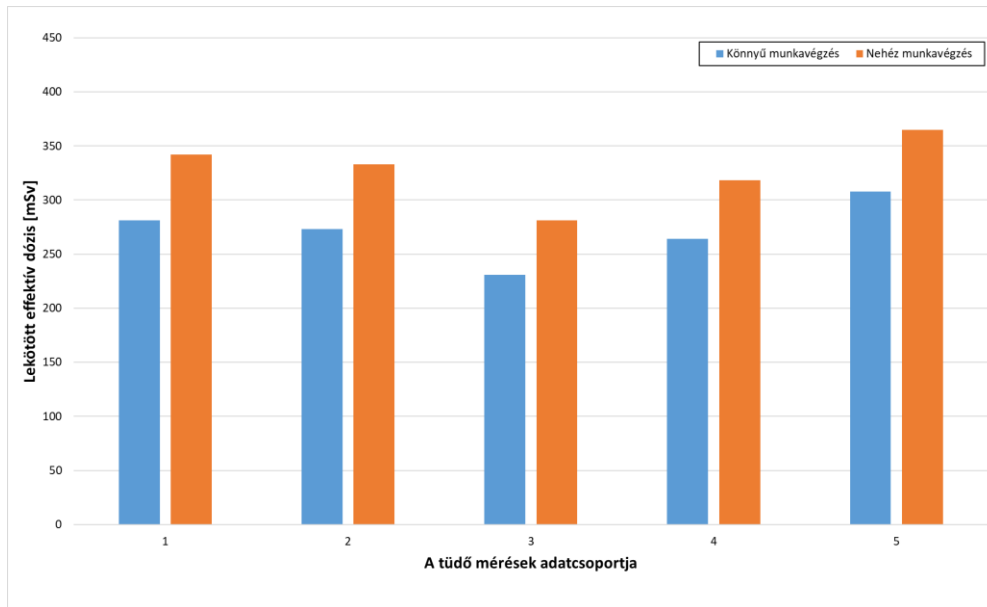
43. ábra: A vizeletmérési adatokból származó dózisbecslés különbségei az ICRP alapértelmezett HRTM paramétereivel

7.4.3 Belégzés sebességének hatása a dózisbecslésre

Könnyű munkavégzés során 30 l/p, még a nehéz munkavégzés során a 70-100 l/min az átlagos belégzési sebesség. Könnyű munkavégzésnek tekinthető, ha a napi 8 órás munkavégzés során 2,5 óra ülés alatt a belélegzett levegő 0,54 m³/h és a fennmaradó 5,5 óra során, könnyű testmozgás közben, a belélegzett mennyiség 1,5 m³/h [12].

Tüdőmérési adatok különböző csoportjával elvégzett becslések esetén az látható (44. ábra), hogy a belégzés sebességének két különböző értékét állítva a lekötött effektív dózis értéke 20%-kal növekedett, ezzel szemben a felvétel értéke egyáltalán nem változott. Tehát feltételezhető, hogy a felvétel független a belégzés sebességétől, és arra utal, hogy az aktivitás felvételét más tényezők erősebben befolyásolják, mint például a belélegzett anyag koncentrációja vagy a tüdő diffúziós kapacitása.

Az, hogy a lekötött effektív dózis 20%-kal növekedett megmutatja, hogy a dózis értéke érzékeny a belégzés sebességére, mert a belégzés sebessége befolyásolhatja a részecskék lerakódásának eloszlása a légzőtraktus különböző régióiban, a légzési mintázatot, és ezáltal a biológiai hatásokat. A belégzés sebessége befolyásolhatja, hogy a részecskék milyen mértékben abszorbeálódnak a véráramba.

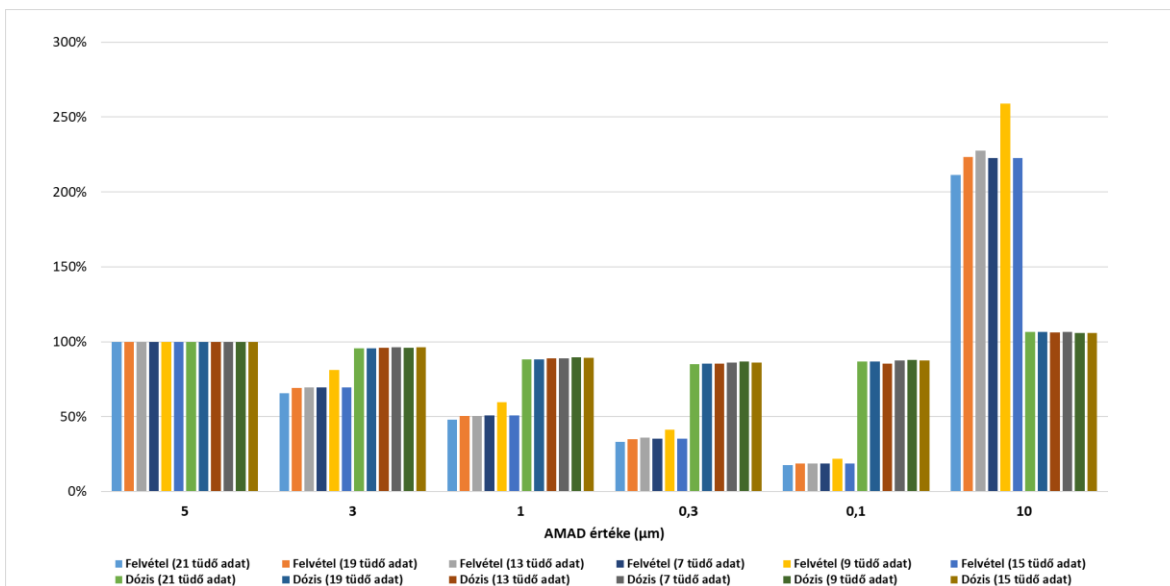


44. ábra: A felvétel közbeni munkavégzés nehézségének hatása a dózisbecslésre különböző tüdőmérési adatszoportok esetén

7.4.4 AMAD érték változtatásának hatása

Az AMAD értékének változtatása közvetlen hatással van az emberi szervezetbe belélegzett részecskék mennyiségére. A felvétel értéke az AMAD-tól függően változik. Alapértelmezett értéknek az esethez tartozó amerícium oxid esetén az ajánlott $5\ \mu\text{m}$ -t választottam és az ettől való változást elemeztem. Amikor az AMAD $5\ \mu\text{m}$ -tól csökken a $0,1\ \mu\text{m}$ felé, a felvétel értéke fokozatosan csökken, 100%-ról egészen 20%-ra. Ha azonban az AMAD értékét $10\ \mu\text{m}$ -nam feltételezzük, a felvétel értéke több mint duplájára nő, lásd 45. ábra. Ez az összefüggés annak tudható be, hogy a légző rendszer különböző részei eltérő hatékonysággal szűri ki a különböző méretű részecskéket. A nagyobb részecskék könnyebben lerakódnak a külső légutakban, míg a nagyon kicsi részecskék jóval kevésbé. Lekötött effektív dózis becslés során az AMAD értékek megváltoztatása csekélyebb mértékben befolyásolja az eredményeket, mint azt a felvétel esetében láttuk. Az $5\ \mu\text{m}$ -ról $0,1\ \mu\text{m}$ -re való csökkentés csak 15 % eltérést okoz, még a $10\ \mu\text{m}$ -re növelt érték is csak 6-8%-ban befolyásolja a lekötött effektív dózis értékét. Ez az eltérés annak tudható be, hogy az AMAD változása különböző mértékben befolyásolja a részecskék lerakódási helyeit a légzőrendszerben, és ezen keresztül befolyásolja az abszorpciós folyamatokat, de ezek a változások kevésbé hatnak a lekötött effektív dózisban kifejezett sugárterhelésre.

A vizeletmérésekből történő felvétel értékek meghatározása és dózisbecslés esetén az AMAD változtatásával kapcsolatos megfigyelések hasonló tendenciát mutatnak, mint a közvetlen belélegzéses úton számolt lekötött effektív dózis esetében. A megfigyelések szerint az adathalmaz mérete nem befolyásolta a tendenciákat, ami arra utal, hogy az AMAD hatása a felvételre és a dózisbecslés értékére statisztikailag szignifikáns, és következetes, függetlenül az adathalmaz méretétől.



45. ábra: Az AMAD változtatásának hatása a felvételre és a dózisbecslésre különböző adatsorok esetén

7.4.5 Abszorpciós típus változtatásának hatása a különböző adatsorok illesztésével történő dózisbecslésre

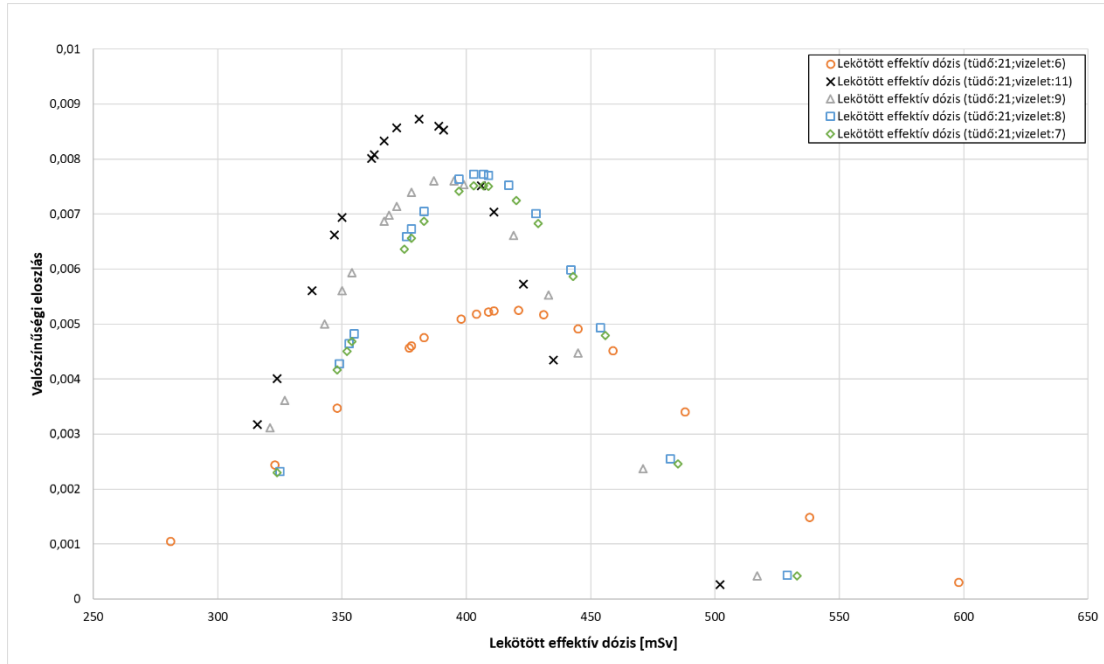
Az abszorpciós típus változtatásánál a tüdő feletti mérési adatokat vettem alapadatként mivel ezek szolgálhatnak referenciaértékként a különböző abszorpciós típusok összehasonlításához. Megvizsgáltam, hogy a vizeletadatok különböző csoportosítása esetén hogyan érhető el a lehető legjobb illeszkedést ezáltal a legjobb esetspecifikus dózisbecslés. Azt tapasztaltam, hogy még az alap paraméterekkel jó illeszkedett a modell mindaddig, amíg ezeket a mérési adatsorokat külön használtam, ahogy a két különböző mérési adatsorra együttesen kívántam illeszteni a modellt az alap paraméterek mentén mindig az illesztés elutasítására volt szükség. A paraméterek változtatásával a két különböző mérési adatsor összhangba hozható lett. Az előzetesen külön adatsorokkal végzett tapasztalataimat felhasználtam a kombinációk meghatározásához. Az adatok alapján megfigyelhető, hogy a tüdőmérési adatok önálló használata esetén alábecslés még a vizelet adatok önálló használatával a dózis felülbecslés történik.

7.4.5.1 21 tüdő adathoz tartozó eredmények

Az összes tüdőmérési adathoz illesztve a különböző mennyiségű vizeletmérési adattal megállapítható, hogy a vizeletmérési adatok kiválasztása jelentős hatással van a lekötött dózis értékek pontosságára és megbízhatóságára. Az első hat vizeletmérési adat alapján számított lekötött dózisértékek nagy szórása (281-598 mSv) arra utal, hogy ezek az adatok kevésbé megbízhatóak a teljes mérési időszakra. A legtöbb megfelelőnek tekinthető 11 darab vizeletmérési adat szűkebb tartományt eredményez (316-502 mSv), ami arra utal, hogy ezek az adatok megbízhatóbbnak tekinthetők és jobban tükrözik a tényleges esetet. A legjobb becslés a 21 tüdő és 11 vizeletmérési adat esetén a lekötött effektív dózis 381 mSv, melyhez 17480 Bq felvétel tartozik, az abszorpciós paraméterei a 44. táblázatban találhatóak. Ez a paraméter beállítás mindamelllett, hogy megfelelő illesztést biztosított a két adatsorra együttesen ($\chi^2(31) = 1,04$; $p = 0,57$), 6%-kal növelte a felvétel értékét, és 21%-kal a lekötött effektív dózis értékét az alapértelmezett paraméterekkel történő számításhoz képest.

44. táblázat: Az abszorpciós paraméterek alapértelmezett és megváltoztatott értékei a legjobb becsléshez 21 tüdő és 11 vizeletmérési adat esetén

	f_r	$s_s [d^{-1}]$	$s_r [d^{-1}]$	f_b	f_i
Alapértelmezett	0,2	5,0E-03	0,4	2,00E-03	5,0E-04
21 tüdő:11 vizelet	0,45	3,5E-03	0,35	2,00E-03	2,25E-04



46. ábra: A dóziseloszlás valószínűsége 21 tüdőmérési adat esetén különböző számú vizeletmérési adattal együtt elvégzett dózisbecslésekre, az abszorpciós paraméterek változtatása mellett

A 45. táblázatban látható összesítés alapján elmondható, a felvétel 15900 Bq és 24400 Bq között változik, míg a dózis 281 mSv és 598 mSv között. Az eltérések jelentősek, különösen a maximális értékeknél, ahol a felvétel 40%-kal, a lekötött effektív dózis pedig 57%-kal nagyobb a legjobb becslésnél. Az átlagos és medián értékek azonban viszonylag közel vannak a legjobb becsléshez. A szórás értékei, különösen a dózis esetében (25%), jelentős variabilitásra utalnak, ami fontos tényező a bizonytalanságok kezelése szempontjából. A 95. percentilis és az 5. percentilis értékek is megerősítik a széles skálán mozgó adatokat. Az eredmények azt mutatják, hogy a legjobb becslés viszonylag megbízható, de az adatok nagyfokú variabilitása miatt fontos a további vizsgálatok elvégzése.

