

SUGÁRVÉDELEM

**Eötvös Loránd Fizikai Társulat
Sugárvédelmi Szakcsoportjának
On-line Folyóirata**
<http://www.sugarvedelem.hu/sugarvedelem/>

**VII. Évfolyam 1. szám
2014**

BUDAPEST

HU ISSN 2060-2391

Kiadó: az Eötvös Loránd Fizikai Társulat Sugárvédelmi Szakcsoportja

Kiadásért felelős: Bujtás Tibor a Szakcsoport elnöke

Web megjelenés: Vincze Árpád

A szerkesztőbizottság elnöke:

Fehér István

A szerkesztőbizottság tagjai:

Bálintné Kristóf Krisztina,

C. Szabó István,

Csete István,

Csige István,

Déri Zsolt,

Fehér Ákos,

Katona Tünde,

Turák Olivér,

Vincze Árpád,

Zagyvai Péter

A szerkesztőség elérhetősége:

Levelezési cím: 1027 Budapest II. Fő u. 68.

e-mail: szerkesztoseg@sugarvedelem.hu

HU ISSN 2060-2391

¹²⁵I inkorporációs esemény vizsgálata

Bodor Károly¹, Taba Gabriella², Remeli Anton² Földi Anikó¹, Kocsonya András¹,
Beleznai Péter¹, Harangozó Imréné¹

¹Magyar Tudományos Akadémia Energetikai Kutatóközpont,
²Izotóp Intézet Kft.

1121, Budapest Konkoly Thege M. út 29-33.
bodor.karoly@energia.mta.hu

Title: A ¹²⁵Iodine incorporation case study

Abstract – In the course of a routine operation, an employee of the Institute of Isotopes Co. Ltd. has been internally contaminated by ¹²⁵I isotope, assumingly by inhalation. The paper describes the long term study based on thyroid activity measurements in order to assess the related committed effective dose.

Keywords- ¹²⁵Iodine, incorporation, acute inhalation, thyroid activity measurment, committed effectív dose

Kivonat

Egy rutin művelet során az Izotóp Intézet Kft. egyik munkatársának szervezetébe, feltételezhetően belégzés útján, ¹²⁵I izotóp került. A cikk az esemény következtében fellépett lekötött effektív dózis meghatározásával foglalkozik, a személy pajzsmirigy aktivitásának hosszú időn keresztül történő nyomon követésével.

Kulcsszavak – ¹²⁵Jód, inkorporáció, akut belélegzés, pajzsmirigy aktivitásmérés, lekötött effektív dózis

BEVEZETÉS

A KFKI Telephelyén üzemel az Izotóp Intézet Kft., ahol jód tartalmú radiofarmakológiai készítményeket állítanak elő. A ¹²⁵I izotóptartalmú termék gyártási folyamata során egy rutin művelet alkalmával, 37 GBq/ml aktivitáskoncentrációjú alapanyag osztásakor az ampullából jódgőz szabadult ki feltehetően az ampullában lévő túlnyomás miatt. A ¹²⁵I izotóp tartalmú gőz kijutást követően a vegyi fülke, a művelethez használt laboratóriumi eszközök, a laboratórium különböző felületei, valamint a feldolgozást végző személy belsőleg is elszennyeződött ¹²⁵I izotóppal. A szennyeződést a következő napi műszeres mérésekkel vették észre.

A szennyezést követően felkérésre az MTA EK Környezetvédelmi Szolgálatán (KVSZ) az eseményben érintett személyen ellenőrző mérést végeztünk. A mérési eredmények a kivizsgálási szintet meghaladó izotóp felvételére utaltak, ezért a ¹²⁵I izotóppal szennyezett dolgozót a minél pontosabb dózisbecslés érdekében, párhuzamosan az Izotóp Intézet Kft-ben, és az MTA EK-ban, még hosszú időn keresztül mértük. Az MTA EK KVSZ laboratóriumában végzett mérési eredményeket a lekötött effektív dózis meghatározása érdekében a MONDAL3 program segítségével értékeltük ki, mely nagyrészt az ICRP Publ. 78.(1997)-ban [4] alkalmazott modelleket veszi figyelembe.

JÓD BIOAKKUMULÁCIÓJA AZ EMBERI PAJZSMIRIGYBEN

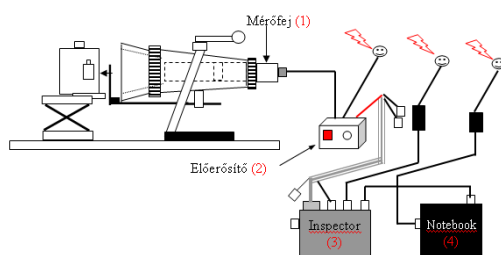
A pajzsmirigy a gége és a légcső felső részének két oldalán elhelyezkedő kétlebenyes mirigy, az anyagcsere folyamatok egyik legfontosabb hormonjának, a tiroxinnak a termelődési helye. A hormon fontos alkotóeleme a jód. A jód a gyomor-bél traktusból, illetve a tüdőn keresztül könnyen felszívódik. A radioaktív jód néhány perccel a szervezetbe jutás után a pajzsmirigy hámsejtékben, 12 órával utána az ún. kolloid állományban dúsul fel.

AZ ALKALMAZOTT MÉRŐRENDSZEREK ÉS KALIBRÁCIÓJUK

A ^{125}I felezési ideje 60 nap, a ^{125}I kis energiákon emittál röntgen és gamma fotonokat, melyek max. energiája 35,5 keV, ezért a kimutatásnál igen fontos a megfelelő árnyékolás és a kis foton energiák mérésére alkalmas detektor.

Az MTA EK laboratórium mérőrendszere és kalibrációja

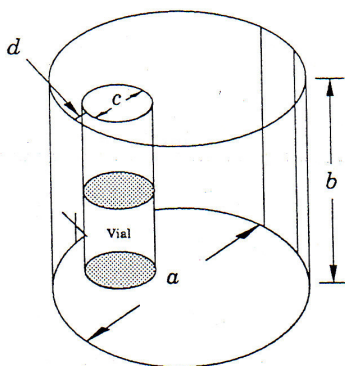
A felvett jód izotóp aktivitásának meghatározására az MTA EK Környezetvédelmi Szolgálatnál (KVSZ) egy speciális, kifejezetten pajzsmirigyméréshez kifejlesztett mérőrendszert alkalmaztunk. A rendszer $\varnothing 40 \times 6,3$ mm-es, kis energiájú fotonok mérésére alkalmas NaI(Tl) kristállyal ellátott spektrumstabilizált szcintillációs detektorból, erősítőből, spektrumanalizátorból és speciális kollimátorral ellátott ólom árnyékolásból áll (1. ábra). A teljesenergia csúcsra vonatkozó hatásfokok meghatározását három mérési pozícióban végeztük el.



1. ábra: Az MTA EK KVSZ pajzsmirigymérő rendszere

Ezzel párhuzamosan a KVSZ egészsztesztzámlálójának HPGe detektorával is történtek mérések. Az egészsztesztzámlálás mérés egy 30%-os relatív hatásfokkal rendelkező és kis energiás fotonok mérésére is alkalmazható HPGe félvezető detektorral, a pajzsmirigy feltételezett helye felett tipikusan 20 cm távolságra, fix pozícióban történt, feltételezve, hogy a mérendő személy fekvő helyzetben helyezkedik el.

A kalibráláshoz az ICRU Report 48-ban bemutatott IAEA/ANSI típusú nyakfantomot használtuk (2. ábra). A fantom plexiből készült henger, melynek átmérője és magassága azonos (12,7 cm), a hengerben a palást felszínétől 5 mm-re egy 3 cm átmérőjű hengeres üreg található, ebbe helyeztük a hengeres küvetta bémért 20 ml ismert aktivitású kalibráló oldatot. Megjegyezzük, hogy az alkalmazott nyakfantomot eredetileg ^{131}I izotóp mérésére dolgozták ki, ami valószínűsíti, hogy ^{125}I kis energiás fotonjaira alkalmazva geometriai okokból bizonyos alulbecslést, míg a gyengítési effektus következtében felülbecslést eredményezhet egy antropomorf kiképzésű fantommal szemben.



2. ábra: Az MTA EK KVSZ és Izotóp Intézet Kft. által kalibrálásra használt nyakfantom [3]

A kalibrálást három különböző aktivitáskoncentrációjú oldattal végeztük. A hatásfok (cps/kBq) meghatározásánál a Genie program által számított, valamint a 15,1–51,3 keV-es energia intervallumon belüli háttér nélküli csúcsterületet vettük figyelembe, majd a mért beütésszámokat az aktivitás függvényében ábrázoltuk az Origin program segítségével. A hatásfokot egyenes illesztéssel határoztuk meg, melynek értékeit a pajzsmirigymérő választott mérési pozícióiban az 1. táblázatban tüntettünk fel.