45. táblázat: A legjobb dózisbecslés adatai és a 21 tüdőmérési adathoz tartozó dózisbecslések statisztikai jellemzői

	Felvétel [Bq]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]	Lekötött effektív dózis [mSv]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]
Legjobb becslés (21t:11v)	17480	100%	381	100%
Min	15900	91%	281	74%
Max	24400	140%	598	157%
Átlag	18611	106%	399	105%
Medián	18400	105%	401	105%
Szórás	1776	10%	94	25%
95. percentilis	22100	126%	514	135%
5. percentilis	16520	95%	324	85%

7.4.5.2 19 tüdő adathoz tartozó eredmények

Az esetspecifikus dózis becslések eloszlását ábrázolva a 47. ábra jól látható, hogy a 19 tüdőmérési adathoz különböző csoportokban rendelt vizeletmérési adatok esetén a becsült dózisok hasonlóan széles intervallumon belül mozognak, mint az előző esetben, 257 mSv-től 588 mSv-ig. Ha a 19 tüdőmérési adathoz 6 vizeletmérési adatot rendelünk kapjuk a nagyobb dózisértékeket még ha a 11 mérési adatot veszünk akkor a görbe a kisebb dózis tartomány fele tolódik. Az eredmények ismételtén azt sugallják, hogy a későbbi mérési adatok használata pontosabb és megbízhatóbb dózisbecslést eredményez. Ebben az esetben a legjobb dózisbecsléshez a 19 tüdő és 9 vizeletmérési adat együttes becslése vezetett, paraméterei a 46. táblázatban láthatók. Tehát azokra a vizeletmérési adatokra támaszkodik, amelyek a DTPA kezelést követően több mint 60 nappal keletkeztek. Ez arra utal, hogy a hosszabb idő elteltével végzett mérések stabilabb és megbízhatóbb eredményeket adnak.

Ehhez a becsléshez tartozó abszorpciós paraméterek és az illesztés adatai a következők:

$$\chi^2(27) = 1,03; p = 0,52$$

46. táblázat: Az abszorpciós paraméterek alapértelmezett és megváltoztatott értékei a legjobb becsléshez 19 tüdő és 9 vizeletmérési adat esetén

	f_r	s_s [d⁻¹]	s_r [d⁻¹]	f_b	f_i
Alapértelmezett	0,2	5,0E-03	0,4	2,00E-03	5,0E-04
19 tüdő:9 vizelet	0,45	3,5E-03	0,30	2,00E-03	2,25E-04

A számolt felvétel 17190 Bq és a lekötött effektív dózis 372 mSv.

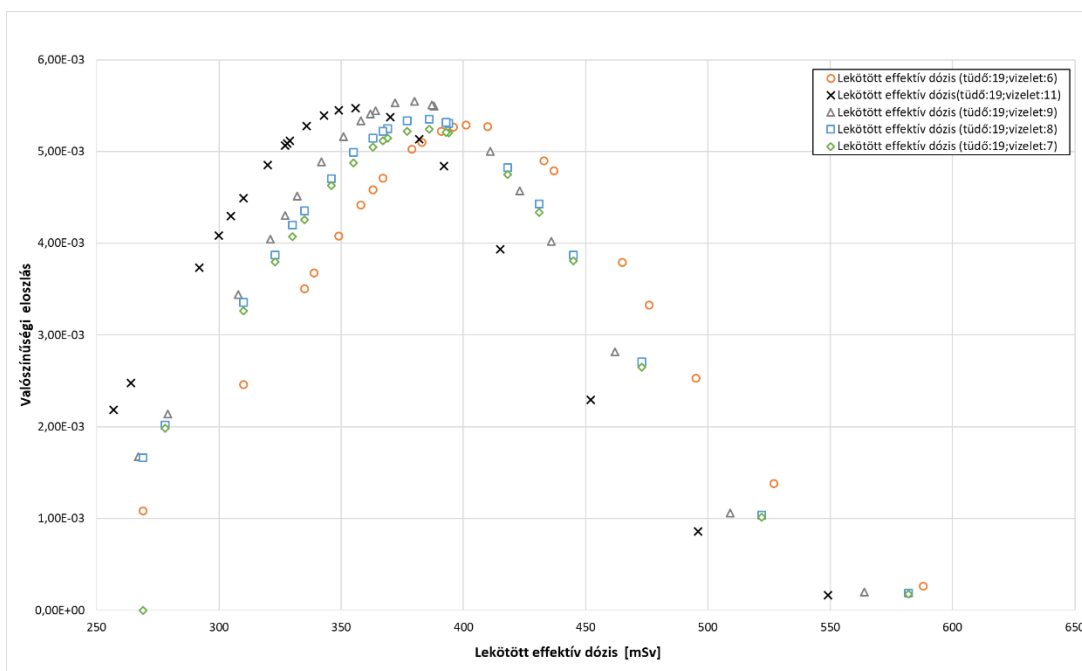
Ezt összehasonlítva a 11 vizeletmérési adat sorral végzett legjobb becsléssel, elmondható a felvétel 16090 Bq, ami 6%-kal kisebb a lekötött effektív dózis 336 mSv, ami 10%-kal kisebb, mint a 19 tüdő és 9 vizeletmérési adatok kombinációjából származó legjobb becslésnél. Ezek az eredmények azt mutatják, hogy mindkét esetben jó becslést kapunk.

Az 47. táblázatban összefoglalom a teljes dózisbecslési folyamat és az eredmények elemzését, különös tekintettel az izotóp felvétel és a lekötött effektív dózis statisztikai mutatóira.

47. táblázat: A legjobb dózisbecslés adatai és a 19 tüdőmérési adathoz tartozó dózisbecslések statisztikai jellemzői

	Felvétel [Bq]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]	Lekötött effektív dózis [mSv]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]
Legjobb becslés (19:9)	17190	100	372	100
Minimum	13430	78	257	69
Maximum	24550	143	588	158
Átlag	17850	103	381	102
Medián	17260	100	367	99
Szórás	2330	13	74	20
5%	14930	87	276	74
95%	22520	131	517	139

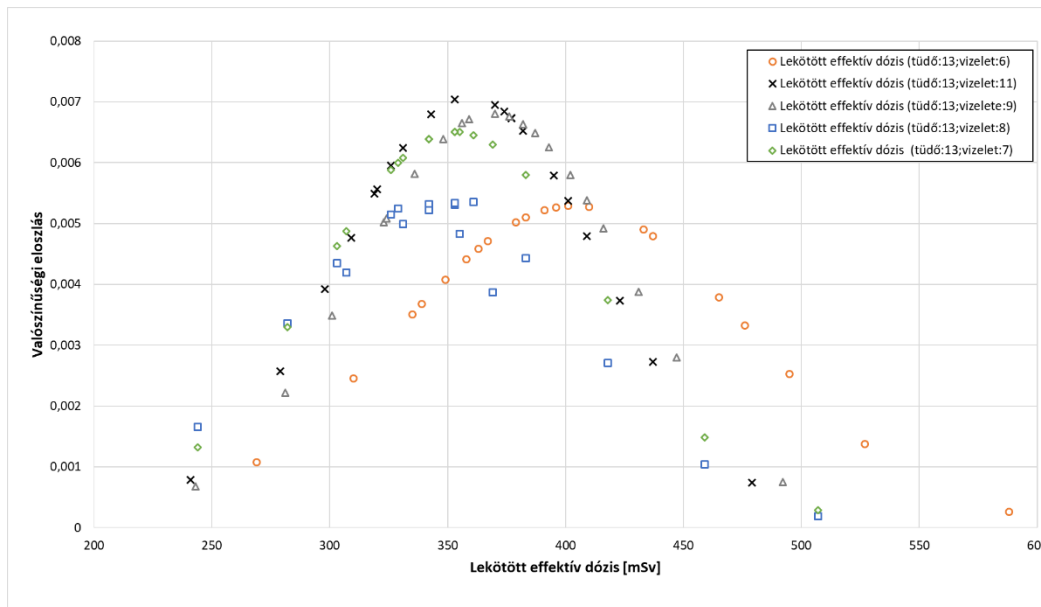
Az izotópfelvétel minimum értéke 13430 Bq, ami 78%-a a legjobb becslésnek és a maximum érték 24550 Bq, ami 143%-a a legjobb becslésnek. Ennél kicsit nagyobb eltérések mutatkoznak a lekötött effektív dózisban, ahol a minimumérték 257 mSv (69%), míg a maximum 588 mSv (158%). Az átlagos lekötött effektív dózis 381 mSv, ami 2%-kal magasabb a legjobb becslésnél, de a medián értéke közel állnak a legjobb becsléshez, ami azt jelzi, hogy az adatok viszonylag szimmetrikus eloszlást mutatnak. A felvétel 13%-os, míg a lekötött effektív dózis szórása 20%-os.



47. ábra: A dóziseloszlás valószínűsége 19 tüdőmérési adat esetén különböző számú vizeletmérési adattal együtt elvégzett dózisbecslésekre, az abszorpciós paraméterek változtatása mellett

7.4.5.3 13 tüdő adathoz tartozó eredmények

A 13 tüdő adat esetén az első kettő adatot és 200 nap utáni adatokat hagytam el, és ehhez vettem figyelembe a különböző mennyiségű vizelet adatokat, hogy abszorpciós paraméterek változtatásával különböző becsléseket készítssek. Az eredményeket mutatja az 48. ábra.



48. ábra: A dóziseloszlás valószínűsége 13 tüdőmérési adat esetén különböző számú vizeletmérési adattal együtt elvégzett dózisbecslésekre, az abszorpciós paraméterek változtatása mellett

A 48. ábra alapján látható, hogy kevesebb vizeletmérési adat használata (pl. 6 vagy 8 adat) szélesebb tartományban ad becslést a lekötött effektív dóziszra, ez azt jelenti, hogy ezek az illesztések nagyobb variabilitást mutatnak, ami bizonytalanabb becsléseket eredményezhet. Még a 11 vagy 9 vizeletmérési adattól számított illesztések tendenciája nagyon hasonló és egy szűkebb tartományra korlátozódik. A magasabb dózisértékek (400 mSv felett) ritkábban fordulnak elő, de leginkább 6 vizeletmérési adat esetén vannak jelen. Az alacsonyabb dózisértékek (250-350 mSv) dominánsabbak, különösen a 11 és 9 vizeletmérési adat esetében.

48. táblázat A legjobb dózisbecslés adatai és a 13 tüdőmérési adathoz tartozó dózisbecslések statisztikai jellemzői

	Felvétel [Bq]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]	Lekötött effektív dózis [mSv]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]
Legjobb becslés (13:11)	16170	100%	353	100%
Minimum	14000	87%	241	68%
Maximum	24100	149%	577	163%
Átlag	17394	108%	374	106%
Medián	16980	105%	369	105%
Szórás	2023	13%	67	19%
5%	21200	131%	495	140%

95%	14784	91%	271	77%
-----	-------	-----	-----	-----

A 48. táblázatból látszik, hogy a legjobb becsléshez tartozó felvétel 16170 Bq és a lekötött effektív dózis 353 mSv. A felvétel minimum és maximum értékei rendre 13% és 49%-os eltérést mutatnak, még a lekötött effektív dózis esetén rendre 32% és 63% ez az eltérés. A minimum és maximum értékek közötti nagy különbség azt sugallja, hogy bizonyos esetekben a becslések jelentősen eltérhetnek a legjobb becsléstől, akár túl- vagy alábecsülve a dózist. Az átlag és medián értékek viszonylag közel vannak a legjobb becsléshez, ami azt jelzi, hogy az általános tendencia stabil, de egyedi esetekben nagyobb eltérések is előfordulhatnak.

7.4.5.4 7 tüdő adathoz tartozó eredmények

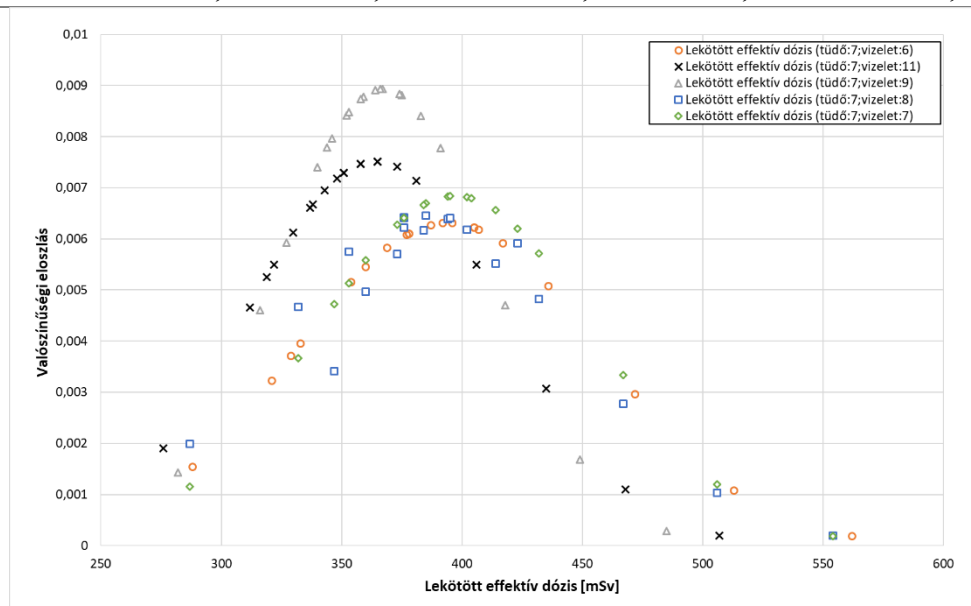
A legkevesebb tüdő feletti mérési adat esetén is a korábbiakhoz hasonló tendencia figyelhető meg az adatok értelmezése során. Az alábbi megfigyelések a 7 tüdőmérési adat felhasználásával történtek, amelyeket 100 napon belüli idő alatt nyertek, elhagyva az első két mérési adatot. Ez az időszak a szakirodalom alapján azt feltételezi, hogy a testbe jutott radioizotóp nagy része még a tüdőben helyezkedik el. Összehasonlítva a 13 mérési legjobb becslésével a dózis 6% lett nagyobb még a felvétel 11%–kal.

A legjobb becsléshez tartozó abszorpciós paraméter készlet és az illesztés megfelelési kritériumai:

$$\chi^2(15) = 0,95; p = 0,51$$

49. táblázat: Az abszorpciós paraméterek alapértelmezett és megváltoztatott értékei a legjobb becsléshez 7 tüdő és 9 vizeletmérési adat esetén

	f_r	$s_s [d^{-1}]$	$s_r [d^{-1}]$	f_b	f_i
Alapértelmezett	0,2	5,0E-03	0,4	2,00E-03	5,0E-04
7 tüdő:9 vizelet	0,45	3,5E-03	0,35	2,00E-03	2,25 E-04



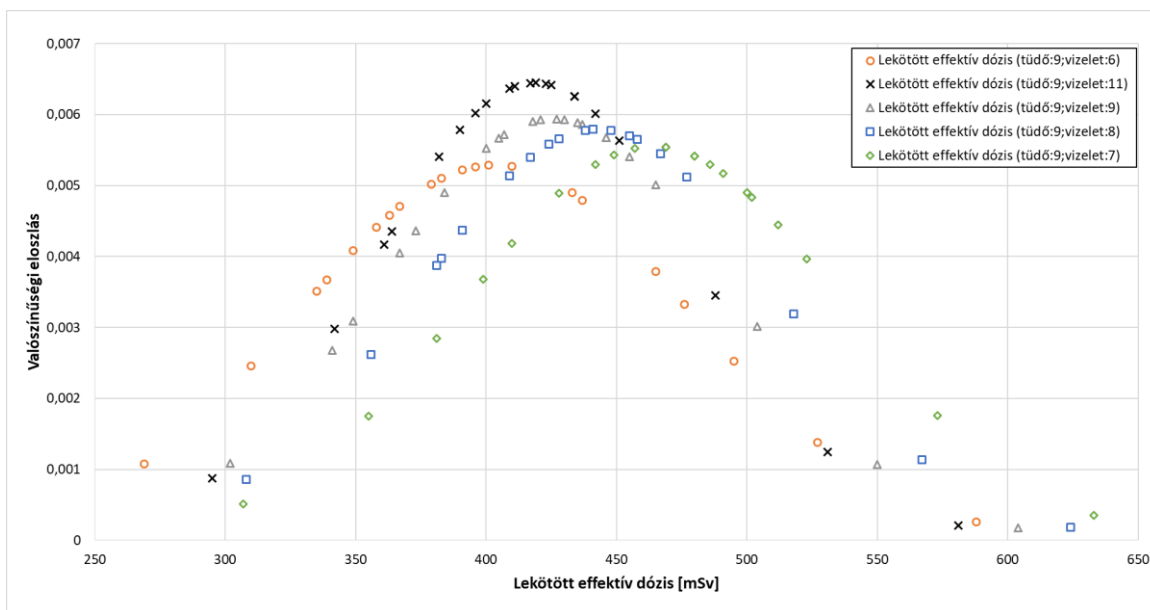
49. ábra: A dóziseloszlás valószínűsége 7 tüdőmérési adat esetén különböző számú vizeletmérési adattal együtt elvégzett dózисbecslésekre, az abszorpciós paraméterek változtatása mellett

50. táblázat: A legjobb dózisbecslés adatai és a 7 tüdőmérési adathoz tartozó dózisbecslések statisztikai jellemzői

	Felvétel [Bq]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]	Lekötött effektív dózis [mSv]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]
Legjobb becslés (7:9)	17990	100%	374	100%
Minimum	16020	89%	276	74%
Maximum	23510	131%	562	150%
Átlag	18405	102%	381	102%
Medián	18000	100%	373	100%
Szórás	1479	8%	57	15%
5%	21568	120%	506	135%
95%	16742	93%	312	83%

7.4.5.5 9 tüdő adathoz tartozó eredmények

Az 50. ábra ábrázolja a 9 tüdőmérési adat felhasználásával történő dózisbecsléseket. Amikor 9 tüdő feletti mérési adatot használom a becsléshez, melyeket 100 napon belül nyertek és tartalmazzák az első két mérési adatot is, a dózis eloszlás görbék ellapunak. Ez a jelenség azt jelzi, hogy a dózis eloszlására vonatkozó becslés bizonytalanabbá válik, mert a görbe a paraméter adatok variabilitása megnövekedett, ami nehezíti a pontos és megbízható effektív dózis értékének meghatározását. Összehasonlítva a 7 tüdő feletti mérési adattal kapott legjobb dózisbecsléssel a felvétel esetén 10%-os még a dózisban 8%-os emelkedés tapasztalható.



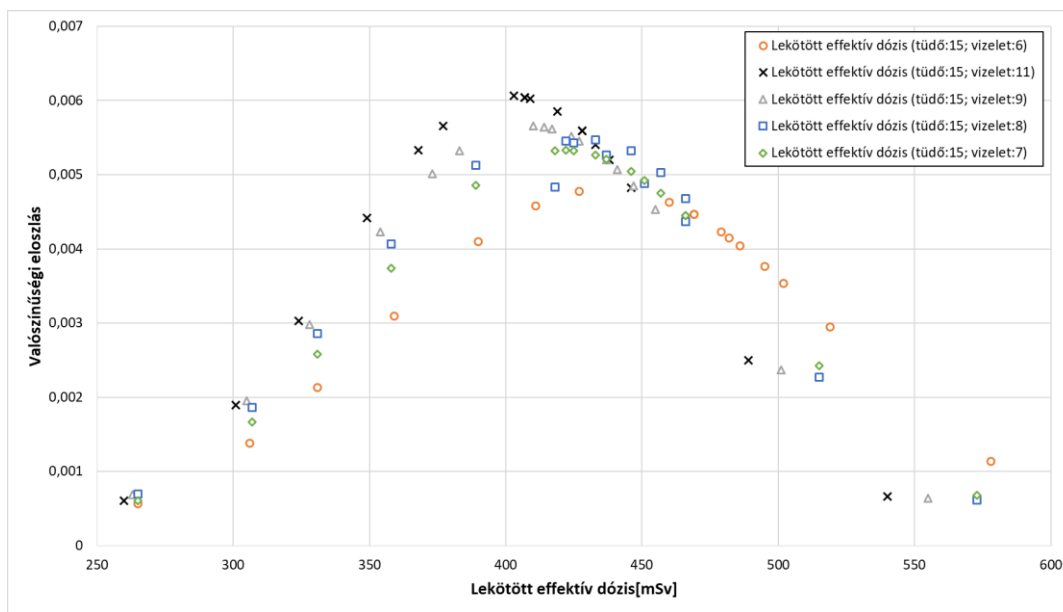
50. ábra: A dóziseloszlás valószínűsége 9 tüdőmérési adat esetén különböző számú vizeletmérési adattal együtt elvégzett dózisbecslésekre, az abszorpciós paraméterek változtatása mellett

51. táblázat: A legjobb dózisbecslés adatai és a 9 tüdőmérési adathoz tartozó dózisbecslések statisztikai jellemzői

	Felvétel [Bq]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]	Lekötött effektív dózis [mSv]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]
Legjobb becslés (9:11)	19400	100%	411	100%
Minimum	16270	84%	269	65%
Maximum	26440	136%	633	154%
Átlag	20313	105%	431	105%
Medián	20250	104%	428	104%
Szórás	2119	11%	71	17%
5%	24373	126%	572	139%
95%	16965	87%	316	77%

7.4.5.6 15 tüdő adathoz tartozó eredmények

A 15 tüdő mérési adathoz tartozó dózisbecslések eloszlását az 51. ábra mutatja be, a hozzá kapcsolódó statisztikai jellemzők az 52. táblázatban láthatók. A legjobb becsléshez 15 tüdő adat és 11 vizelet adat került felhasználásra. Az ezekkel becsült dózis és felvétel értéke 5% alatti eltérést mutat az előzőkben bemutatott 9 tüdőmérési és 11 vizeletmérési adattal becsült legjobb értéktől.



51. ábra: A dóziseloszlás valószínűsége 15 tüdőmérési adat esetén különböző számú vizeletmérési adattal együtt ehévezett dózisbecslésekre, az abszorpciós paraméterek változtatása mellett

52. táblázat: A legjobb dózisbecslés adatai és a 15 tudómérési adathoz tartozó dózisbecslések statisztikai jellemzői

	Felvétel [Bq]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]	Lekötött effektív dózis [mSv]	A legjobb becsléstől való eltérés [%]
Legjobb becslés (15:11)	18530	100%	403	100%
Minimum	15810	85%	260	65%
Maximum	24170	130%	578	143%
Átlag	19204	104%	416	103%
Medián	19605	106%	433	107%
Szórás	1995	11%	73	18%
5%	22495	121%	535	133%
95%	16083	87%	276	68%

7.4.6 A „legjobb dózisbecslés” kiválasztása

A különböző mérési adatok és abszorpciós paraméterek felhasználásával végzett dózisbecslési tanulmány több kulcsfontosságú megállapítást és eredményt hozott. Az esetspecifikus dózisbecslések pontosításához a tüdő- és vizeletmérési adatok kombinálása és a megfelelő abszorpciós paraméterek alkalmazása szükséges. A több vizeletmérési adat felhasználása szűkebb és pontosabb tartományban mozgó dózisbecslést eredményez, csökkentve a bizonytalanságot és növelve a megbízhatóságot.

A több adatsor együttes kombinációja során egyértelmű volt, hogy a specifikus abszorpciós paraméterek optimalizálása szükséges ahhoz, hogy a kiürülési modellek illeszkedni tudjanak a mérési adatokhoz.

53. táblázat: A legjobb becsléseknek tekinthető eredmények paraméterei

tüdő:vizelet	p-érték	Szabadsági fokok	χ^2	f_r	s_s [d ⁻¹]	s_r [d ⁻¹]	f_b	f_i	Felvétel (Bq)	Eff. dózis (mSv)
21:11	0,57	31	1,04	0,45	0,0035	0,35	0,002	2,25E-04	17480	381
21:09	0,40	29	1,00	0,45	0,0035	0,25	0,002	2,25E-04	17100	367
19:11	0,42	29	1,03	0,4	0,0035	0,3	0,002	2,00E-04	16090	336
19:09	0,52	27	1,03	0,45	0,0035	0,3	0,002	2,25E-04	17190	372

Az 53. táblázatból látható, hogy a 21 darab tudómérési adathoz tartozó dózisbecslés értékek 4%-os eltérést mutatnak, míg a 19 tudómérési adat esetén a különböző számú vizeletmérési adattal ez az eltérés 10%-os. Amennyiben a vizeletmérési adatokat hasonlítjuk össze az tapasztalható, hogy a 11 darab vizeletmérési adathoz illeszkedő 21 tudómérési adattal 13%-os az eltérés a dózisbecslésben még a különbség jóval csekélyebb, mindössze 1,5% a 19 tudómérési adat esetén.

Összességében pedig adott tudómérési adatsoporthoz tartozó különböző vizeletmérési adatok esetén a legjobb becslések maximum 2-6 %-os eltérést mutattak, a felvétel esetén az eltérés 3-7%. Az elvégzett vizsgálatok alapján megállapítottam, hogy az abszorpciós paraméterek finomítása során a legjobb illeszkedés elérése pontosabb és megbízhatóbb dózisbecslést eredményez.

8 Összefoglalás

A belső sugárterhelés meghatározása a radionuklidok szervezetbe kerülése következtében kapott sugárterhelés kiszámítására szolgáló ismereteket, eszközöket és módszereket foglalja magában. Az emberi szervezetbe belégzéssel, lenyeléssel vagy a bőrfelületen, esetleg sebhelyen keresztül juthat radioaktív anyag. Az ebből származó dózis meghatározására a sugárveszélyes munkakört betöltő munkavállalók és a lakosság radioaktív anyagot inkorporáló tagjai esetében is szükség van. Az ebből származó lekötött effektív dózist nem lehet közvetlenül megmérni, annak nagyságát a szervezetben lévő radioaktív izotópok mennyiségének mérésel történő meghatározását követően, matematikai modellek segítségével lehet megbecsülni. A sugárterhelés mértéke számos tényezőtől függ, többek között a szervezetbe került radioaktív anyag minőségétől, mennyiségétől, annak fizikai-kémiai formájától és a bevitel módjától. A belső sugárterhelés meghatározásához a rendelkezésre álló legjobb, naprakész és lehetőség szerint pontos ismereteket kell felhasználni a felvétel körülményeire, a radionuklidok biokinetikájára, a szervekben és szövetekben történő energiaátadásra és azoknak a sugárzás által okozott károsodására, valamint a sugárzás sztochasztikus vagy determinisztikus hatásának felmérésére vonatkozóan.

A szervezetbe bekerülő transzurán izotópok (pl. ^{239}Pu , ^{241}Am) monitorozása során mind a méréstechnika kialakítása, mind ezen izotópok mennyiségi meghatározása alapos felkészülést igényel, melynek elengedhetetlen eleme a mérőrendszer fizikai fantomokkal végzett kalibrációja. A kis energiájú fotonokat a testszövetek jelentősen gyengítik. Az emberi szövetek összetételét és sűrűségét utánzó, valóság-hű antropomorf fantomok használata lehetővé teszi a fotonoknak az emberi testen belüli kölcsönhatásainak pontosabb figyelembevételét.

Munkám során két különböző kialakítású mellkasfantommal (MIX-D, LLNL) végeztem tüdő feletti hatásfok-kalibrációs méréseket. A fantomok kialakításában jelentős eltérés, hogy az LLNL fantom tüdőjében az izotóp eloszlás homogén, a MIX-D fantomban a tüdőben lévő radioaktivitás különböző pozíciókba helyezett pontforrás segítségével szimulálható. Mindazonáltal a MIX-D fantom kialakítása a pontforrás több pozícióba történő elhelyezésével lehetőséget nyújt a homogén eloszlás imitálására. Ezáltal a két fantom ^{241}Am izotóppal elvégzett hatásfok-kalibrációjának az összehasonlítása során 10 %-nál kisebb eltérés adódott, a közel azonos tüdő feletti rétegvastagságok figyelembevételével. Az LLNL fantommal történő mérések lehetőséget adtak arra, hogy megvizsgáljam a tüdő előtti fedőrétegek vastagságának hatását a mérési hatásfokra. Azt tapasztaltam, hogy a rétegvastagság növelése a vártak megfelelően a hatásfok csökkenését eredményezi. Az alap mellkas vastagsághoz (kb. 1,5 cm) képest a majdnem 4 cm-es rétegvastagság növekedés esetén a mérési hatásfok mind a tüdő felett különböző pozíciókban, mind a máj felett elhelyezett detektorral a felére csökkent. Az eltérések a *bal tüdő*, a *jobb tüdő*, a *tüdők között* és a *máj feletti* mérés esetén rendre, 46, 50, 49 és 44 %. Valós személyeknél a mellkas rétegvastagsága röntgen vagy CT segítségével egyedileg megmérhető, vagy a testtömeg, a magasság és az életkor alapján becsülhető és ennek figyelembe vételével a hatásfok pontosítható. A vizsgálataim során példákön keresztül igazoltam, hogy az emberi testben lévő radioaktivitás pontos meghatározásának egyik kulcsa az, hogy figyelembe vegyük az egyének eltérő testméreteit, testformáit és a belső szerveik elhelyezkedését.