1. táblázat: A KVSZ pajzsmirigy aktivitást mérő rendszereinek jellemzői és ^{125}I -re vonatkozó hatásfokai

Detektor	Pozíció	Kollimátor	Távolság (cm)	Hatásfok (cps/kBq)
NaI(Tl)	Ülő - 1	van	Kollimátortól 12,5	0,50
NaI(Tl)	Ülő - 2	van	Kollimátortól 4,0	0,78
NaI(Tl)	Ülő - 3	nincs	Detektortól 12,5	2,48
HPGe	Fekvő	nincs	Detektortól 20,0	5,18

Az Izotóp Intézet Kft. mérőrendszere és kalibrációja

Az Izotóp Intézet Kft. belső sugárvédelmi laboratóriumában a pajzsmirigymérő rendszer két különálló szcintillációs mérőfejből és kétcsatornás impulzus számlálóból áll. A ^{125}I mérésére alkalmas mérőfej detektoraként egy 40 mm átmérőjű többfunkciós, szendvics-szerűen összeállított szcintillátor szolgál, mely széles foton-energia tartományban használható. A detektor árnyékolását a szcintillátor elé helyezett kónikus apertúra egészíti ki, így az alkalmazott mérési geometria hasonlít, az MTA EK laboratóriumában használt mérőrendszer kollimátor nélküli geometriájához (3. ábra). Az Izotóp Intézet Kft. sugárvédelmi laboratóriumában ezt a pajzsmirigymérő rendszert, a KVSZ által is használt és a fentiekben bemutatott nyakfantommal kalibráltuk. A kalibráció során a nyakfantom az apertúra külső felületéhez illetve 10,5 cm távolságra került a szcintillátor árnyékoláson belüli felszínétől (2. táblázat).



3. ábra: Az Izotóp Intézet Kft. pajzsmirigymérő rendszere

A mérési eredményekre illesztett egyenes meredeksége alapján számított hatások 3,73 cps/kBq-nek adódtak.

2. táblázat: Az Izotóp Intézet Kft. pajzsmirigy aktivitást mérő rendszerének jellemzői és ^{125}I -re vonatkozó hatások

Detektor	Pozíció	Kollimátor	Távolság (cm)	Hatások (cps/kBq)
NaI(Tl)	Ülő - 4	nincs	Szcintillátor felületétől 10,5	3,73

A KVSZ által meghatározott hatásokhoz képest az Izotóp Intézet Kft. detektor hatások eltér egymástól egyrészt a detektorok, de főként a mérési pozíciók különbözősége miatt.

IN VIVO MÉRÉSEK

Mérési program

Az inkorporációs eseményt követően az Izotóp Intézet Kft. felkérésére, az érintett dolgozó a KVSZ-ben is mérésre került. A mérés során kimutatható volt a ^{125}I jelenléte jelentős aktivitással. Minthogy az ebből becsült lekötött effektív dózis értéke meghaladta a 6 mSv vizsgálati szintet, szükségessé vált a belső sugárterhelés mértékének minél pontosabb meghatározása. A két laboratórium megegyezett, hogy a pajzsmirigy-mérő rendszerek és az egészszámológész bevonásával tovább folytatja a méréseket. Ismeretes, hogy a pajzsmirigy-működés többféle okból nagymértékben személyfüggő, ami alapvetően befolyásolja a sugárterhelés mértékét, ezért a retenció időbeli változásának nyomon követése volt a feladat, az aktivitás felvétel és az ebből származó lekötött effektív dózis megbízható becslése érdekében. Az inkorporációs eseményt követően a dolgozó további elszennyeződésére nem kerülhetett sor, és csak a mérő laboratóriumokat látogatta a további mérések elvégzése érdekében.

Minthogy az eseményt követő több mint két hetes időszakra nem áll rendelkezésre értékelhető mérési adat, az inkorporált személy pajzsmirigyének ^{125}I tartalmát az inkorporációt követő 19. napon mértük először, majd a 47., 79., 136., 169., 297. napon folytattuk a mérést a KVSZ és az Izotóp Intézet Kft mérőeszközeivel, az egyeztetett mérési geometriákban. (3. táblázat, 3. ábra és 4. ábra). A mérési időpontokat az inkorporációt szenvedett személy rendelkezésre állása szabta meg.



4. ábra: ^{125}I -el inkorporált személy pajzsmirigymérése, 4/a. ábra: KVSZ pajzsmirigymérővel (2. pozíció), 4/b. ábra: egésztestszámlálóval

Eredmények

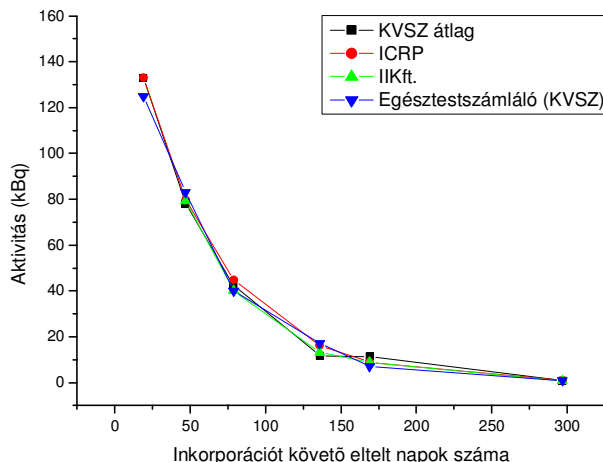
Az in vivo mérési eredményeket tartalmazza a 3. táblázat, melyben feltüntettük mind a három mérőeszköz által, az összesen öt mérési pozícióban nyert adatokat, továbbá a KVSZ PM átlag első mérési időpont adataira, a MONDAL3 program alapján normált un. ICRP értékeket.

3. táblázat. Az inkorporációt elszenvedett személy pajzsmirigyének, a különböző elrendezésben mért aktivitásai, a felvételtől számított időpontokban

Eszköz/Geometria	A felvételtől eltelt idő (nap)					
	19	47	79	136	169	297
	Pajzsmirigy aktivitás (kBq)					
KVSZ: PM mérő-1	125	92	38,6	15,5	9,7	1,32*
KVSZ: PM mérő-2	141	79	45,7	11,0	10,8	0,76
KVSZ: PM mérő-3	228*	63	42,6	9,0	13,3	0,86
KVSZ: PM átlag	133	78	42,3	11,8	11,3	0,81
KVSZ: Egésztest	125	83	40	17,1	7,2	0,85
II. Kft: PM mérő-4	na	79,1	39,9	13,2	8,9	0,69
ICRP	133	79,6	44,8	16,2	8,9	0,91

*az átlagolásból kihagyva

A mérési eredmények alapján (5. ábra) látható, hogy az egésztestszámlálóval és a pajzsmirigymérő berendezésekkel végzett mérések eredményei nagy vonalakban követik az ICRP-ben foglaltakat. Az Izotóp Intézet Kft. a 19. napon, egy olyan mérési pozíciót alkalmazott, ami nem illeszkedett a mérési sorozathoz, ezért azt nem vettük figyelembe. A továbbiakban a KVSZ pajzsmirigymérő rendszerének különböző mérési pozíciók eredményeinek átlagát vettük alapul.



5 ábra: A KVSZ és II. Kft. által mért ^{125}I -től származó aktivitások a pajzsmirigyben

A 3. táblázat adatai jól mutatják az *in vivo* mérések nehézségeit, különösen olyan mérési geometriában, melynél a személy testhelyzete, kényelmi okokból nehezen tartható és így a méréssorozat alatt reprodukálhatósága sem biztosított. Különösen szembevetendő a 19. napon a 3-as és a 297-ik napon az 1-es pozícióban mért adatok eltérése a többitől. Tehát a helyes pozicionálás és a lehetőleg mozdulatlan testtartás hiánya okozhat jelentős eltéréseket is, mivel a kis energiájú fotonok detektálási határfoka igen érzékeny a távolságra. Célszerűen több mérési pozíciót alkalmaztunk, így a közeli mérések erős geometriai (távolság, szög) paraméter érzékenységből adódó eltérések csökkenthetők. Az eltérések nem csak a geometriai pozíció, mozgás, hanem a humán anatómiai aszimmetriának is köszönhető.