A szervek egymásra gyakorolt keresztthatásának vizsgálatához a detektort az inaktív szerv fölé pozícionálva állapítottam meg a mérési hatásfokot. A bal tüdőleány felett pozícionált detektor a májban lévő aktivitást a mérések szerint 20-25% körüli relatív hatékonysággal méri, azaz egységnyi aktivitás a tüdőben 4-5-ször akkora jelzést ad a tüdő felett pozícionált detektorban, mint a májban

lévő ugyanekkora aktivitás. Ugyanakkor a jobb, azaz a májjal megegyező oldali tüdőlebeny felett, a májban lévő radioaktivitás relatív mérési hatásfoka 35-40% körüli. A kereszthatások vizsgálata során azt tapasztaltam, hogy a tüdőben lévő ^{241}Am izotóp aktivitása csupán 5,5-7,5% relatív hatásfokkal mérhető a máj fölött elhelyezett detektor pozícióban.

A mellkasmérések optimalizálása érdekében megállapítottam, hogy a szegycsont feletti detektor pozíció (TSz), mely megközelítőleg a mellkas középvonalában helyezkedik el és körülbelül 10 cm-rel lejjebb van, mint a két tüdő közötti (TC) mérési pont, lehetővé teszi, hogy mind a tüdő, mind a máj aktivitását egyidejűleg közel azonos hatásfokkal mérjük. Ekkor a ^{241}Am izotópot tartalmazó tüdőben és májban lévő aktivitás mérése az aktív szervhez viszonyítva relatíve kedvező (50-60%, 60-72%) hatásfokkal végezhető el. Összességében a szegycsont feletti detektorpozíció egy jól megválasztott mérési hely, abban az esetben, ha csak egy mérésre van lehetőségünk, de nem rendelkezünk információval arra vonatkozóan, hogy melyik szervben van a radioaktív anyag.

Baleseti szituációban fontos szempont a nagyszámú személy gyors mérése és az eredmények gyors értékelése. A pajzsmirigybe jutott radiojód indikatív mérése során a lakosság vizsgálata szükségessé válhat. Ebben az összefüggésben különös figyelmet kell fordítani a megfelelő mérési geometria és az ehhez tartozó kalibráció kialakítására. A pajzsmirigy mérete, elhelyezkedése az életkor függvényében változik, és a méretkülönbségekből adódó mérési hatásfok figyelembe vétele elengedhetetlen annak érdekében, hogy a szervdózis meghatározása kellően pontos legyen.

A rendelkezésre álló NaI(Tl) szcintillációs detektorral végzett pajzsmirigyre vonatkozó kalibrációs mérések esetén először különböző kialakítású (egylyukú kialakítású ANSI és kétlyukú kialakítású SURO) pajzsmirigy fantomokkal végeztem méréseket. Megállapítottam, hogy a mérési hatásfokokra hibahatáron belül azonos eredmény adódott. Azaz annak ellenére, hogy az előzetes várakozások szerint az egylyukú pajzsmirigy fantom kialakítása nem elég realiztikus, hiszen a pajzsmirigy páros szerv, megmutattam, hogy a γ -spektrometriás mérések során megfelelő kalibráció végezhető vele.

A munkám során vizsgáltam a pajzsmirigy méretének hatását a mérési hatásfokra. Sok esetben a laboratóriumok nem rendelkeznek több különböző méretű pajzsmirigy fantommal, így a gyermekek és tinédzserek esetében is felnőtt méretű pajzsmirigy fantommal elvégzett hatásfok-kalibrációt használnak. A méréseim eredményei alapján megállapítottam, hogy ez a tinédzserek esetében 3%-os, a gyermekek esetében 10%-os alulbecslést jelenthet a mért radionuklid aktivitásában.

A pajzsmirigy elhelyezkedése is hatással van a mérési pontosságra, ennek hatását mind a felnőttek, mind a tinédzserek és gyermekek esetén megvizsgáltam. A felnőtt pajzsmirigy fantom mérése esetén kapott adatokból megállapítható, hogy adott detektor távolság esetén a szerv bőrfelszíntől való távolságának kétszeresére (17 mm-ről 34 mm-re) növelése kétharmados hatásfok csökkenést okoz. Megvizsgáltam a szerv előtti rétegvastagság milliméterenként változásának hatására kapott hatásfok értéket egy lineáris és egy másodfokú függvény illesztésével. A két illesztett görbével kapott hatásfok értékek közötti eltérés nem több, mint 10%, ami azt jelzi, hogy a mérések nagy része jól közelíthető mindkét módszerrel. Ez sugallja, hogy bár a kapcsolat nem teljesen lineáris, a nemlineáris hatás viszonylag mérsékeltnek tekinthető. Összességében elmondható, hogy a szerv előtti szövet rétegvastagságának milliméterenkénti növekedése felnőtt, tinédzser és gyermek pajzsmirigyfantom mérése esetén rendre 1,5-2,5%-os, 1,0-2,5%-os és kevesebb, mint 1,0%-os csökkentést okoz a mérési hatásfokban.

A belső sugárterhelés meghatározása során szükséges lehet a testnedv- és exkréciós minták (vizelet, széklet, vér, orrváladék stb.) radioaktivitásának meghatározása. Ezek a mérések vagy az

egésztest- és résztestszámlálás eredményeinek kiegészítésére szolgálnak, vagy azért szükségesek, mert a kis hatótávolságú sugárzást kibocsátó radionuklidok (tisztán α - vagy β -sugárzó, esetleg nagyon kisenergiájú röntgen- és γ -sugárzó izotópok) esetében más módon nem lehetséges a szervezetben lévő aktivitás meghatározása. A trícium (^3H) izotóp vizeletből való kimutatására általában folyadékszintillációs mérési módszert használnak. Ez a módszer nagy érzékenységgel és pontossággal rendelkezik, amely lehetővé teszi a trícium alacsony koncentrációinak detektálását is.

A folyadékszintillációs számláló berendezésének megválasztása, a küvetta típusa és a határfok meghatározásának módszere mind jelentős hatással vannak a végső mérési eredményekre. E hatások némelyike triviális, például a fiolák típusának és anyagának hatása (műanyag vagy üveg), mert a küvetta anyaga és geometriája befolyásolja a szcintillációs folyamat hatékonyságát. A küvetta optimális anyaga, mérete és formája biztosítja a szcintillációs fény maximális detektálását és minimalizálja a fényelnyelést és -szórást. Az elvégzett méréseim eredményei alapján megállapítottam, hogy ebben az esetben az üveg küvettaikkal kapott határfokértékek nem haladták meg jelentősen a műanyag küvettaik alkalmazása során kapott értékeket, így a költséghatékonyságot is szem előtt tartva a műanyag küvettaik megfelelő választásnak bizonyulnak.

A folyadékszintillációs mérés technika esetében kiemelt jelentősége van a minta összetételének, mert nagyban befolyásolja a mérési határfokot. A munkám során megvizsgáltam az irodalmi ajánlásokban szereplő mérési határfok számítási módszerek alkalmazhatóságát vizeletminták esetén.

A standard addíciós módszer során a minta komplexitását és egyedi jellemzőit figyelembe vesszük ugyan, de az így meghatározott mérési határfok csak az adott mintára érvényes. Mivel a mátrixhatás a minta egyedi összetételéből és jellemzőiből adódik, az eredményeket nem lehet kiterjeszteni más mintákra. Ha csak egy mérési pont alapján történik az elemzés, akkor az eredmény kizárólag arra a mintára lesz alkalmazható, és nem általánosítható más, esetleg hasonló mátrixú mintákra.

A quench kalibrációs görbe meghatározása mesterséges mintákkal történhet. Egyrészt mert a mesterséges minták tulajdonságai és így a határfok értékei különbözhetnek a valódi vizeletmintákétól, másrészt a kalibrációs görbe felvétele általában nem a minta mérésével egyidőben történik, így a mérés körülményei nem tekinthetők azonosnak.

A valós vizeletmintákra vonatkozó mérési határfok meghatározására egyedi módszert dolgoztam ki, mely valós mérési geometriában és valódi vizeletmintákkal, de nem csupán egy pontban felvett adatokkal történik. Ez a módszer, kombinálja a standard addíciós módszert és a szín-quench illesztést, ezzel lehetővé téve a mért minta speciális jellemzőinek figyelembevételét.

Az ismeretlen minták mérési határfokát standard addíciós módszerrel határoztam meg, majd az így kapott értékekhez hozzárendelve a mintára jellemző tSIE értékkel ábrázolom azokat. Az ábrázolt pontok a hagyományos quench kalibrációs görbéhez képest egy szűkebb (kb. 50 tSIE egységnyi) tartományra korlátozódnak, így ezekre a pontokra egyenest illesztve a tudom meghatározom mintára jellemző határfokot.

A kombinált módszer alkalmazásával a pontosság (accuracy) javul, ugyanakkor a többféle és összeadó bizonytalanság miatt a reprodukálhatóság (precision) esetenként rosszabb lesz, mint alkalmazzuk a standard addíciós vagy a quench görbe illesztés módszerét alkalmazva. Ezeket az eredményeket biológiai minták mérésére szervezett összemérésben igazoltam.

A belső sugárterhelés meghatározásának sarkalatos pontja a dózisbecslés, amely során a mérési eredmények ismeretében és a felvételre vonatkozó feltételezések alapján, biokinetikai és dozimetriai modellek alkalmazásával végezzük el a számításokat. Ez a folyamat számos lépést és megfontolást

igényel annak érdekében, hogy pontos és megbízható eredményt kapjunk. Ez az összetett folyamat számos olyan tényezőt tartalmaz, amely bizonytalanságokat hordoz magában.

A munkám során vizsgált esetben egy ^{14}C izotóppal-jelölt vegyület (szerves aromás származék) bevételét hosszú távú vizelet monitorozás követte. Összehasonlítást végeztem a dózisbecslés hagyományos és direkt módszerei között, hogy feltárjam az egyes megközelítések korlátait, és meghatározzam azokat a paramétereket, amelyek a legnagyobb mértékben járulnak hozzá a dózisszámítás bizonytalanságához.

A hagyományos módszerek esetében az ajánlott biokinetikai modellek jelzést adtak az eset nyomon követésére és a kivizsgálás fontosságára, bár izotóp-specifikusak voltak, mégsem írták le pontosan a szervezetben végbemenő folyamatokat a felvett vegyület esetén. De ezen modellek. A kivizsgálás során összegyűlt nagy mennyiségű mérési adat felhasználásával lehetőség adódott esetspecifikus modellek kidolgozására és dózisszámítások elvégzésére a közvetlenül meghatározott retenciós függvények alapján.

Az általam használt egyik esetspecifikus modell a mérési adatokhoz exponenciális illesztést alkalmaz. Ezen kívül az effektív dózist differenciális módszerrel is kiszámítottam, amelyet az erősen szóródó mérési eredmények kisimítása miatt használtam. Ezek a becslések jól reprodukálták a szerves ^{14}C -re általánosan ajánlott 40 napos biológiai felezési időt. A lekötött effektív dózist a szervezetben 50 év alatt végbemenő összes bomlást integrálva kaptam meg.

A közvetlen számítási módszerek esetén külön vizsgáltam a felszívódott aktivitás vizelettel ürülő hányadát, mivel ennek az aránynak a megválasztása döntő fontosságú a modell szempontjából. Az ICRP 134. kiadványa [15] szerint a vizelettel történő ^{14}C -kiválasztás arány 1 és 100 % között változhat. További irodalmi ajánlás alapján [44] a szerves ^{14}C vegyületek esetében a vizelettel történő kiválasztás aránya 10-52%, így konzervatív megközelítésként a tartomány alsó határát (10%) használtam. A dózisbecslés eredményének pontosítása érdekében kiegészítő elemzést végeztünk székletminta mérésével. Az elvégzett vizsgálatok alapján a vizelet- és székletkiválasztás aránya a mintavétel napján 9:1. Mivel részletesebb adatok nem álltak rendelkezésre, érzékenységvizsgálattal állapítottam meg vizelettel történő kiválasztás arányának jelentőségét. Az elvégzett elemzéseim alapján a vizelettel történő kiválasztás arányának 90%-ra történő megválasztása körülbelül 40%-os csökkenést okoz a dózisban, míg a vizelettel ürülő hányad 10%-ra történő csökkentése esetén az effektív dózis több mint ötszörösére nő.

A dózisbecslés szempontjából kiemelt szerepe van, hogy egy-egy DTPA kezelés hatása meddig mutatkozik meg a vizeletmérési adatokban. A dózisbecslés egyik egyszerű megközelítése az, hogy a terápia által érintett adatokat kizárja az számolásokból, és csak azokat az adatokat vesszi figyelembe, amelyeknél a kezelés hatása már nem mutatható ki. Az IDEAS-irányelv [11] azt az ajánlást fogalmazza meg, hogy a terápia befejezése után 20 napnál később gyűjtött adatokat már fel lehet használni a dózisbecsléshez, mert ennyi idő elegendő ahhoz, hogy a DTPA kezelés hatása jelentősen csökkenjen, és a vizeletmérési eredmények már a radioaktív anyag természetes kiürülési folyamatát tükrözzék. Azonban más források ennél hosszabb időt javasolnak, az amerikai gyakorlat szerint [84] körülbelül 100 napot kell várni a kelátképzés hatásának megszűnésére, és csak az ezt követő mérési adatokat lehet felhasználni a dózisbecsléshez [86]. Az erre irányuló vizsgálataim azt mutatták, hogy az 50 nap elteltével mért vizeletmérési adatok már beilleszthetők az ^{241}Am -től származó dózisbecslésbe.

A különböző mérési adatok és abszorpciós paraméterek felhasználásával végzett vizsgálataim több kulcsfontosságú megállapítást és eredményt szolgáltatottak. Az esetspecifikus dózisbecslések pontosításához a tüdő- és vizeletmérési adatok kombinálása és a megfelelő abszorpciós paraméterek

alkalmazása szükséges. A több vizeletmérési adat felhasználása szűkebb és pontosabb tartományban mozgó dózisbecslést eredményez, csökkentve a bizonytalanságot és növelve a megbízhatóságot. A több adatsor együttes alkalmazása során egyértelmű volt, hogy specifikus abszorpciós paraméterek optimalizálása szükséges ahhoz, hogy a mérési adatok illeszkedni tudjanak a kiürülési modellekhez.