Amennyiben a MONDAL3 program által alkalmazott ICRP modellel számítjuk ki az egyes mérési időpontokban várható pajzsmirigy aktivitás értékeket úgy, hogy ránormáljuk a 19. napon mért aktivitásokhoz, akkor meglehetősen jó egyezést kapunk a mért és a számított retenciós adatok többségénél, mint ahogy az az 5. ábrán is jól látható.

Dózisbecslés

A szervezetbe felvétel útján bekerült ^{125}I mennyiségét és az abból származó lekötött effektív dózist a MONDAL3 program (3.01 verzió) segítségével határoztuk meg (6. ábra. és 7. ábra. ábra). A program alkalmas a belső sugárterhelés meghatározása érdekében végzett mérések értelmezésére az izotóp felvétel és ezen keresztül a lekötött effektív dózis kiszámításával. A kód bemeneti paramétereit az esetleírás adatai alapján adtuk meg azzal a feltételezéssel, hogy a gőz halmazállapotú, és elemi jód kémiai formában lévő ^{125}I , akut módon, belégzés útján került a dolgozó szervezetébe. A program bemenő adatai között szerepel még a mért aktivitás, a felvételtől eltelt idő valamint, hogy a mérés a pajzsmirigy aktivitására irányult. A program lényegében az ICRP Publ. 78-ban közölt biokinetikai és dozimetriai modelleket alkalmazza a számítások során.

MONDAL Ver. 3.01

File Setup Tools Help

Radionuclide / Intake route and Subject

Radionuclide: I-125 60.1 d $\alpha(0.027-0.032\text{MeV})140\%$, $\gamma(0.035\text{MeV})6.7\%$

Inhalation by Workers Inhalation by Members of the Public

Ingestion by Workers Ingestion by Members of the Public

AMAD or Age / Type or f1

AMAD: 0.1micron

Absorption Type: Elemental (gaseous)

Elemental iodine

Mode of Intake

Acute Chronic Uneven Chronic

Measurement

Measurement: Thyroid Graph

Working hours Calculation

Period of intake: days

Measured at: 19 days after last intake

Measured activity: 133000 Bq

Result

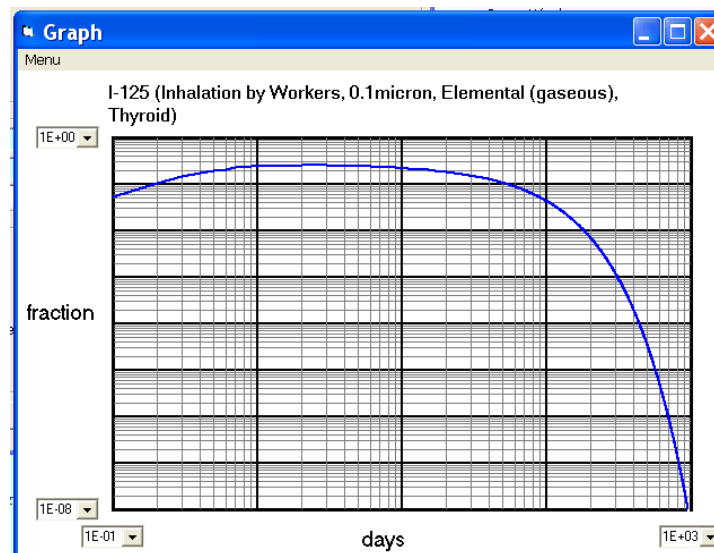
Fraction at measurement day: 1.87E-01 Bq/Bq

Activity of intake: 7.1E+05 Bq

Effective dose: 1.0E-02 Sv

Exit Print form Print result Save to file Tissue equivalent dose

6. ábra: A MONDAL3 program input paraméterei (19. napra) [1]



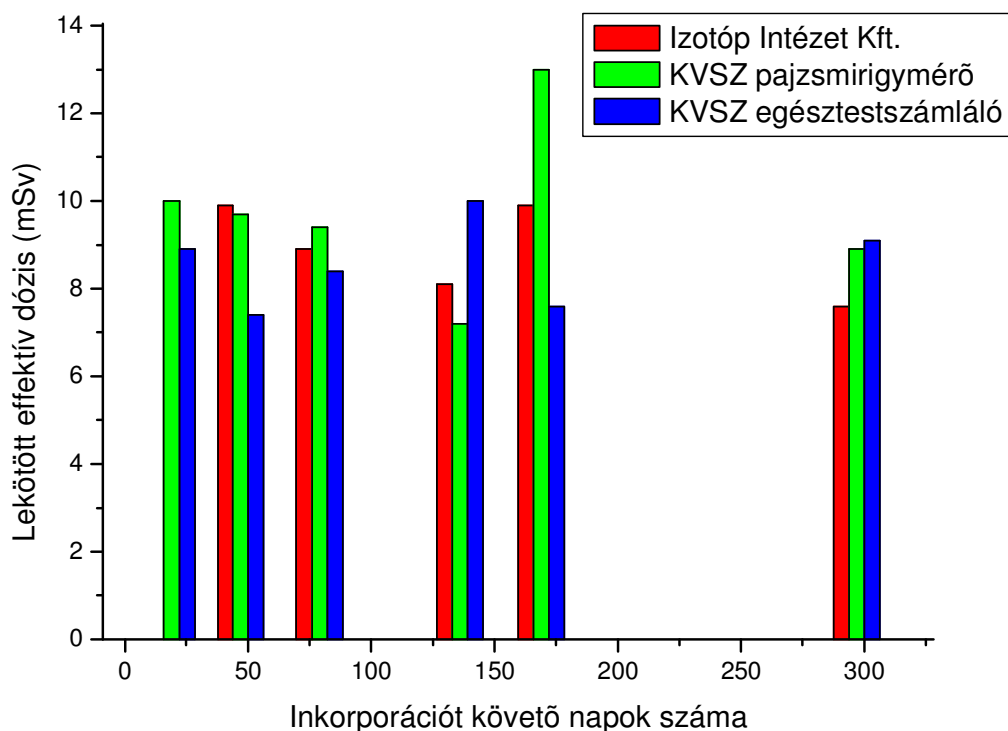
7. ábra: A MONDAL3 program grafikus eredménye, a várható retenció az eltelt napok függvényében [1]

A KVSZ és Izotóp Intézet Kft. a mért beütésszám alapján határozta meg a pajzsmirigy aktivitását. A pajzsmirigy aktivitás felvételét és az ebből származó effektív dózisbecslést a KVSZ pajzsmirigymérő rendszerének mért adatainak átlagát és az Izotóp Intézet Kft. adatsorát adtuk meg bemenő adatként a MONDAL3 kódnak. A MONDAL3 kód által számolt aktivitás felvétel és az ebből származó effektív dózis eredmények láthatóak a 4. táblázatban.

4. táblázat: A MONDAL3 program segítségével számolt aktivitás felvétel és lekötött effektív dózis értékek az egyes mérőhelyeken, különböző mérési időpontokban mért aktivitások alapján.

Eltelt napok száma	Izotóp Intézet Kft.		KVSZ PM átlag		Egésztest számláló KVSZ	
	Felvétel (Bq)	Lekötött effektív dózis (Sv)	Felvétel (Bq)	Lekötött effektív dózis (Sv)	Felvétel (Bq)	Lekötött effektív dózis (Sv)
19	-	-	7,1E+05	1,0E-02	6,3E+05	8,9E-03
47	7,1E+05	9,9E-03	7,0E+05	9,7E-03	5,3E+05	7,4E-03
79	6,3E+05	8,9E-03	6,7E+05	9,4E-03	6,0E+05	8,4E-03
136	5,8E+05	8,1E-03	5,2E+05	7,2E-03	7,3E+05	1,0E-02
169	7,1E+05	9,9E-03	5,5E+05	1,3E-02	5,4E+05	7,6E-03
297	5,4E+05	7,6E-03	6,3E+05	8,9E-03	6,5E+05	9,1E-03
Átlag	6,34E+05	8,88E-03	6,3E+05	9,7E-03	6,0E+05	8,35E-03

A 4. táblázat alapján megállapítható, hogy a különböző napokon és mérőhelyeken mért pajzsmirigy aktivitás adatokból, a MONDAL3 kód által számított aktivitás felvétel (Bq) és lekötött effektív dózis (Sv) értékek – figyelembe véve a mérési bizonytalanságokat – elfogadható egyezést mutatnak. Erre utal a 8. ábra is, mely a számított lekötött effektív dózis értékeket szemlélteti.