A teljes mérési és dózisbecslési folyamat elemzésével feltárhatóak voltak azok a lépések, amelyek a legnagyobb mértékben befolyásolják az eredmények pontosságát és megbízhatóságát.

A belső sugárterhelés meghatározása során tehát különböző eszközökkel és módszerekkel kell rendelkezünk annak érdekében, hogy a mérések és az abból történő dózisbecslés során kellő körültekintéssel tudjunk eljárni. A mérési adatok bizonytalansága kiemelten fontos tényező a dózisbecslés pontosságában: a mérőeszközök kalibrálási hibái, a mintavételi technikák pontatlansága és a mérési protokollok mind hozzájárulhatnak a végső dózisbecslés bizonytalanságához. Az elvégzett vizsgálataim alapján látható, hogy a dózisbecslés során a mérési adatok bizonytalansága is jelentős szerepet játszik, azonban a becsült dózisokra vonatkozó teljes bizonytalanságban az egyéb tényezőkből származó bizonytalanságok mellett ez a tényező háttérbe szorul. Ennek fényében akár feleslegesnek is tűnhet a mérési adatok minden határon túl történő finomítása, a dózisbecslés során felhasznált paraméterek bizonytalanságaival szemben.

A belső sugárterhelés meghatározása során mindig szem előtt kell tartani a „graded approach” szemléletet. Ez a megközelítés biztosítja, hogy a befektetett munka és erőforrások arányba álljanak a sugárterhelés mértékével és a kockázatokkal. A pontos dózisbecslés és a megfelelő védelem biztosítása érdekében az alacsony kockázatú helyzetekben elegendőek egyszerűbb módszerek, magas kockázatú helyzetekben részletesebb és összetettebb megközelítések szükségesek.

9 Új tudományos eredmények

- 1. tézispont:** A laboratóriumban rendelkezésre álló eszközök jellemzőihez illeszkedve mérési protokollt dolgoztam ki a szervezetbe került, inhomogén eloszlású ^{241}Am izotóp aktivitásának meghatározására. Megállapítottam, hogy kis energiájú γ -sugárzást kibocsátó izotópok (pl. ^{241}Am) felvételét követő, tüdőre vonatkozó résztestmérések esetén, HPGe detektorral, különböző kialakítású (eltérő izotópeloszlás, különböző vastagságú szövetekvivalens anyagok) fantomokkal végzett kalibrációkkal meghatározott számlálási hatásfokok között, az adott energiánál, akár 10%-ot elérő eltérés lehetséges. Igazoltam, hogy a mellkas rétegvastagsága kiemelt jelentőségű, és figyelembevétele 15-50%-ban csökkenti az ebből adódó mérési bizonytalanságot, javítva a dózisbecslés pontosságát. [P1][p1][p2][p3]
- 2. tézispont:** Megállapítottam, hogy a mellkas egyes szerveiben található radioizotópoknak jelentős keresztthatása lehet más szervek felett végzett mérések esetén: a radioaktivitást tartalmazó tüdő a máj feletti mérésekre 20-40%-os relatív hatással van, míg a májban lévő aktivitás esetén a tüdő feletti mérésekre gyakorolt keresztthatás 10% alatti. Igazoltam, hogy a szegycsont feletti mérési pozíció kevésbé érzékeny a keresztthatásból származó bizonytalanságra. Az általam javasolt és az adott mérési geometriára kidolgozott módszer alkalmazásával jelentősen javítható a belső sugárterhelés egésztestszámlálóval végzett méréseinek pontossága, így növelve a mérések megbízhatóságát és a sugárterheléssel kapcsolatos döntések megalapozottságát. [P1][p1][p2][p3]
- 3. tézispont:** Saját mérésekkel, valamint a laboratóriumban rendelkezésre álló detektorra és pajzsmirigyfantomokra kidolgozott numerikus modellek Monte Carlo szimulációjával igazoltam, hogy a pajzsmirigy mérése esetén a kalibráláshoz alkalmazott különböző fizikai kialakítású fantomok 3%-ot nem meghaladó eltérést okoznak a végeredményében. Bizonyítottam, hogy pajzsmirigy esetén a felnőtt méretre kalibrált mérési hatásfok mintegy 10%-os szisztematikus hibát okoz a mérési eredményben, ha azt 5 éves gyerekekre alkalmazzuk. A szerv előtti szövet rétegvastagságának milliméterenkénti növekedése felnőtt, tinédzser és gyermek pajzsmirigyfantom mérése esetén rendre 1,5-2,5%-os, 1,0-2,5%-os, és kevesebb mint 1,0%-os csökkentést okoz a mérési hatásfokban a detektor távolságának függvényében. [P2] [P3] [P4] [p4] [p5] [p6] [p7] [p8]
- 4. tézispont:** Biológiai minták ^3H aktivitáskoncentrációjának folyadékszintillációs méréssel történő meghatározása során a hatásfok számítására különböző módszerek szolgálnak, amelyek közül leggyakrabban a standard addíciót vagy a quench (kioltás) görbe illesztést alkalmazzák: megmutattam, hogy ezek a módszerek akár 10%-os eltérést is okoznak a hatásfok eredményében. Megismertem a két módszer előnyeit és komplex mintákon tapasztalt hátrányait, új módszert dolgoztam ki a ^3H mérés hatásfokjának meghatározására. A kombinált módszer lényege, hogy a valós, hasonló tulajdonságúnak tekinthető mérési mintákat először a standard addíciós módszernek megfelelően ismert aktivitás hozzáadásával spike-olom, majd ezeket együttesen kezelve a kioltási tulajdonságra jellemző tSIE – számlálási hatásfok értékpárokat állítok elő. Az így előálló értékpárookra egy szűk tartományban egyszerű függvényt (az általam vizsgált esetben regressziós egyenest) illeszttek, tehát kalibrációs függvényt kapok, amelyből a vizsgált minta tSIE-értékéhez leolvasható a korrigált számlálási hatásfok. Igazoltam, hogy a kombinált módszer alkalmazása előnyös, mert a különböző bizonytalansági forrásokat kiegyenlíti, amivel a mérési pontosság

összességében növekszik, különösen komplex minták esetében. A módszer alkalmazhatóságát és annak előnyeit nemzetközi összeméréseken, valódi vizelet mintákon mutattam meg [P5] [p5] [p9] [p10] [p11].

5. **tézispont:** Egy ismeretlen felvételi körülmények között történt ^{14}C -inkorporáció esetét vizsgálva megmutattam, hogy a szakirodalomban ajánlott modellek nem minden esetben alkalmasak pontos dózisbecslésre, de megfelelő jelzést adnak a kivizsgálás szükségességére. Retenciós függvényeken alapuló modelleket dolgoztam ki, amelyek nagy mennyiségű vizeletmérési adat rendelkezésre állása esetén lehetőséget adnak esetspecifikus dózisszámítások elvégzésére. Megmutattam, hogy az aktuális szakirodalmi módszerek alkalmazásával kapott dózis a vizsgált esetre majdnem 50-szerese volt az esetspecifikus dózisbecslés értékének. Rámutattam, hogy az esetspecifikus megközelítés továbbra is érzékeny marad a vizsgálat során nem mérhető paraméterek helyes kiválasztására, így pl. a vizelettel történő kiválasztási hányadnak 0,9-re történő megválasztása körülbelül 40%-os csökkenést okoz a becsült effektív dózis értékében, míg a vizelettel ürülő hányad 0,1-ra történő csökkentése esetén a becsült effektív dózis több mint ötszörösére nő a szakirodalomból átvett 0,59-es tényezővel kapott lekötött effektív dózishoz képest. [P6] [p12]
6. **tézispont:** Meghatároztam az ^{241}Am baleseti inkorporációját követően végzett orvosi javaslatra alkalmazott DTTPA deinkorporációs kezelés hatását vizeletmérési eredményekre és modellt dolgoztam ki az adatok megfelelő kiválasztására. Megállapítottam, hogy a DTTPA kezelés után 50 napon belül gyűjtött vizeletminták mérési eredményeinek felhasználása igen pontatlan dózisbecsléshez vezet. Igazoltam, hogy az esetspecifikus dózisbecslések pontosításához a tüdő- és vizeletmérési adatok kombinálása és a megfelelő abszorpciós paraméterek alkalmazása szükséges, és így a dózisbecslés bizonytalansága már nem haladja meg a 10%-ot [p13][p14].

10 A tézispontokhoz kapcsolódó tudományos közlemények

A tézispontokhoz kapcsolódó folyóiratközlemények

- [P1] T. Pázmándi, A. András, I. Fehér, A. Kocsonya, A. Pántya, P. Zagyvai, "Calibration of a whole body counter for ^{241}Am with the LLNL chest phantom", *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 170, no. 1-4, pp. 225-230, Sept. 2016, <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv400>.
- [P2] A. Pántya, A. András, T. Pázmándi, P. Zagyvai, "Pajzsmirigy dózis meghatározása baleseti helyzetben", *Sugárvédelem*, vol. 10, no. 1, pp. 67-74, Aug. 2017, http://www.sugarvedelem.hu/sugarvedelem/docs/V10i1/Pan_V10i1.pdf.
- [P3] D. Broggio, S. Baudé, A. Belchior, V. Berkovskyy, Y. Bonchuck, J. Dewoghélaère, G. Etherington, P. Fojtík, D. Franck, J.M. Gomez-Ros, D. Gregoratto, J. Helebrant, G. Hériard Dubreuil, J. Hülka, M. Isaksson, A. Kocsonya, A. L. Lebacqz, I. Likhtarev, P. Lombardo, M. A. Lopez, I. Malátová, J. W. Marsh, I. Mitu, O. Monteiro Gil, M. Moraleda, J. F. Navarro, J. Oško, A. Pántya, T. Pázmándi, B. Perez, V. Pospisil, G. Ratia, M. A. Saizu, P. Szántó, P. Teles, K. Tymińska, F. Vanhavere, P. Vaz, T. Vrba, I. Vu, M. Youngman, P. Zagyvai, "Child and adult thyroid monitoring after a reactor accident (CATHYARA): Technical recommendations and remaining gaps", *Radiations Measurements*, vol. 128, Article 106069, Sept. 2019, <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2019.02.008>.
- [P4] A. L. Lebacqz, M. A. Saizu, M. Takahashi, M. Isaksson, B. Bravo, J. Brose, L. Csizmadia, P. Fojtík, J. Kövöndiné-Kónyi, G. Lünendonk, O. Meisenberg, N. Mosimann, J. Oško, A. Pántya, D. Saurat, G. Taba, T. Torvela, Z. Vagfoldi, I. Vilardi, I. Vu, M. Youngman, P. Zoriy, T. Beaumont, D. Franck, D. Broggio, "European intercomparison on the measurement of I-131 in thyroid of adults and children", *Radiations Measurements*, vol. 129, Article 106178, Oct. 2019, <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2019.106178>.
- [P5] A. Pántya, Á. Dálnoki, A. R. Imre, P. Zagyvai, T. Pázmándi, "Tritium internal dose estimation from measurement with liquid scintillators", *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 137, pp. 18-22, July 2018, <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.02.031>.
- [P6] A. Pántya, P. Zagyvai, A. Remeli, L. Tyukodi, T. Pázmándi, "Dose assessment with different methods after exposure to ^{14}C -labelled compounds", *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 197, no. 2, pp. 78-88, Dec. 2021. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncab162>.

A tézispontokhoz kapcsolódó konferenciaközlemények

- [p1] A. Pántya, A. András, I. Harangozó, A. Kocsonya, T. Pázmándi, Á. Szegvári, P. Zagyvai, (21-23-April 2015) "Egésztestszámláló kalibrálása ^{241}Am izotópot tartalmazó LLNL fantommal", Bemutatva: *XL. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam*, Hajdúszoboszló, Hungary. Elérhető: <https://elftsv.hu/svonline/docs/kulonsz/2015sv/eloadasok/39.pdf>
- [p2] T. Pázmándi, A. András, I. Fehér, A. Kocsonya, A. Pántya, P. Szántó, P. Zagyvai, (20-24 April 2015) "Calibration of a whole body counter for ^{241}Am with the LLNL chest phantom", Bemutatva: *Individual Monitoring of Ionising Radiation (IM 2015)*, Brugge, Belgium.

- [p3] A. Pántya, A. Andrási, T. Pázmándi, P. Zagyvai, (9-13 May 2016), „Improvement of the dose estimation in case of an occupational ^{241}Am incorporation Event”, Bemutatva: *Proceedings of the 14th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA 14)*, Cape Town, South Africa, 2016 p. 1004. Elérhető: <https://www.irpa.net/docs/IRPA14%20Proceedings%20Volume%202.pdf>
- [p4] P. Zagyvai, A. Pántya, T. Pázmándi, (10-12 October 2016) ”A gyors radiojód-analízis szerepe a nukleáris balesetelhárításban – Új nemzetközi projektek”, Bemutatva: *21. Őszi Radiokémiai Napok*, Balatonszárszó, Hungary, p. 94. Elérhető: https://public.ek-cer.hu/~lazar/Kem-Tud-Oszt_Rad-Kem-Biz/5_ORN/ORN_2016_prog+abst.pdf
- [p5] A. Pántya, A. Andrási, T. Pázmándi, P. Zagyvai, (25-27 April 2017) ”Pajzsmirigy dózis meghatározása baleseti helyzetben gyermekek és felnőttek esetén”, Bemutatva: *XLII. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam*, Hajdúszoboszló, Hungary. Elérhető https://elftsv.hu/svonline/docs/kulonsz/2017sv/szerda/Hszob_Cathy_final.pdf
- [p6] A. Pántya, (June 6 2018) ”Uncertainty of measurements for internal dose estimation”, Bemutatva: *Proceedings of the PhD workshop of the Physics Doctoral School at the Faculty of Science Budapest University of Technology and Economics (szerk. Simon, Ferenc)*, pp. 48-58, Budapest, Hungary, 2018.
- [p7] A. Pántya, A. Andrási, D. Jakab, T. Pázmándi, P. Zagyvai, (4-8 June 2018) ”Uncertainty estimation of thyroid activity measurement and its consequences in dose assessment,” in *Proceedings of 5th European IRPA Congress*, The Hague, Netherlands, 2018, pp. 305-309. Elérhető: <https://irpa2018europe.com/wp-content/uploads/2019/08/IRPA2018-Proceedings-v2sec.pdf>
- [p8] A. Pántya, T. Pázmándi, L. Horváth, P. Zagyvai, (14-18 June 2021) ”Monte Carlo simulation for optimization of thyroid measurements”, Bemutatva: *9th International Conference on Radiation in Various Fields of Research (RAD 2021)*, Herceg Novi, Montenegro. Elérhető: https://rad2021.rad-conference.org/vs/RAD_2021-Anna_P%C3%A1ntya.pdf.
- [p9] T. Pázmándi, D. Jakab, A. Pántya, (20-22 June 2018) ”Uncertainties in analysis of urine samples”, Bemutatva: *PROCORAD Annual Meeting*, Ispra, Italy.
- [p10] A. Pántya, T. Pázmándi, P. Zagyvai, (17-19 April 2018) ”Tríciumtól származó belső sugárterhelés becslése és annak bizonytalansága folyadék szcintillációs mérések alapján”, Bemutatva: *XLIII. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam*, Hajdúszoboszló, Hungary. Elérhető: https://elftsv.hu/svonline/docs/kulonsz/2018sv/Sz/6.%20ppt_pantya_tricium.pdf
- [p11] A. Pántya, T. Pázmándi, P. Zagyvai, (25-28 March 2019) „Uncertainty of internal dose estimation from tritium exposure”, Bemutatva: *First Tritium School*, Ljubljana, Slovenia, p. 36 Elérhető: https://transat-h2020.eu/wp-content/uploads/2019/03/Tritium-school_BookOfAbstracts_webpage-corr.pdf
- [p12] A. Andrási, A. Pántya, T. Pázmándi, P. Zagyvai, (18-20 October 2021) ” ^{14}C inkorporáció dózisbecslésének függése az inkorporált vegyület típusától”, Bemutatva: *26. Őszi Radiokémiai Napok*, Balatonszárszó, Hungary, p. 115. Elérhető: https://public.ek-cer.hu/~lazar/Kem-Tud-Oszt_Rad-Kem-Biz/5_ORN/ORN_2021_konferenciakiadvany.pdf