8. ábra: A Mondal kód által számított lekötött effektív dózis (mSv) értékek különböző időpontokban mért aktivitásokból számolva

Összefoglalva megállapítható, hogy a MONDAL3 program alapján számolt pajzsmirigy aktivitások időbeli lefutása a 19-ik napot követően jó közelítésben megegyezik a mért adatokkal, így okkal feltételezhető, hogy a program által alkalmazott ICRP referencia modellek jól leírják az érintett személy egyedi biokinetikai viszonyait és így a program megbízható adatokat szolgáltat az adott személy sugárterhelésére.

ÖSSZEGZÉS

A radioaktív jód bontásakor a műveletet végző dolgozó szervezetébe a feltételezések szerint radioaktív ^{125}I izotóp tartalmú gőz került. A mérési adatok alapján a jód a pajzsmirigyben halmozódott fel az élettani sajátosságok következtében (más testrész mérésénél nem volt kimutatható a ^{125}I jelenléte).

A KVSZ és Izotóp Intézet Kft. ugyanazon kalibráló forrással és standard nyakfantommal kalibrálta a pajzsmirigymérő rendszereket. A mérések megbízhatóságát javította a mérési geometriák összehangolása és a laboratóriumok közötti összehangolt együttműködés.

A kalibrálást követően az inkorporációt szenvedett dolgozót több időpontban mértük pajzsmirigy-mérő rendszerekkel és kiegészítettük egésztestszámlálóban végzett mérésekkel is. A több mérési pozícióban végzett mérések rámutattak arra, hogy pajzsmirigymérés esetén a mérési geometria és a távolság nagyban befolyásolja a mérés pontosságát. A két különböző laboratóriumban hosszú időszak alatt elvégzett mérések jól megközelítettek az ICRP modellben leírt elméleti kiürülési tendenciát.

A MONDAL 3 kód által számított effektív dózisosk meghaladták a 6 mSv-et, ami bejelentési kötelezettség alá került és kivizsgálást vont maga után. A mérések megbízhatóságának, reprodukálhatóságának javítása érdekében célszerű kifejezetten ^{125}I -ra alkalmasabb fantomot készíteni, illetve további kalibrálásokat végezni a REMCAL nyakfantommal.

IRODALOM

- [1] MONDAL3, version 3.01, National Institute of Radiological Sciences (NIRS), Japan
- [2] ICRP 30, ICRP Publication 30: Limits for Intakes of Radionuclides by Workers, (Oxford: Pergamon Press), 1979.
- [3] Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection, ICRU Report 48, Appendix B, 98. oldal, Bethesda, Maryland, 1992.
- [4] ICRP 78, ICRP Publication 78: Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers (preface and glossary missing), (Oxford: Pergamon Press), 1997.

Radon és leányelemeihez kapcsolódó dóziskonverziós tényezők számítása komplex numerikus modellek és saját fejlesztésű szoftver segítségével

Farkas Árpád*, Balásházy Imre

¹Magyar Tudományos Akadémia Energetikai Kutatóközpont,
Konkoly-Thege Miklós út 29-33, 1121 Budapest

*farkas.arpad@energia.mta.hu

Title: Computation of dose conversion factors related to the inhalation of radon progenies by complex numerical models and self-developed software

Abstract – Knowledge of the exact values of dose conversion factors is essential for the quantification of the internal dose and for the assessment of the related health risks. These factors can be determined either based on the results of epidemiological studies or by numerical modelling. The objective of this work was to implement a complex model incorporating our particle deposition model, our in house bronchial microdosimetry model and the procedures accepted by the ICRP, in order to calculate the values of dose conversion coefficients characteristic of homes and mines. Our modelling results are in line with those obtained by other investigators applying different computer models in the last years. In addition, a user friendly software for the computation of dose conversion factors has been developed based on the algorithms developed in this study. The software is able to determine the dose conversion factors for different radiation exposure conditions in an automatized way.

Keywords- dose conversion factors, radon dosimetry, internal dose

Kivonat – A radon leányelemek okozta belső dózisonak az aktivitásból történő meghatározásához, és végső soron a kockázatok pontos becsléséhez, szükség van a dóziskonverziós tényezők minél pontosabb ismeretére. E tényezőket meghatározhatjuk az epidemiológiai tanulmányok eredményeiből kiindulva, de modellezéssel is kiszámíthatjuk azokat. Jelen munka célja egy saját részecskekiülepedési modellen, egy saját bronchiális mikrodozimetriai modellen és a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság által javasolt eljárásokon alapuló módszer kifejlesztése és alkalmazása volt a dóziskonverziós együtthatók kiszámítására. Ezen együtthatókat bányára és lakásra jellemző sugárexpozíciós és légzési viszonyokra határoztuk meg. Az eredmények jó egyezést mutatnak az utóbbi évek egyéb modelljeivel számítottakkal. Mindezen túlmenően, egy a kidolgozott formalizmusokat alapul vevő felhasználóbarát szoftvert is fejlesztettünk, mely alkalmas dóziskonverziós együtthatók meghatározására más paraméterekkel jellemzett sugárexpozíciós környezetekre is.

Kulcsszavak – dóziskonverziós együtthatók, belső terhelés, radon dozimetria

JELÖLÉSEK

AF_{i1} a kiülepedett leányelemek potenciális alfa-energiájának elnyelt hányada az i -edik légúti régió adott sejtípusának sejtmagjaiban a 6,00 MeV-es kezdeti energiájú alfa-részecskére vonatkozóan;

AF_{i2} a kiülepedett leányelemek potenciális alfa-energiájának elnyelt hányada az i -edik légúti régió adott sejtípusának sejtmagjaiban a 7,69 MeV-es kezdeti energiájú alfa-részecskére vonatkozóan;

c_1 ^{218}Po izotópnak köszönhető aktivitáskoncentráció [Bq/m^3];

c_2	^{214}Pb izotópnak köszönhető aktivitáskoncentráció [Bq/m^3];
c_1	^{214}Bi izotópnak köszönhető aktivitáskoncentráció [Bq/m^3];
D_{AI}	az alveoláris-intersticiális régió érzékeny sejtmagjaiban elnyelt dózis [Gy];
D_{bb}	a bronchioláris régió érzékeny sejtmagjaiban elnyelt dózis [Gy];
D_{BB}	a bronchiális régió érzékeny sejtmagjaiban elnyelt dózis [Gy];
D_{baz}	a bronchiális régió bazális sejtmagjaiban elnyelt dózis [Gy];
D_{kiv}	a bronchiális régió érzékeny kiválasztó sejtjeinek magjában elnyelt dózis [Gy];
D_{tot}	a teljes tüdő (bronchiális plusz bronchioláris plusz alveoláris-intersticiális régiók) érzékeny sejtmagjaira számított elnyelt dózis [Gy];
DCF	dóziskonverziós faktor [mSv/WLM];
E	az 1 WLM terhelésnek megfelelő, bronchiális (bazális vagy kiválasztó) vagy bronchioláris (kiválasztó) sugárérzékeny sejtek magjaiban elnyelt energia [J];
E_1	a ^{218}Po izotópnak köszönhető potenciális alfa-energia [J];
E_2	a ^{214}Pb izotópnak köszönhető potenciális alfa-energia [J];
E_3	a ^{214}Bi izotópnak köszönhető potenciális alfa-energia [J];
f_{i1}	a ki nem tapadt hányad kiülepedett frakciója az i -edik régióban (ET: $i=1$, BB: $i=2$, bb: $i=3$, Ac: $i=4$);
f_{i2}	a kitapadt hányad kiülepedett frakciója az i -edik régióban (ET: $i=1$, BB: $i=2$, bb: $i=3$, Ac: $i=4$);
f_e	a ^{218}Po atomoknak megfelelő potenciális alfa-energia és a teljes (^{218}Po , ^{214}Pb és $^{214}\text{Bi}/^{214}\text{Po}$ atomoknak megfelelő) potenciális alfa-energia aránya a környezeti (lakás vagy bánya) levegőben;
f_p	a potenciális alfa-energia szabad hányada, más szóval ki nem tapadt hányad;
F	egyensúlyi tényező
F_i	az i -edik régióban kiülepedett frakció az összes izotópra (mind kitapadt, mind pedig szabad) vonatkozóan (ET: $i=1$, BB: $i=2$, bb: $i=3$, Ac: $i=4$);
k_1	az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett ki nem tapadt ^{218}Po atomok 6,00 MeV-es alfa-bomlásaiból származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada;
k_2	az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett ki nem tapadt ^{218}Po atomok ^{214}Po leányelemének 7,69 MeV-es alfa-bomlásából származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada;
k_3	az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett kitapadt ^{218}Po atomok 6 MeV-es alfa-bomlásaiból származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada;
k_4	az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett kitapadt ^{218}Po atomok ^{214}Po leányelemének 7,69 MeV-es alfa-bomlásából származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada;
k_5	az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett kitapadt ^{214}Pb és ^{214}Bi atomok ^{214}Po leányelemének 7,69 MeV-es alfa-bomlásából származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada;
N_1	^{218}Po atomok száma adott levegőtérfogatban;
N_2	^{214}Pb atomok száma adott levegőtérfogatban;
N_3	^{214}Bi atomok száma adott levegőtérfogatban;
T	légzési periódusidő [s];
VT	légzési térfogat [l];
λ_1	^{218}Po bomlási állandója [1/s]
λ_2	^{214}Pb bomlási állandója [1/s]
λ_3	^{214}Bi bomlási állandója [1/s]