- [p13] T. Pázmándi, A. András, A. Pántya, (16-18 April 2019) "Belső sugárterhelés meghatározása területén szerzett ICIDOSE nemzetközi gyakorlat tapasztalatai", Bemutatva: *XLIV. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam*, Hajdúszoboszló, Hungary. Elérhető: https://elftsv.hu/svonline/docs/kulonsz/2019sv/2_3_2_PaT.pdf
- [p14] A. András, T. Pázmándi, A. Pántya, C.M. Castellani, A. Giussani, R. Grareth, (16-18 April 2019) „A hazai ²⁴¹Am inkorporációs sugárbaleset dozimetriája az ICIDOSE eredmények tükrében”, Bemutatva: *XLIV. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam*, Hajdúszoboszló, Hungary. Elérhető: https://elftsv.hu/svonline/docs/kulonsz/2019sv/2_3_1_AnA.pdf

További tudományos közlemények

- [op1] A. Pántya, T. Pázmándi, P. Zagyvai, "Útmutató kidolgozása a belső sugárterhelés monitorozásához –1. rész", készült az Országos Atomenergia Hivatal megrendelésére (OAH-ABA-46/17-M), EK-SVL-2018-263-01-01-01, 2018.
- [op2] A. Pántya, T. Pázmándi, P. Zagyvai, "Útmutató kidolgozása belső sugárterhelés monitorozásához –2. rész", készült az Országos Atomenergia Hivatal megrendelésére (OAH-ABA-44/18-M), EK-SVL-2018-263-02-01-01, 2018.
- [op3] A. Pántya, T. Pázmándi, P. Zagyvai, "Útmutató kidolgozása a belső sugárterhelés monitorozásához –3. rész", készült az Országos Atomenergia Hivatal megrendelésére (OAH-ABA-22/19-M), EK-SVL-2020-263-01-01-01, 2019.
- [op4] E. Davesne, R. Bull, J. Anderson, D. Bingham, A. Birchall, C.M. Castellani, C. Challeton-de Vathaire, M. L. Fernandez, M. Froning, A. Giomi, A. L. Lebacqz, J. Oško, I. Gomez Parada, A. Pántya, A. G. Rojas, A. Rojo, M. Takahashi, K. Tani, E. Blanchardon, "Uncertainties in internal dose assessment: Lifetime dose assessment for three example workers occupationally exposed to uranium - Analysing the intercomparison results," EURADOS Report 2017-03, ISBN 978 3 943701-16-6, Neuherberg, 2017.

12 Hivatkozások

- [1] Castellani, C.M. *et al.* (2019) 'InterComparison on Internal DOSE Assessment – ICIDOSE 2017 Analysing the Intercomparison Results', *EURADOS Report*, 01.
- [2] International Atomic Energy Agency (2007) 'Intercomparison Exercise on Internal Dose Assessment: Final Report of a Joint IAEA-IDEAS Project', IAEA-TECDOC-1568, Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [3] Fehér I., Deme S. (szerk.) (2010) 'Sugárvédelem', *ELTE Eötvös Kiadó*, Budapest.
- [4] European Commission Directorate - General for Energy (2015) 'Medical radiation exposure of the european population', Radiation Protection N° 180, Luxembourg: Publications Office of the European Union.
- [5] International Commission on Radiological Protection (2007) 'The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection', *ICRP Publication* 103., 37 (2–4).
- [6] International Commission on Radiological Protection (1977) 'Recommendations of the ICRP', *ICRP Publication* 26, 1(3).
- [7] European Commission Directorate-General for Energy (2018) 'Technical Recommendations for Monitoring Individuals for Occupational Intakes of Radionuclides', Radiation Protection N° 188, Luxembourg: Publications Office of the European Union.
- [8] 2/2022. (IV. 29.) OAH rendelet az ionizáló sugárzás elleni védelemről és a kapcsolódó engedélyezési, jelentési és ellenőrzési rendszerről.
- [9] 16/2000. (VI. 8.) EüM rendelet, az atomenergiáról szóló 1996. évi CXVI. törvény egyes rendelkezéseinek végrehajtásáról, 2016.01.15-ig érvényes változat.
- [10] International Organization for Standardization (2006) Radiation protection – Monitoring of workers occupationally exposed to a risk of internal contamination with radioactive material (ISO Standard No. 20553:2006).
- [11] Castellani, C.M., *et al.* (2013) 'IDEAS Guidelines (Version 2) for the Estimation of Committed Doses from Incorporation Monitoring Data', *EURADOS Report*, 01.
- [12] ICRP (1997) 'Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers (preface and glossary missing)', *ICRP Publication* 78, 27 (3-4).
- [13] International Organization for Standardization (2011) Radiation protection – Dose assessment for the monitoring of workers for internal radiation exposure (ISO Standard No. 27048:2011).
- [14] International Commission on Radiological Protection (2015) 'Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1', *ICRP Publication* 130, 44(2).
- [15] International Commission on Radiological Protection (2016) 'Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2' *ICRP Publication* 134. 45(3/4).
- [16] International Commission on Radiological Protection (2017) 'Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3', *ICRP Publication* 137, 46(3/4).
- [17] International Commission on Radiological Protection (2019) 'Occupational Intakes of Radionuclides: Part 4', *ICRP Publication* 141, 48(2/3).
- [18] Berkovski, V., Bonchuk, Y. és Ratia, G. (2003) "Dose per Unit Content" Functions: A Robust Tool for the Interpretation of Bioassay Data', *Radiation Protection Dosimetry*, 105(1–4), pp. 399–402. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006268>.
- [19] International Commission on Radiological Protection (1994) 'Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection', *ICRP Publication* 66, 24 (1-3).

- [20] International Commission on Radiological Protection (1991) '1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection', *ICRP Publication* 60, 21(1-3).
- [21] International Commission on Radiological Protection (2006) 'Human Alimentary Tract Model for Radiological Protection', *ICRP Publication* 100, 36 (1-2).
- [22] National Council on Radiation Protection and Measurements (2007) 'Development of a Biokinetic Model for Radionuclide Contaminated Wounds and Procedures for their Assesment, Dosimetry and Treatment', *NCRP Report*, 156.
- [23] International Atomic Energy Agency (1996) 'Direct Methods for Measuring Radionuclides in the Human Body', *Safety Series*, 114.
- [24] Lopez, M. A. and Bravo, T. N. (2000) 'A Low Energy Germanium Detector System for Lung Counting at the WBC Facility of CIEMAT', *Radiation Protection Dosimetry*, 89(3), pp. 221–227. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a033068>.
- [25] International Organization for Standardization (2010) Radiation protection – Performance Criteria for Radiobioassay (ISO Standard 28218:2010).
- [26] Molnár Zs. (2007) 'Mérés folyadékszintillációs mérés technikával', *Hallgatói mérési útmutató*, BME, Budapest
- [27] Currie, L.A. (1968) 'Limits for qualitative detection and quantitative determination. Application to radiochemistry', *Analytical Chemistry*, 40(3), pp. 586–593. <https://doi.org/10.1021/ac60259a007>.
- [28] International Atomic Energy Agency (2014) 'Quantifying Uncertainty in Nuclear Analytical Measurements', IAEA-TECDOC-1401. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [29] JCGM 100 (2008) Evaluation of Measurement Data – Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. Elérhető: http://www.bipm.org/utils/common/documents/jcgm/JCGM_100_2008_E.pdf (letöltve: 2024.08.27.).
- [30] Moss, W.D. *et al.* (1969) 'A Study of the Variations Found in Plutonium Urinary Data', *Health Physics*, 17(4), pp. 571–578. <https://doi.org/10.1097/00004032-196910000-00006>.
- [31] Marsh, J.W. *et al.* (2007) 'Evaluation of Scattering Factor Values for Internal Dose Assessment Following the IDEAS Guidelines: Preliminary Results', *Radiation Protection Dosimetry*, 127(1–4), pp. 339–342. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncm353>.
- [32] Marsh, J.W. *et al.* '(2008) Internal Dose Assessments: Uncertainty Studies and Update of Ideas Guidelines and Databases within CONRAD Project', *Radiation Protection Dosimetry*, 131(1), pp. 34–39. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn218>.
- [33] Riddell, A.E. és Britcher, A.R. (1994) 'PLUTO - A Software Package using the "Maximum Likelihood Method" to Fit Plutonium in Urine Data to an Excretion Function', *Radiation Protection Dosimetry*, 53(1–4), pp. 199–201. <https://doi.org/10.1093/rpd/53.1-4.199>.
- [34] National Council on Radiation Protection and Measurements (2009) 'Uncertainties in Internal Radiation Dose Assessment', *NCRP Report*, 164.
- [35] Paquet, F. (2022) 'Internal Dosimetry: State of the Art and Research Needed', *Journal of Radiation Protection and Research*, 47(4), pp. 181–194. <https://doi.org/10.14407/jrpr.2021.00297>.
- [36] Paquet F. *et al.* (2016) Assessment and interpretation of internal doses: uncertainty and variability. *Ann ICRP*. 2016;45(1 Suppl):202–214.

- [37] Public Health England (2014) Evaluation of a Detector System for Measurement of Low Energy Photon Emitting Radionuclides in the Body. Elérhető: <https://assets.publishing.service.gov.uk/media/5a7e020aed915d74e33ef737/PHE-CRCE-012.pdf> (letöltve: 2024.08.27.). ISBN 978-0-85951-758-4.
- [38] International Commission on Radiation Units and Measurements (2003) 'Retrospective Assessment of Exposure to Ionising Radiation', *ICRU Report*, 68.
- [39] Moraleda, M. és Gómez-Ros, J.M. (2010) 'Skeletal Contribution in Lung Measurements for the in Vivo Assessment of ^{241}Am ', *Radiation Measurements*, 45(1), pp. 136–138. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2009.11.033>.
- [40] Etherington, G. *et al.* (2017) CATHyMARA Report: Technical Guidelines for Radioiodine in Thyroid Monitoring. A jelentés száma: OPERRA Deliverable D5.31.
- [41] Marsh, J.W., Bailey, M.R. és Birchall, A. (2005) 'A step-by-step procedure to aid the assessment of intake and doses from measurement data', *Radiation Protection Dosimetry*, 114(4), pp. 491–508. <https://doi.org/10.1093/rpd/nch495>.
- [42] Etherington, G. *et al.* (2006) 'Uncertainties in doses from intakes of radionuclides assessed from monitoring measurements', *Radiation Protection Dosimetry*, 121(1), pp. 40–51. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncl152>.
- [43] Taylor, D.M. (2004) 'Biokinetic models for the behaviour of carbon-14 from labelled compounds in the human body: can a single generic model be justified?', *Radiation Protection Dosimetry*, 108(3), pp. 187–202. <https://doi.org/10.1093/rpd/nch027>.
- [44] Krins, A. *et al.* (2003) 'Determination of dose coefficients and urinary excretion function for inhalation of carbon-14-labelled benzene', *Radiation Protection Dosimetry*, 104(2), pp. 139–152. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006174>.
- [45] Manger, R.P. (2011) 'A generic biokinetic model for carbon-14', *Radiation Protection Dosimetry*, 143(1), pp. 42–51.
- [46] Bull, R.K. *et al.* (2003) 'An intake of americium oxide powder implactions for biokinetic models for americium' *Radiation Protection Dosimetry*, 105(1-4), pp. 369–373, <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006260>
- [47] Cohen, N., Sasso, T.L. és Wrenn, M.E. (1979) 'Metabolism of Americium-241 in Man: An Unusual Case of Internal Contamination of a Child and His Father', *Science*, 206(4414), pp. 64–66. <https://doi.org/10.1126/science.482925>.
- [48] Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) (2010) *Table of Radionuclides*, 5.
- [49] Mirion Technologies (2022) Detectors XtRa: ExtendedRange Coaxial Ge Detectors. Elérhető: https://mirionprodstorage.blob.core.windows.net/prod-20220822/cms4_mirion/files/pdf/spec-sheets/spc-183-en-a-xtra.pdf (letöltve: 2024.08.27.).
- [50] Nikl, I (1967) 'Fantomok alkalmazása dózismérésekhez' Az Országos Frédéric Joliot-Curie Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet 10 éve, p. 250, *Medicina, Könyvkiadó*, Budapest
- [51] Snyder, S.F. és Traub, R.J. (2010) 'The Livermore Phantom History and Supplementation', *Health Physics*, 98(3), pp. 459–465. <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e3181c03cc4>.
- [52] Mirion Technologies (2022) Comprehensive & Customizable Genie: Spectroscopy Software Suite. Elérhető: https://mirionprodstorage.blob.core.windows.net/prod-20220822/cms4_mirion/files/pdf/spec-sheets/spc-410-b-genie-4-0-software.pdf (letöltve: 2024.08.27.).