RÖVIDÍTÉSEK

Ac	acináris kiülepedési régió, vagyis az első légzőhólyag megjelenésétől az utolsó alveolált generációig terjedő szakasz, beleértve a légutakat „lezáró” sacculus alveolaris-okat (légzsák) is;
AI	alveoláris-intersticiális szövet, az acináris rész kiegészítve az alveolusok közötti résszel;
AMAD	activity median aerodynamic diameter, azaz aktivitás szerinti medián aerodinamikai átmérő;
bb	bronchioláris kiülepedési régió (hörgöcskék, átlagosan a 9. légúti generációtól az utolsó, alveolust még nem tartalmazó légúti generációig, azaz a bronchiolus terminalis-ig);
BB	bronchiális kiülepedési régió (a porcokat is tartalmazó hörgők, átlagosan a 8. légúti generációig);
BEIR	„Biological Effects of Ionizing Radiation” nevű bizottság, vagyis az Egyesült Államoknak a Sugárzások Biológiai Hatásaival foglalkozó Akadémiai Bizottsága;
ET	extrathorakális kiülepedési régió, vagyis a mellkason kívüli, azaz felső légutak (orr, száj, garat, gége);
FRC	functional residual capacity, vagyis funkcionális reziduális kapacitás;
ICRP	International Commission on Radiological Protection, magyarul Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság;
LET	linear energy transfer, azaz lineáris energiaátadás
PAEC	potential alpha energy concentration, vagyis potenciális alfa-energia koncentráció;
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, vagyis az Egyesült Nemzetek Szervezetének Atomi Sugárzások Hatásait Vizsgáló Bizottsága;
WL	working level, vagyis munkaszint;
WLM	working level months, vagyis munkaszint hónap.

BEVEZETŐ

A lakosságot érő természetes háttérsugárzásból származó sugárterhelés több mint fele a radontól, pontosabban annak leányelemeitől származik. Az adott expozícióhoz rendelhető kockázat értéke befolyásolja a mindenkori sugárvédelmi szabályzatokban megjelenő dóziskorlátokat, ezért nem véletlen, hogy a radonszint és az egészségügyi hatások közötti kapcsolat keresése a sugárvédelem egyik kiemelt témája. Az utóbbi évtizedek epidemiológiai tanulmányai intenzíven vizsgálták és számszerűsítették a magas radonkoncentrációval járó kockázatokat. E téren kimagasló szerepe van az uránbányákra és a lakásokra végzett, dózis-hatás összefüggéseket elemző átfogó nemzetközi tanulmányoknak. Az 1999-es BEIR VI jelentés [1] összegezte az akkor elérhető, uránbányákra vonatkozó fontosabb tanulmányokat. Később, az UNSCEAR 2000 [2] és UNSCEAR 2008 [3] riportok kiegészítő, viszonylag alacsony radonszintnek megfelelő bányatanulmányokat is közzétettek. Mindezen adatok, valamint a Cseh és Francia uránbányákra vonatkozó tanulmányok [4] eredményeiből kiindulva a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP), a 115-ös publikációjában [28], az előző $2,8 \times 10^{-4}$ WLM⁻¹ [25] kockázati érték helyett 5×10^{-4} WLM⁻¹ -et javasol foglalkozási sugárvédelmi célokra. Mindezzel párhuzamosan, a lakóhelyek radonterhelése és annak következményeit feltárni hívatott nagy európai [5], amerikai [6] és kínai [7] epidemiológiai

tanulmányok eredményeit figyelembe véve, a radon és leányelemeinek tulajdonítható relatív kockázatot $1,11$ per 100 Bq/m^3 -re becsülték.

A sugárzásnak tulajdonított károsodás mértékének becslésekor a sugárvédelemben a Japánra ledobott atombombák túlélőin folytatott élethosszig tartó tanulmányokat veszik alapul. E tanulmányok a károsodást az effektív dózis függvényében adják meg. Ezért a kockázatbecslésben és a sugárvédelmi szabályozásban is kulcselemnek számít az adott sugárszintnek megfelelő effektív dózis meghatározása. A radonterhelés mellett a dolgozók és a népesség egyéb sugárforrásoktól is kapnak terhelést, így a radontól származó sugárterhelést is célszerű átszámolni effektív dózissra. A sugárvédelemben az ún. konverzió konvenciót alkalmazzák, vagyis megnézik, hogy az adott radonszintnek megfelelő kockázatot az atombombák túlélőinek analiziséből ismert kockázat - effektív dózis összefüggés mekkora effektív dózissra adná. Megjegyezzük, hogy a radontól származó károsodás kockázata közelíthető a radon okozta tüdőrák miatti halálozás kockázatával [24]. Amint azt fent is láthattuk, az adott sugárzásszintnek/effectív dózissnak megfelelő kockázatra vonatkozó referenciaértékeket időről-időre pontosítják. Az ICRP 60-as publikációban [24] a Bizottság $5,6 \times 10^{-5} \text{ mSv}^{-1}$ és $7,3 \times 10^{-5} \text{ mSv}^{-1}$ értékeket állapított meg tüdőrákra a dolgozók, illetve a népességre nézve (ez utóbbiban a gyerekek is benne vannak). Ezen értékeket később, az ICRP 103-as kiadványban [27] $4,2 \times 10^{-5} \text{ mSv}^{-1}$ és $5,7 \times 10^{-5} \text{ mSv}^{-1}$ - re módosították. Ha a régi értékeket vesszük alapul [24 és 25], akkor a radonra vonatkoztatott dózis konverziós együttható kerekítve 4 mSv/WLM és 5 mSv/WLM a népességre és a dolgozókra nézve. Ha az új adatokból indulunk ki [27] és [28], akkor ugyanezen tényezőkre, ugyancsak kerekítve 9 mSv/WLM és 12 mSv/WLM értékeket kapunk.

A radonra vonatkozó dózis átszámítási (konverziós) tényezőket matematikai modellekkel is meghatározhatjuk. Ebben az esetben ismerni kell a pontos expozíciós és légzési körülményeket, valamint az inhalált radionuklidok légúti kiülepedését és kiülepedés utáni dinamikáját. E körülmények és jelenségek számos paramétertől függenek, így nem meglepő, hogy a konverziós tényezők értéke is paraméter-függő. A Bizottság az ICRP 66 kiadványban [26] bemutatott egy modellt és leírt egy módszertant a konverziós tényezők meghatározására. E modellt alkalmazva az átszámítási tényezőkre 15 mSv/WLM körüli érték adódik, ami nagyjából háromszor nagyobb, mint amit az epidemiológiai módszerrel kaptak ([24] és [25] alapján). Ugyan a frissített epidemiológia alapú kockázati adatokból származtatott átszámítási tényezők ([27] és [28] alapján) már sokkal közelebb állnak az ICRP modell számításainak eredményéhez, fontos megjegyezni, hogy az említett sokparaméteres függés miatt a modellszámítások eredményei között is lehet néhányszoros eltérés.

Jelen munka célja, hogy a konverziós tényező számításának lépéseit leírjuk és azokat, tudomásunk szerint a magyar nyelvű szakirodalomban először saját modellt is alkalmazva, két konkrét esetben kiszámítsuk. Az eredményeket összehasonlítjuk más modellek eredményeivel, illetve egy saját fejlesztésű, konverziós tényezőket számító szoftvert is bemutatunk.

MÓDSZEREK

A lakásra és uránbányára jellemző radonterhelésnek megfelelő konverziós tényezők meghatározásánál az ICRP66 [26] kiadványban leírt munkamenetre támaszkodtunk, de a részecskedepozíció szimulációjához saját tudómodellt alkalmaztunk. A szükséges számításokat két különböző módszerrel is elvégeztük. Az első módszer esetében a saját kiülepedési modellt az ICRP dozimetriai modellel [26] ötvöztük. A második módszer saját depozíciós modellt, saját fejlesztésű bronchiális dozimetriai modellt és az ICRP bronchioláris és alveoláris-intersticiális dozimetriai modelljét foglalta magába [26].

A számítások során abból indultunk ki, hogy a belélegzett radon leányelemek dózis-terheléséhez képest a radon gáz dózisa elhanyagolható, ezért itt ezzel a dóziskomponenssel

nem foglalkoztunk. A radon gáz nem ülepszik ki a légutakban, így annak valószínűsége, hogy épp egy adott légútban elbomoljon 2-3 nagyságrenddel kisebb, mint annak hogy egy leányelem ott kiülepedjen, majd elbomoljon. A munka során az inhalált rövid felezési idejű radonszármazékok közül az alfa-bomló ^{218}Po és ^{214}Po izotópok alfa-bomlásából származó dózisa koncentráltunk, de mivel a ^{214}Po nagyon rövid felezési idejű (164 μs), ezért a bomlási sorban azt megelőző 26,8 perces felezési idejű ^{214}Pb és a 19,7 perc felezési idejű ^{214}Bi béta-bomló izotópok inhalációját és légúti kiülepedését is modelleznünk kell. Megjegyzendő, hogy 0,02 % eséllyel a ^{214}Bi is alfa-bomló, de a kis valószínűség miatt ezzel az alfa-terheléssel nem számoltunk. A lakásra és bányára jellemző expozíciós/aeroszol és légzési adatok nagymértékben eltérnek egymástól. Jelen számítások során egy átlagos radonszintű lakás és egy viszonylag jól dokumentált Cseh uránbánya adataiból indultunk ki. Ezen expozíciós adatok, valamint a légzési paraméterek az 1. táblázatban kerültek összefoglalásra, az adatok szakirodalmi forrásának a megadásával.

1. táblázat. A modellszámításoknál alkalmazott légzésre és aeroszolakra jellemző paraméterértékek

Lakás	légzési paraméterek	légzési mód	orrlégzés	ICRP66, 1994, [26]
		<i>FRC</i> (l)	3,3	ICRP66, 1994, [26]
		légzési térfogat (l)	0,75	ICRP66, 1994, [26]
		légzési ciklusidő (s)	5	ICRP66, 1994, [26]
	aeroszol paraméterek	<i>AMAD</i> (nm)	kitapadt: 200 ki nem tapadt: 1	BEIR VI, 1999, [1]
		aktivitáskoncentráció arányok ($^{218}\text{Po}/^{214}\text{Pb}/^{214}\text{Bi}$)	0,58/0,44/0,29	BEIR VI, 1999, [1]
		ki nem tapadt hányad (%)	6	Haninger, 1997, [10]
Uránbánya	légzési paraméterek	légzési mód	orrlégzés	ICRP66, 1994, [26]
		<i>FRC</i> (l)	3,3	ICRP66, 1994, [26]
		légzési térfogat (l)	1,25	ICRP66, 1994, [26]
		légzési ciklusidő (s)	3	ICRP66, 1994, [26]
	aeroszol paraméterek	<i>AMAD</i> (nm)	kitapadt: 200 ki nem tapadt: 1	BEIR VI, 1999, [1]
		aktivitáskoncentráció arányok ($^{218}\text{Po}/^{214}\text{Pb}/^{214}\text{Bi}$)	0,6/0,29/0,21	BEIR VI, 1999, [1]
		ki nem tapadt hányad (%)	1	Samet, 1989, [11]

A modellezés első lépését a légzőrendszeri részecskekiülepedés szimulációja jelentette. A légutak jellegzetes régióiban a depozíciós frakciók (a kiülepedett és a belélegzett részecskék aránya) kiszámításához a Sztochasztikus Tüdőmodellt [8, 9] alkalmaztuk. A modell részecskéket sorsol a légutak bejáratánál (orr vagy száj) és követi azokat, amíg vagy kiülepednek, vagy kilélegzés által elhagyják a légzőrendszert. A felső légutakban (orr, száj,

garat, gége) a depozíciót félempirikus formulákból számolja ki. A modell a bronchiális és bronchioláris légutakban csőátmérőket és hosszakat, valamint elágazási és gravitációs szögeket sorsol, majd kiszámítja a megfelelő kiülepedési valószínűséget, figyelembe véve a gravitációs, az impakciós és a diffúziós kiülepedési mechanizmusokat. Az alveoláris régióban a kiülepedett frakciót a modell szintén e három depozíciós mechanizmus eredményeként számítja ki. A modell részletes leírása megtalálható a fent említett publikációkban.

E modellt alkalmazva, meghatározható, hogy a potenciális alfa-energiának hányad része deponálódik a légutak extrathorakális (ET), bronchiális (BB), bronchioláris (bb) és acináris (Ac) régióiban. Ha egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiát tételezünk fel, akkor a légutak i -edik anatómiai régiójában ennek az

$$F_i = f_{i1} \times fp + f_{i2} \times (1 - fp) \quad (1)$$

frakciója deponálódik, ahol f_{i1} a ki nem tapadt hányad, f_{i2} pedig a kitapadt hányad kiülepedési frakciója az i -edik régióban, míg fp a radon leányelemek szabad (ki nem tapadt) hányada, azaz a potenciális energiának az a hányada, amelyet a környező aeroszolakra ki nem tapadt leányelemek képviselnek. Számításainkban i 1-től 4-ig vesz fel értékeket és rendre az ET, BB, bb és Ac légúti régiókat szimbolizálja.

Jelenleg nem teljesen eldöntött, hogy a rákkockázat tekintetében mi a legrelevánsabb célpont (sejtmag, sejt, sejtcsoport), de mivel a jelenleg elfogadott formalizmus a sejtmag dózissal operál, mi is ezt fogjuk követni a számításaink során. Az adott régióban kiülepedett potenciális alfa-energiának azonban csak egy bizonyos része nyelődik el az ottani sugárérzékeny sejtek magjaiban. Az energia egy másik hányada a citoplazmában, a nem radioszenzitív sejtekben vagy a sejtközi térben adódik át a szövetnek. A sugárzásra érzékeny sejtek magjaiban leadott energiahányad kiszámításához szükség van az érzékeny sejtmagok számának, méretének, alakjának és mélységeloszlásának ismeretére. Fontos figyelembe venni azt is, hogy a kiülepedett radionuklidok nem maradnak végleg a kiülepedés helyén, például kitisztulnak vagy bediffundálnak a szövetbe, bekerülhetnek a véráramba stb. Mindezeket figyelembe véve, a pontos konverziós számításokhoz a depozíciós modelleken túlmenően szükség van mind biokinetikai, mind pedig dozimetriai modellekre. A radon rövid felezési idejű leányelemeinél azonban speciális helyzettel szembesülünk, ugyanis rendszerint elbomlanak, mielőtt érdemben elmozdulnának a kiülepedési helyüktől. A radon bomlástermékek felezési ideje sokkal rövidebb, mint az az idő, ami a vérbe vagy más szövetekbe történő diffúzióhoz szükséges, de a fagocitózishoz is több idő kell. Az ún. lassú tisztulás is sokkal hosszabb ideig tart (legalább 20 nap), mint ami alatt a radon bomlási sor lecseng. A gyors, mukociliáris tisztulás egy-két nap alatt vinné ki a részecskéket a légutakból. Fontos megjegyezni azt is, hogy a tudomány jelen állása szerint a mukociliáris tisztulás részecskeméret-függő és a mikron alatti részecskéknél (amely mérettartományba a radon leányelemek döntő többsége esik) csak kevesebb, mint egyharmada tisztul gyors tisztulással. Nem utolsósorban, a konverziós faktorok érzékenysége a nyáktisztulásra a kompenzációs hatás miatt is alacsony [12], ami azt jelenti, hogy például a tisztulás miatti bronchiális dózis ugyan csökkenne a távozó aktivitás miatt, de ugyanakkor a bronchioláris régióból be is jutnak ide radioaktív részecskék. A mukociliáris tisztulás viszont csökkentheti a kiülepedés okozta egyenetlen aktivitás-eloszlás inhomogenitását mértékét [13]. A fentiek fényében, a rövid felezési idejű radon leányelemek esetében a konverziós tényezők számításakor feltételezhetjük, hogy a radioizotópok abban a régióban bomlanak el, amelyben kiülepedtek.