- [53] Lebacqz, A.L. *et al.* (2019) 'European intercomparison on the measurement of I-131 in thyroid of adults and children', *Radiation Measurements*, 129, Article 106178. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2019.106178>.
- [54] Gómez-Ros, J.M. *et al.* (2019) 'Age-dependent calibration factors for in-vivo monitoring of 131I in thyroid using Monte Carlo simulations', *Radiation Measurements*, 125, pp. 96–105. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2019.04.022>.
- [55] Gamma Technical Corporation (2013) Technical description and User's manual-NDI Intelligent scintillation detectors.
- [56] Gamma Technical Corporation (2012) Operation of the multi-purpose nuclear spectrometric software – MultiAct v4.29 software for NDI type detectors.
- [57] Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) (2004) *Table of Radionuclides*, 2.
- [58] International Commission on Radiation Units and Measurements (1992) 'Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection', *ICRU Report*, 48.
- [59] International Commission on Radiological Protection (2002) 'Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values', *ICRP Publication* 89, 32(3–4).
- [60] Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) (2006) *Table of Radionuclides*, 3.
- [61] Taba, G. (2014) 'Trícium belső sugárterhelés meghatározása vizeletből' *Sugárvédelmi füzetek* SOTE, Budapest. Elérhető: <https://semmelweis.hu/sugarvedelem/files/2016/04/2014-tr%C3%ADcium-meghat%C3%A1roz%C3%A1sa-vizeletb%C5%91l-sug%C3%A1rv%C3%A9delmi-f%C3%BCzetek-TG.pdf> (letöltve: 2024.08.27.).
- [62] Verrezen, F., Loots, H. és Hurtgen, C. (2008) 'A performance comparison of nine selected liquid scintillation cocktails', *Applied Radiation and Isotopes*, 66(6–7), pp. 1038–1042. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2008.02.050>.
- [63] Deák, J. (1973) 'Természetes radioizotópok alkalmazása a felszínalatti vizek kutatásában' *Magyar Geofizika*, 14(5-6) pp. 200-211
- [64] Thomson, J. (2001) 'Use and Preparation of Quench Curves in Liquid Scintillation Counting', Packard BioScience Company. Elérhető: http://www.scar.utoronto.ca/~gurd/BgyC23/quench_curves.pdf (letöltve: 2024.08.27.).
- [65] International Atomic Energy Agency (2002) 'Investigation of Uncertainty Sources in the Determination of Beta Emitting Tritium in the UAL' Elérhető: <http://www-ns.iaea.org/downloads/rw/ppss/quality-management/uncertainty-beta-measurement.pdf> (letöltve: 2024.08.27.).
- [66] Knetsch, G.J., Kwakman, P.J.M., (2015) Uncertainties in measurements using LSC quenchcurves. Warwick, P. (Ed.), Environmental Radiochemical Analysis V. *The Royal Society of Chemistry*, pp. 214–221.
- [67] Fry, F.A., Lipsztein, J.L. és Birchall, A. (2003) 'The ICRP working party on bioassay interpretation', *Radiation Protection Dosimetry*, 105(1–4), pp. 297–302. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006244>.
- [68] Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) (2013) *Table of Radionuclides*, 7.
- [69] Kramer, G.H. és Bouchard, P.M. (1987) 'The optimization of the estimation of carbon-14 in urine', AECL-9100. Chalk River, Ontario: Atomic Energy of Canada Limited.

- [70] International Commission on Radiological Protection (1981) 'Limits for Intakes of Radionuclides by Workers', *ICRP Publication* 30 (Part 3), 6(2–3).
- [71] Birchall, A. *et al.* (2003) 'IMBA expert(r): Internal dosimetry made simple', *Radiation Protection Dosimetry*, 105(1–4), pp. 421–425. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006273>.
- [72] International Commission on Radiological Protection (1990) 'Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides - Part 1', *ICRP Publication* 56, 20(2).
- [73] International Commission on Radiological Protection (1993) 'Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides – Part 2: Ingestion Dose Coefficients', *ICRP Publication* 67, 23 (3–4).
- [74] International Commission on Radiological Protection (1994) 'Dose Coefficients for Intakes of Radionuclides by Workers', *ICRP Publication* 68, 24(4).
- [75] International Commission on Radiological Protection (1995) 'Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides - Part 4: Inhalation Dose Coefficients', *ICRP Publication* 71, 25(3–4).
- [76] Birchall, A. *et al.* (2006) 'IMBA Professional Plus: a flexible approach to internal dosimetry', *Radiation Protection Dosimetry*, 125(1–4), pp. 194–197. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncl171>.
- [77] James, C. A. *et al.* 'IMBA Professional Plus (Vers. 4.0) - User Manual' Elérhető: <https://ramp.nrc-gateway.gov/codes/imba/docs/user-guide> (letöltve: 2024.08.27.).
- [78] Bull, R. és Roberts, G. (2015) 'An intake of C14-labelled dichlorobenzene', *Radiation Protection Dosimetry*, 163(1), pp. 22–26. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncu049>.
- [79] International Commission on Radiological Protection (1975) 'Report of the Task Group on Reference Man', *ICRP Publication* 23.
- [80] Pázmándi, T. *et al.* (2016), 'Calibration of whole body counter for ²⁴¹Am with the LLNL chest phantom', *Radiation Protection Dosimetry*, 170(1–4), pp. 225–230. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv400>
- [81] National Institute of Radiological Sciences (no date) Mondal3: Support System for Internal Dosimetry. Elérhető: <https://www.nirs.qst.go.jp/db/anzen/db/RPD/mondal3.php> (letöltve: 2024.08.27.).
- [82] Zagyvai P., Kovács-Széles É., Pázmándi T., Pántya A. és Zagyvai M. (2016) 'Amerícium-241 szennyeződés felszámolásával kapcsolatos tevékenységek'. *Kutatási jelentés* EK-KFL-2016-344-01-01-1
- [83] Jech, J.J., Andersen, B.V. és Heid, K.R. (1972) 'Interpretation of Human Urinary Excretion of Plutonium for Cases Treated with DTPA', *Health Physics*, 22(6), pp. 787–792.
- [84] Dumit S. *et al.* (2020) 'Chelation Modeling: The use of ad-hoc models and approaches to overcome a dose assessment challenge', *Health Physics*, 118(2), pp. 193–205. DOI: 10.1097/HP.0000000000001134.
- [85] Carbaugh, E.H. *et al.* (2010) 'Case study three acute ²⁴¹Am inhalation exposure with DTPA therapy', *Health Physics*, 99(4), pp. 539–546. <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e3181d96943>.
- [86] Davesne, E. (2016) 'Influence DTPA treatment on internal dose estimates', *Health Physics*, 110(6), pp. 551–557

13 Függelék

13.1 Gauss-féle bizonytalanságterjedés

A bizonytalanságterjedés a már ismert bizonytalansággal rendelkező alpmennyiség(ek) – a (33) egyenletben X , például a radioaktív bomlások észlelt száma a mérés ideje alatt – és a belőlük származtatott mennyiség(ek) – a (33) egyenletben Z , például az intenzitás vagy a dózisteljesítmény – varianciája közötti összefüggést adja meg, ha statisztikailag független (nem korrelált) bemenő mennyiségekről beszélünk.

$$\text{Var}(Z) \approx \text{Var}(X) \cdot \left(\frac{\partial Z}{\partial X}\right)^2 \quad (33)$$

A felsorolt bizonytalansági összetevők közül egyes értékek viszonylag alacsonyak (azaz relatív bizonytalanságuk 0-hoz közeli szám), ezért az együttes bizonytalanság becslésénél az egyszerűsítés érdekében ezek elhanyagolhatók.

A mérési rendszer stabilitásából származó bizonytalanságokat (pl. környezeti tényezők, elektronikai zaj, stb) figyelembe kell venni a pontos eredményhez, viszont a rendszer stabilitásának biztosítása egyszerűbb feladat, mint a hibát korrigálni, így csak a stabil mérési rendszerben kapott eredményeket vesszük figyelembe.

Az energiakalibráció jelentős lépés a kiértékelésben, de az eredményét csak az izotóp azonosítására használják, így ennek bizonytalanságával nem kell számolni.

A hatásfok-kalibráció során egy illesztett függvényt kapunk eredményül, az egyes értékekhez tartozó bizonytalanságok meghatározása komplex feladat, melyhez például Monte Carlo szimulációt alkalmaznak.

A felezési idő és a γ -gyakoriság-adatok bizonytalansága az egyes radionuklidokra nuklidkönyvtárakban megtalálható. A véletlen és valós koincidenziából származó bizonytalanság számszerűsítését Monte Carlo számítással lehet elvégezni, melynek módszerére a dolgozatban nem térek ki.

A geometriából származó bizonytalanság standard mérési geometria használatával kiküszöbölhető lenne, de valós (emberi) mintáknál, amelyek alakja nem szabályos és nem standardizálható. A mintákon belüli önabszorpcióból származó bizonytalanság számítással korrigálható, de ha a mintaösszetétel nem pontosan ismert, vagy az inhomogenitás miatt mintán belül vagy mintáról mintára változik akkor az önabszorpciós korrekciós faktor valójában közelítéseken alapulva kerül meghatározásra és bizonytalanságok terhelik.

A csúcsterület számolása során fellépő bizonytalanság adja általában az radioaktivitás bizonytalanság legjelentősebb részét, ennek összetevői a nukleáris bomlás statisztikus jellege és a csúcsterület illesztőfüggvényének bizonytalansága.

A mért aktivitást vagy aktivitáskoncentrációt a (17) képlet segítségével számíthatjuk ki egy-egy minta esetén, figyelembe véve az egyes korrekciós tényezőket is.

$$A = \frac{N}{\eta * f_{\gamma} * t_s * M * K_1 * K_2 * K_3 * K_4 * K_5} \quad [Bq] \quad (34)$$

ahol,

- N a nettó csúcsterület,
- η a hatásfok értéke,
- f_{γ} a γ -gyakoriság,

M a minta tömege,

t_s a mérés idő,

K_i ($i=1, \dots, 5$) értékek jelölik a keresett aktivitás korrekciós faktorait: a holtidő idő és a mérési idő eltéréséből származó korrekciót, az izotóp számlálás során végbemenő bomlásának korrekcióját, az önnyelődés, valamint a véletlenszerű és valós koincidenziára vonatkozó korrekciós faktorokat tartalmazzák.

A számolt aktivitáskoncentráció értékéhez tartozó bizonytalanság a (34) általános összefüggés alkalmazásából előálló (35) és (36) képlet segítségével meghatározható, amelyben fel kell használni az aktivitáskoncentráció számolásánál szereplő mennyiségek bizonytalanságát. A képletben az egyes értékekhez tartozó bizonytalanságot u jelöli.

$$\frac{u_c(A)}{A} = \sqrt{\frac{u(M)^2}{M} + \frac{u(N)^2}{N} + \frac{u(f_\gamma)^2}{f_\gamma} + \frac{u(\eta)^2}{\eta} + \frac{u(K)^2}{K}} \quad (35)$$

$$\frac{u(K)}{K} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{u(K_i)^2}{K_i}} \quad (36)$$

Az aktivitás értékének bizonytalanságát a számított csúcsterületből származó bizonytalanság, a γ -gyakoriság értékének meghatározott bizonytalansága, és a hatásfokfüggvény illesztéséből származó hiba adja meg. Az alakfüggvény illesztéssel számított csúcsterület bizonytalanságát egyrészt az illesztőfüggvény várható alakjától való eltérés bizonytalansága, valamint a nukleáris statisztikusságból származó bizonytalanság adja.

13.2 LSC mérési bizonytalansága

A ^3H izotóp aktivitáskoncentrációjának kiszámítása, folyadékszintillációs módszert alkalmazva a 0-18,6 keV energia tartományban, a (37) egyenlettel adható meg.

$$A = \frac{N}{60 \cdot \eta \cdot m \cdot K} \quad [\text{Bq/l}] \quad (37)$$

ahol

A aktivitáskoncentráció [Bq/l]

N nettó beütésszám a trícium tartományban [cpm]

η mérési hatásfok [–]

m minta tömege [g]

A 60-as tényezőt a cpm-et cps-re történő átváltására használjuk, hogy az aktivitást Bq-ban kapjuk meg.

K bomlási korrekciós tényező

$$K = e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t_e} \quad [–] \quad (38)$$

ahol

t_e mintavétel időpontjától a mérés időpontjáig eltelt idő [év]

$T_{1/2}$ ^3H izotóp felezési ideje [év]

Az aktivitáskoncentráció bizonytalansági forrásai:

1. a ^3H izotóp energia tartományában lévő beütések,

2. a minta tömeg
3. a határfok
4. a bomlási korrekció
5. a mérési idő (<0,1%)
6. a hőmérséklet (<0,1%)

A bizonytalansági összetevők számszerűsítése

1. Nettó beütésszámból származó bizonytalanság

A nettó beütésszám meghatározásához háttér korrekciót kell alkalmazni, a (39) egyenlet alapján

$$N = S - B \quad [-] \quad (39)$$

ahol

- N a minta nettó beütésszáma a trícium tartományban [*cpm*]
 S a minta bruttó beütésszáma a trícium tartományban [*cpm*]
 B a háttér minta beütés száma a trícium tartományban [*cpm*]

A számlálás bizonytalansága,

$$Var(N) = \sigma^2 = N, \text{ ha } N = S - B, Var(N) = Var(S) - Var(B) = S + B \quad [-] \quad (40)$$

A minta szórását a minta átlagához hasonlítva kapjuk meg a relatív szórást.

$$r_N = \frac{\sqrt{S + B}}{S - B} \quad [-] \quad (41)$$

az ismételt mérés bizonytalansága.

$$\bar{N} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n N_i, \quad Var(\bar{N}) = \frac{\bar{N}}{n}, \quad r_N = \frac{1}{\sqrt{\bar{N} \cdot n}} \quad [-] \quad (42)$$

2. A minta térfogatának bizonytalansága

A mérésekhez 1 ml vizeletmintát pipettáztam a küvetába. A térfogat három fő bizonytalansági forrásnak van kitéve:

- A hitelesített, állítható pipetta bizonytalansága.
- A beállított pipetta ismételhetsége
- A tényleges hőmérséklet eltér attól a hőmérséklettől, amelyen a pipetta térfogatát meghatározták.

Kalibrálás: A gyártó a 1 ml-es pipettára 0,6%-os pontatlanságot ad meg. A egyenletes eloszlást feltételezve.

Ismételhetőség: A töltési ingadozásokból adódó bizonytalanságot tíz töltési sorozatból becsültem meg tára mérleggel visszamérve, és 0,2%-os standard bizonytalanságot kaptunk, ami nagyon hasonló a gyártó által megadott értékhez.