Az ICRP 66-os kiadvány [26] szerint az extrathorakális (felső légúti) sejtek sugárérzékenysége elmarad a többi régió érzékeny sejtjeinek radioszenzitivitásától, ezért jelen munkában az ET régióban elnyelt dózist nem vesszük figyelembe a dóziskonverziós együttthatók számításakor. Általában az osztódásra képes sejtek érzékenyebbek a sugárzásra, de a légzőrendszer különböző régióiban fellelhető egyes sejt típusok radioszenzitivitása még nyitott kérdésnek tekinthető. A BB régióban egyezményesen a bazális [14] és bizonyos

kiválasztó (secretory) [15] sejteket tekintik sugárérzékenyeknek. E két sejtkategória gyakorisága, a sejtek/sejtmagok mérete és azok mélységeloszlása sem azonos. A differenciálatlan bazális sejtek mélyebben, míg az érzékeny kiválasztó sejtek (a kehelysejtek nem tartoznak ide) a légút falához közelebb helyezkednek el. A két különböző típusú sejt egymáshoz viszonyított számát illetően látszólag ellentmondanak egymásnak a Mercer cikkében [16] és az ICRP 66-os kiadványban [26] szereplő adatok. Míg Mercer szerint a bazális sejtek száma közel egy nagyságrenddel nagyobb, mint az érzékeny kiválasztó sejteké, az ICRP66 kiadványban az utóbbiak összömege durván kétszer nagyobb. Mivel a sejtek/sejtmagok méreteiben jelentkező kis eltérések e nagy különbségre nem adnak magyarázatot, az ellentmondást az oldhatja fel, hogy míg Mercer a légszűrő utáni négy generációra ad meg adatokat, addig az ICRP66 a teljes bronchiális régióra vonatkoztat (átlagosan az első 8 generáció). Mivel az 5.-8. generáció felülete jóval nagyobb az első négyénél, az arányok megfordulhatnak, ha a generációs szám növekedésével a kiválasztó sejtek száma nő és/vagy a bazális sejtek száma csökken. Ez utóbbi biztosan teljesül, mivel a bronchioláris régióban már egyáltalán nem számolnak érzékeny bazális sejtekkel. Az említett különbségek következtében a két különböző sejtcsoport magjai által elnyelt dózis sem lesz azonos. E dózis kiszámításához egyenes hengerrel szokták közelíteni a légutakat, melynek felületén egyenletes aktivitást feltételeznek. A kiülepedett izotópok bomlásakor keletkezett alfa-részecskék egyenes pályáját modellezik, illetve ezeknek a sejtekkel való metszetéből (húrhossz) és az adott alfa-energiának megfelelő LET értékekből kiszámolják a célsejtek magjai által elnyelt energiát. Az ICRP 66-os kiadványban tabuláltan megtalálható, hogy e két különböző típusú sejt magjaiban a BB régióban kiülepedett energiának hányad része nyelődik el (AF frakció), ha ismert a bomlás során keletkező alfa-részecske kezdeti energiája. A rövid felezési idejű radon bomlástermékek közül a ^{218}Po egy 6 MeV-es, a ^{214}Po pedig egy 7,69 MeV-es alfa-részecskét bocsájt ki, ezért a ^{218}Po -hoz rendelhető potenciális alfa-energia 13,69 MeV, míg a ^{214}Pb és ^{214}Bi izotópok csupán 7,69 MeV potenciális alfa-energiát képviselnek. A két energiának két különböző AF érték felel meg. A ki nem tapadt (szabad) hányad esetében azt feltételeztük, hogy csak ^{218}Po izotópok fordulnak elő, mert a többi izotóp felezési ideje sokkal nagyobb, mint a környezeti részecskékre történő kitapadáshoz szükséges átlagos idő. Ezért a ki nem tapadt hányadból származó deponálódott energiának a 6/13,69-ed részére (ami $\approx 0,438$) egy AF_{i1} , míg a 7,69/13,69-ed részére (ami $\approx 0,562$) egy AF_{i2} elnyelési frakciót veszünk figyelembe. AF_{i1} és AF_{i2} értékeit az ICRP66 kiadvány régióként (BB: $i=2$ és $bb: i=3$) és érzékeny sejt típusonként (BB-be bazális és kiválasztó, bb -ben csak kiválasztó) adja meg. A kitapadt radonleányelemek esetében ^{218}Po , ^{214}Pb és ^{214}Bi izotópok egyaránt megtalálhatók. Mivel e munkában a kitapadt hányadot hordozó részecskéket monodiszperznek tételeztük fel (200 nm-es aerodinamikai átmérővel, ahol a környezeti aeroszolok számszerinti méreteloszlásának egy csúcsa van) és egy részecskén csupán egy izotóp van, a légutakban kiülepedett kitapadt izotópok között a ^{218}Po számaránya ugyanolyan lesz, mint az eredetileg is volt a légtérben található kitapadt izotópok között. Ahhoz, hogy e számarányt kiszámítsuk, ismernünk kell a levegőben lévő radon bomlástermékek aktivitáskoncentráció arányait. A levegőben a ^{218}Po -nak köszönhető potenciális alfa-energia és a teljes potenciális alfa-energia (^{218}Po , ^{214}Pb és $^{214}\text{Bi}/^{214}\text{Po}$) arányára (fe) fennállnak az

$$fe = \frac{E_1}{E_1 + E_2 + E_3} = \frac{I}{I + \frac{N_2 \times 7,69}{N_1 \times 13,69} + \frac{N_3 \times 7,69}{N_1 \times 13,69}} = \frac{I}{I + \frac{c_2}{c_1} \times \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \times \frac{7,69}{13,69} + \frac{c_3}{c_1} \times \frac{\lambda_1}{\lambda_3} \times \frac{7,69}{13,69}} \quad (2)$$

relációk, ahol az E_1 , E_2 , E_3 , az N_1 , N_2 , N_3 , a c_1 , c_2 , c_3 és a λ_1 , λ_2 , λ_3 jelölések rendre a ^{218}Po , ^{214}Pb és ^{214}Bi potenciális alfa-energiáit, számát, aktivitáskoncentrációit és bomlási állandóit szimbolizálják. Mivel λ_1 , λ_2 és λ_3 ismertek, a (2) egyenlőség sor az

$$fe = \frac{I}{I + 4,936 \frac{c_2}{c_1} + 3,628 \frac{c_3}{c_1}} \quad (3)$$

alakban is írható. Látható, hogy egyensúly esetén ($c_1=c_2=c_3$) fe -re a jól ismert 0,105 értéket kapjuk [17]. Fontos hangsúlyozni viszont, hogy fe nem a kitapadt hányadnak a ^{218}Po által képviselt potenciális alfa-energia frakcióját jelenti, hanem az összes leányelemre (kitapadt és ki nem tapadt) vonatkoztatott ^{218}Po potenciális alfa-energia részarányát. Az előbbit az $(fe-fp)/(1-fp)$ értéke adja meg. Értelmszerűen, a kitapadt hányadnak a nem ^{218}Po (vagyis ^{214}Pb és ^{214}Bi / ^{214}Po) által képviselt potenciális alfa-energia frakciója $(I-fe)/(1-fp)$. A ki nem tapadt radon leányelemekhez hasonlóan, a kitapadt és kiülepedett ^{218}Po -hoz rendelt potenciális alfa-energiát is kettéosztjuk, mivel a két különböző alfa-energiához (6 MeV és 7,69 MeV) két különböző AF érték tartozik. Ez gyakorlatilag azt jelenti, hogy az egységnyi inhalált potenciális alfa-energia kitapadt és az i -edik régióban kiülepedett részének $6/13,69=0,438$ frakciójából AF_{i1} hányad, míg $7,69/13,69=0,562$ frakciójából AF_{i2} hányad fog elnyelődni. A bronchiális légutak esetében természetesen más-más AF_{i1} és AF_{i2} értékek érvényesek a bazális és a kiválasztó sejtek magjaira. Összegezve, az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának a légutak bronchiális régiója érzékeny sejtjeinek (bazális, kiválasztó) sejtmagjaiban leadott hányadát öt komponensre bontottuk:

- az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett ki nem tapadt ^{218}Po atomok 6,00 MeV-es alfa-bomlásaiból származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada (k_1);
- az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett ki nem tapadt ^{218}Po atomok ^{214}Po leányelemének 7,69 MeV-es alfa-bomlásából származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada (k_2);
- az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett kitapadt ^{218}Po atomok 6 MeV-es alfa-bomlásaiból származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada (k_3);
- az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett kitapadt ^{218}Po atomok ^{214}Po leányelemének 7,69 MeV-es alfa-bomlásából származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada (k_4);
- az egységnyi belélegzett potenciális alfa-energiának az adott régióban kiülepedett kitapadt ^{214}Pb és ^{214}Bi atomok ^{214}Po leányelemének 7,69 MeV-es alfa-bomlásából származó, sejtmagokban elnyelt energiahányada (k_5).