Hőmérséklet: A gyártó szerint a pipettát 20-25°C közötti hőmérsékleten kalibrálták. Mivel a laboratórium hőmérséklete ezen a határon belüli esik, az ebből a hatásból eredő bizonytalanság elhagyható.

A hozzájárulásokat a következőképpen kombináljuk a standard bizonytalansághoz $u(V)$:

$$u(V) = 0,35 + 0,11 = 0,46\%.$$

3. Mérési hatásfoktól származó bizonytalanság

- *Standard addíció*

$$\eta = \frac{S_{spike} - S}{A_{spike} \cdot m \cdot \rho} \quad [-] \quad (43)$$

ahol,

$$A_{spike} = A_{C,ref} \cdot e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} \cdot m_{spike} \quad [dpm] \quad (44)$$

A spike-olt minta számlálási bizonytalansága:

$$r_{S_{spike}} = \sqrt{\left(\frac{1}{\sqrt{S_{spike} \cdot n}}\right)^2} \quad [-] \quad (45)$$

A spikolt aktivitás bizonytalansága:

$$\frac{u(A_{spike})}{A_{spike}} = \sqrt{\left(\frac{u(A_{C,ref})}{A_{C,ref}}\right)^2 + \left(\frac{u(m_{spike})}{m_{spike}}\right)^2 + \left(\frac{u(K)}{K}\right)^2} \quad [-] \quad (46)$$

ahol

$A_{C,ref}$	a ^3H referencia oldat aktivitáskoncentrációja [dpm/g]
m_{spike}	a spike tömege, amit a referencia oldatból kiveszünk [g]
K	bomlás korrekciós tényező $K = e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t_e}$
t_e	a referencia időponttól a mérés időpontjáig eltelt idő [év]
$T_{1/2}$	a trícium felezési ideje [év]

A minta számlálási bizonytalansága:

$$r_s = \sqrt{\left(\frac{1}{\sqrt{S \cdot n}}\right)^2} \quad [-] \quad (47)$$

A minta tömegének bizonytalansága:

$$m = m_{rep} + m_{read} + m_{lin} \quad [g] \quad (48)$$

A gyártó három bizonytalansági forrást jelöl meg a taramérésnél:

m_{rep} a megismételhetőség $\sim \pm 0,0001$ g, normál eloszlás szerint.

m_{read} a mérleg leolvashatósága (digitális felbontás) $\sim \pm 0,0001$ g, egyenletes eloszlást feltételezve.

m_{lin} a mérleg kalibrációs funkciójának (linearitás és érzékenység) bizonytalanságából eredő hozzájárulás $\sim \pm 0,0002$ g, egyenletes eloszlást feltételezve.

Ezeket az összetevőket a súlykülönbség miatt kétszer kell figyelembe venni. A három komponensek kombinálásával kapjuk a standard bizonytalanságot $u(m)$.

$$u(m) = \sqrt{(0,0001)^2 + 2 \cdot \left(\frac{0,0001}{\sqrt{3}}\right)^2 + 2 \cdot \left(\frac{0,0002}{\sqrt{3}}\right)^2} = 2,1 \times 10^{-4} \text{ g} \quad (49)$$

A standard addícióval számolt hatásfok bizonytalansága

$$\frac{u(\eta)^{Std.add}}{\eta} = \sqrt{\left(\frac{1}{\sqrt{S_{spike} \cdot n}}\right)^2 + \left(\frac{1}{\sqrt{S \cdot n}}\right)^2 + \left(\frac{u(A_{spike})}{A_{spike}}\right)^2 \left(\frac{u(m)}{m}\right)^2} = 1,75\% \quad [-] \quad (50)$$

- **Quench görbe illesztés**

Az kioltási görbe kalibráláshoz 10 színes mintát használtam, amelyeket ismert tríciumaktivitással spikoltam.

A kioltási görbe mérési hatásfoka a következőképpen számítandó:

$$\eta_i = \frac{N_i}{A_{spike,i}} \cdot 100 \quad [-] \quad (51)$$

ahol,

η_i az i-edik küvettára vonatkozó hatásfok [%]

N_i az i-edik küvettára vonatkozó beütés szám a trícium tartományában [cpm]

$A_{spike,i}$ az i-edik küvettára vonatkozó aktivitás [dpm]

$$\frac{u(\eta_i)}{\eta_i} = \sqrt{\left(\frac{u(C_i)}{C_i}\right)^2 + \left(\frac{u(A_{spike})}{A_{spike}}\right)^2} \quad [-] \quad (52)$$

A quench sorozat aktivitása

$$A_{spike} = A_{C,ref} \cdot e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} \cdot m_{spike} \quad [dpm] \quad (53)$$

A quench sorozat aktivitás bizonytalansága a következő:

$$\frac{u(A_{spike})}{A_{spike}} = \sqrt{\left(\frac{u(A_{C,ref})}{A_{C,ref}}\right)^2 + \left(\frac{u(m)}{m}\right)^2 + \left(\frac{u(K)}{K}\right)^2} \quad [-] \quad (54)$$

54. táblázat: A quench sorozat paramétereit és bizonytalanságait

tSIE	Aktivitás [dpm]		u(K)/K	Beütés szám [cpm]		Hatásfok [%]	
	Érték	Bizonytalanság		Érték	Bizonytalanság	Érték	Bizonytalanság
499,11	58953,96	921,06	3,08E-04	22318,87	49,80	37,86	0,700
497,56	82073,16	1282,26	3,08E-04	29614,09	57,36	36,08	0,668
495,11	95944,68	1498,98	3,08E-04	33211,27	60,75	34,62	0,640
472,56	80917,20	1264,20	3,08E-04	28649,64	56,42	35,41	0,655
445,56	72440,16	1131,76	3,08E-04	24636,69	52,32	34,01	0,629
421,22	89008,92	1390,62	3,08E-04	29256,02	57,01	32,87	0,608
414,78	86311,68	1348,48	3,08E-04	27694,62	55,47	32,09	0,594
357,11	82843,80	1294,30	3,08E-04	24317,87	51,98	29,35	0,543
371,33	90164,88	1408,68	3,08E-04	25310,56	53,03	28,07	0,519
343,00	74752,08	1167,88	3,08E-04	19813,31	46,92	26,51	0,490
276,44	72440,16	1131,76	3,08E-04	15622,80	41,66	21,57	0,399

A quench görbe illesztést másodfokú függvénnyel végeztem, majd a legkisebb négyzetek módszerével meghatároztam a szórást.

55. táblázat: A quench görbe illesztéssel meghatározott hatásfok

tSIE	Számolt hatásfok	Illesztett hatásfok	Eltérés	Eltérés ²
488,67	37,46	35,99	-1,470	2,16E-04
490,00	35,67	36,05	0,385	1,48E-05
485,33	34,27	35,84	1,576	2,48E-04
466,00	34,94	34,93	-0,013	1,77E-08
438,33	33,52	33,47	-0,050	2,48E-07
417,67	32,55	32,27	-0,275	7,56E-06
409,00	31,66	31,74	0,081	6,59E-07
356,00	28,91	28,11	-0,799	6,39E-05
364,67	27,63	28,75	1,116	1,25E-04
336,67	25,94	26,63	0,697	4,85E-05
273,67	21,23	21,22	-0,010	1,09E-08
Standard bizonytalanság (S η) [%]			1,90	

$$\frac{u(\eta)^{quench}}{\eta} = \sqrt{\sum \left(\frac{u(\eta_i)}{\eta_i}\right)^2 + \sum \left(\frac{S\eta}{\eta_i}\right)^2} = 0,0455 \quad [-] \quad (55)$$

A quench görbe illesztéssel kapott hatásfok relatív standard bizonytalanságát: 4,55%

4. Kombinált módszer

Első lépésként a detektálási hatásfok értékét számoltam ki a standard addíciós módszerrel, így az abból származó bizonytalanságot itt is figyelembe veszem:

$$\frac{u(\eta)^{std.add}}{\eta} = \sqrt{\left(\frac{1}{\sqrt{S_{spike} \cdot n}}\right)^2 + \left(\frac{1}{\sqrt{S \cdot n}}\right)^2 + \left(\frac{u(A_{spike})}{A_{spike}}\right)^2 \left(\frac{u(m)}{m}\right)^2} = 1,75\% \quad [-] \quad (56)$$

Ezt követően a mintákhoz tartozó tSIE – számlálási hatásfok értékpárokat állítottuk elő. Az így előálló értékpárookra egyszerű egyenest illeszttek, melynek paraméterei a táblázatban láthatók.

56. táblázat: Kombinált módszerhez tartozó paraméterek és bizonytalanságaik

tSIE	Aktivitás [dpm]		u(K)/K	Beütés szám [cpm]		Hatásfok [%]	
	Érték	Bizonytalanság		Érték	Bizonytalanság	Érték	Bizonytalanság
332,67	1052,946	3,11E-03	2,43E-05	231,48	15,21458	21,57	0,378
311,67	1064,268	2,62E-03	2,43E-05	235,63	15,35035	18,12	0,317
319,33	1064,268	2,99E-03	2,43E-05	301,79	17,37220	20,70	0,362
288,67	1064,268	2,67E-03	2,43E-05	251,70	15,86506	18,4	0,324
328,67	1075,59	2,88E-03	2,43E-05	782,65	27,97600	19,92	0,349
340,33	1047,285	3,05E-03	2,43E-05	225,70	15,02354	21,14	0,370
305,67	1075,59	2,58E-03	2,43E-05	241,12	15,52804	17,88	0,313
316,67	1103,895	2,61E-03	2,43E-05	281,74	16,78511	18,11	0,317
307,33	1126,539	2,65E-03	2,43E-05	254,2	15,94365	18,34	0,321
323,00	1086,912	2,71E-03	2,43E-05	774,89	27,83685	18,74	0,328
333,00	1081,251	2,90E-03	2,43E-05	214,60	14,64946	20,10	0,352
311,67	1098,234	2,58E-03	2,43E-05	238,38	15,43956	17,87	0,313
322,67	1081,251	2,64E-03	2,43E-05	283,15	16,82706	18,28	0,320
303,00	1126,539	2,47E-03	2,43E-05	243,85	15,61580	17,11	0,299
331,33	1086,912	3,64E-03	2,43E-05	839,35	28,97165	25,23	0,441

57. táblázat: Kombinált módszer egyenes illesztésének bizonytalansága a legkisebb négyzetek módszerével meghatározva

tSIE	Számolt hatásfok	Illesztett hatásfok	Eltérés	Eltérés ²
332,67	21,57	20,80	-0,772	5,96E-05
311,67	18,12	18,72	0,604	3,64E-05
319,33	20,70	19,48	-1,21	1,48E-04
288,67	18,4	16,45	-2,038	4,15E-04
328,67	19,92	20,41	0,488%	2,38E-05
340,33	21,14	21,56	0,419	1,75E-05
305,67	17,88	18,13	0,247	6,11E-06
316,67	18,11	19,22	1,103	1,23E-04
307,33	18,34	18,30	-0,049	2,38E-07
323,00	18,74	19,84	1,103	1,22E-04
333,00	20,10	20,83	0,733	5,38E-05
311,67	17,87	18,72	0,851	7,24E-05
322,67	18,28	19,81	1,530	2,34E-04
303,00	17,11	17,87	0,761	5,79E-05
331,33	25,23	20,67	-4,558	2,08E-03
Standard bizonytalanság ($S \eta$) [%]			5,87	

Kombinált módszer bizonytalansága:

$$\frac{u(\eta)^{kombi}}{\eta} = \sqrt{\left(\frac{u(\eta)^{std.add}}{\eta}\right)^2 + \sum \left(\frac{u(\eta_i)}{\eta_i}\right)^2 + \sum \left(\frac{S\eta}{\eta_i}\right)^2} = 0,0769 \quad [-] \quad (57)$$

A kombinált módszerrel kapott hatásfok relatív standard bizonytalanságát: 7,69%

Mérési bizonytalansága

$$\frac{u(A)}{A} = \sqrt{\left(\frac{u(N)}{N}\right)^2 + \left(\frac{u(\eta)}{\eta}\right)^2 + \left(\frac{u(m)}{m}\right)^2 + \left(\frac{u(K)}{K}\right)^2} \quad [-] \quad (58)$$

14 Köszönetnyilvánítás

Köszönetemet szeretném kifejezni témavezetőmnek, Dr. Pázmándi Tamásnak, és Dr. Zagyvai Péter konzulensemnek, hogy mérhetetlenül sokat segítettek és időt fordítottak a munkám támogatására és irányítására.

Rendkívül hálás vagyok Dr. Andrási Andornak, amiért megosztotta velem felbecsülhetetlen szaktudását, és példát mutatott a szakma iránti elkötelezettségével és munkamoráljával.

Szeretném megköszönni a Sugárvédelmi laboratóriumban dolgozó kollégáim folyamatos támogatását. Különösen hálás vagyok Jakab Dorottyanak és Rudas Csillának, a kölcsönös segítségért és a hasznos és előremutató javaslataikért.

Köszönet illeti továbbá Endrődi Zsuzsát és a Környezetvédelmi Szolgálat munkatársait, akik lehetőséget biztosítottak és mindig készségesen segítettek a mérések elvégzésében. Továbbá köszönetet szeretnék mondani az Energiakutatási Központ vezetőségének és munkatársainak, hogy megteremtették és biztosították a munkámhoz szükséges feltételeket.

Köszönettel tartozom a Nemzetközi Atomenergiái Ügynökségnek (IAEA), hogy a mellkas mérésekhez használt LLNL fantomot rendelkezésemre bocsátották.

Hálásan köszönöm a cseh SURO intézetből, Pavel Fojtik-nak, hogy a pajzsmirigy fantomot kölcsön adta és a fantom szimulációhoz szükséges adatait megosztotta velem.

Továbbá szeretném hálámat kifejezni Taba Gabriellának, hogy a folyadékszintillációs mérések elvégzéséhez hasznos tanácsokkal látott el.

Őszintén hálás vagyok a BME Fizikai Tudományok Doktori Iskolájának a doktori program elvégzésének lehetőségéért, valamint a Nukleáris Technikai Intézet munkatársainak a rendszeres visszajelzéseikért és hasznos javaslataikért, amik előre vitték a doktori munkám.

Rendkívül hálás vagyok szerzőtársaimnak az együttműködésükért, nagyra értékelem a publikációimhoz való hozzájárulásukat.

Szeretném kifejezni mérhetetlen hálámat családomnak és kedves barátaimnak, amiért mindvégig támogattak és hittek bennem.

Végül, de nem utolsó sorban örök hálával tartozom férjemnek, Attilának, akinek soha véget nem érő szeretete és bátorítása nagy érzelmi támaszt jelentett.