Matematikailag ezen öt komponens a következő képletekkel fejezhető ki:

$$k_1 = 0,438 f_{i1} fp AF_{i1} \quad (4),$$

$$k_2 = 0,562 f_{i1} fp AF_{i2} \quad (5),$$

$$k_3 = 0,438 f_{i2} (fe - fp) AF_{i1} \quad (6),$$

$$k_4 = 0,562 f_{i2} (fe - fp) AF_{i2} \quad (7) \text{ és}$$

$$k_5 = f_{i2} (I - fe) AF_{i2} \quad (8).$$

A fenti öt képlet külön-külön felírandó a bazális és a kiválasztó sejtekre. A (4)-(8) képletek által megadott k értékek összege az egységnyi inhalált energiára vonatkozik. Ahhoz, hogy adott sejt típusban az 1 WLM (munkaszint hónap) expozíciónak megfelelő elnyelt energiát kiszámíthassuk, a k értékek összegét meg kell szoroznunk az 1 WLM-nek megfelelő alfa-energiával. Az 1 munkaszint hónap (WLM) történelmi mennyiség alatt 170 órai expozíciót

értünk 1WL (munkaszint) – nek megfelelő aktivitás koncentrációval jellemzett környezetben. Az 1 WL munkaszint 130000 MeV potenciális alfa-energiának felel meg literenként a levegőben lévő radon bomlástermékek bármilyen keverékére. Ha tehát az 1 WLM mellett inhalált energiát Joule-ban akarjuk kiszámítani, akkor a 170 óra alatt belélegzett, literben kifejezett térfogatot meg kell szoroznunk $2,08 \times 10^{-8}$ -al (= $130000 \times 10^6 \times 1,6 \times 10^{-19}$), ami az egy liter levegőre jutó potenciális alfa-energia (Joule-ban). Ha ismert a légzési térfogat (VT) és a légzési ciklusidő (T), akkor kiszámítható a 170 óra (612000 s) alatt inhalált levegőtérfogat is, majd a megfelelő potenciális alfa-energia is. Mindezek alapján, az 1 WLM terhelésnek megfelelő belélegzett potenciális alfa-energia $0,0127 \times VT/T$ lesz, ahol a VT/T l/s-ban van megadva. Ezek alapján, az 1WLM-nek megfelelő valamely bronchiális (vagy bronchioláris) érzékeny sejtcsoport magjaiban elnyelt, Joule-ban kifejezett energia:

$$E = \frac{0,0127 \times VT}{T} \sum_{i=1}^5 k_i \quad (9).$$

A (9) képlet a BB régióban bazális és kiválasztó sejtek sejtmagjaira egyaránt érvényes, de ha energiáról elnyelt dózisa akarunk áttérni, akkor még osztanunk kell a bazális sejtek esetében $4,3 \times 10^{-4}$ kg, míg a kiválasztó sejtek esetében $8,7 \times 10^{-4}$ kg tömeggel (érzékeny sejteket tartalmazó szövet össztömege) [26], vagyis

$$D_{baz} = \frac{29,53 \times VT}{T} \sum_{i=1}^5 k_i \quad (10)$$

$$D_{kiv} = \frac{14,6 \times VT}{T} \sum_{i=1}^5 k_i \quad (11).$$

A (10) és (11) képletekben D_{baz} a bazális, míg D_{kiv} a kiválasztó sejtek magjaiban elnyelt dózist jelöli, Gy-ben kifejezve. Emlékeztetünk arra, hogy ugyan a két összefüggésben a summák formailag egyformák, értékeik valójában különböznek egymástól, mivel a (4-8) képletekben szereplő AF_{i1} és AF_{i2} más-más értékkel rendelkezik bazális és kiválasztó sejtekre. Mivel a két különböző típusú sejt (bazális és kiválasztó) sugárérzékenysége a jelenlegi álláspont szerint egyforma, ezért a két dózist egyforma súllyal fogjuk figyelembe venni, így a bronchiális rész érzékeny sejtmagjaiban elnyelt, Gray-ben kifejezett dózis

$$D_{BB} = 0,5 \times (D_{bazális} + D_{kiválasztó}). \quad (12)$$

A bronchioláris régióban is a fent bemutatott formalizmust alkalmazzuk, de ott már csak a kiválasztó sejtek jelennek meg, mint radioszenzitív sejtek. Az ICRP66 kiadvány szerint, az érzékeny bronchioláris kiválasztó sejtmagoknak megfelelő tömeg 0,002 kg, így a (9) képlet alapján az 1 WLM-nek megfelelő, Gray-ben kifejezett elnyelt dózis

$$D_{bb} = \frac{6,35 \times VT}{T} \sum_{i=1}^5 k_i, \quad (13),$$

ami hasonló alakban van felírva, mint a bronchiális dózis, de értéke eltér attól, többek között a különböző részecskekiülepedési frakciók (f) és elnyelt energiafrakciók (AF) miatt.

Az alveoláris-intersticiális régióban a dóziszámítás némileg eltér az eddig bemutatottaktól. Ebben az anatómiai régióban abból indulunk ki, hogy a sugárérzékeny sejtek egyenletesen oszlanak el a teljes térfogatban [26], így ha a teljes ide jutó potenciális alfa-energiát elosztjuk a régió teljes tömegével (1,1 kg), akkor tulajdonképpen megkapjuk az érzékeny sejtek magjaiban elnyelt dózist

$$D_{Al} = \frac{0,0115 \times VT}{T} F_i \quad (14).$$

A (14) képletben szereplő F_1 az Ac régióban kiülepedett energiafrakció (mind a szabad, mind a kitapadt kiülepedett hányad által képviselt potenciális energia és a belélegzett potenciális energia hányada) és értékét az (1) egyenlet alapján számíthatjuk ki.

Miután megadtuk mindhárom régióban az érzékeny sejtmagokban elnyelt dózist, ezeket súlyozva összegezzük. Ellentétes evidencia hiányában, a különböző régiók sejteinek sugárérzékenysége egyformának vehető, így 1/3-ad súllyal vesszük figyelembe azokat. A teljes elnyelt dózisa (Gy-ben) tehát a

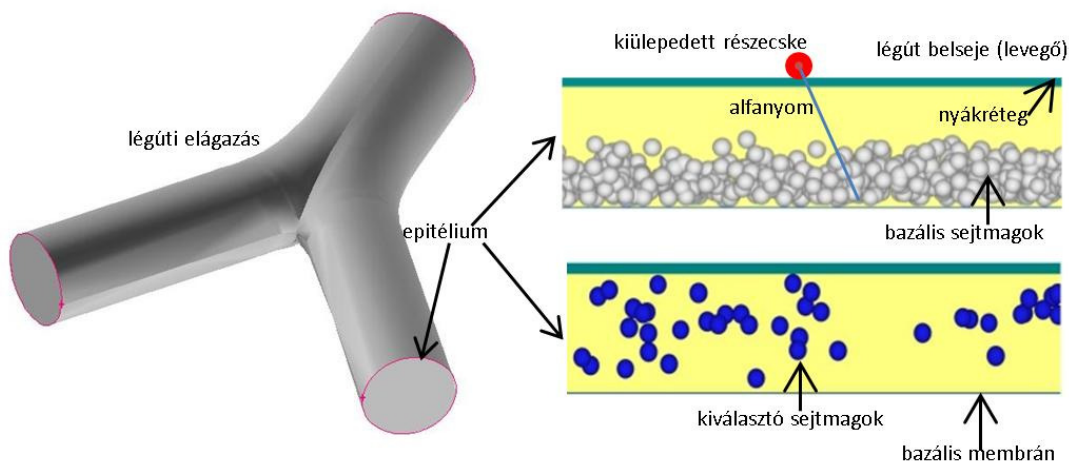
$$D_{tot} = \frac{1}{3}(D_{BB} + D_{bb} + D_{Al}) \quad (15)$$

összefüggés alkalmazandó. Utolsó lépésként az elnyelt dózist effektív dózissá alakítjuk, vagyis megszorozzuk az alfa-sugárzásra vonatkozó sugárzási súlyfaktoral (20) és a tüdőszövetre vonatkozó szöveti súlyfaktoral (0,12). Így a konverziós tényezőre a

$$DCF = 2400 \times D_{tot} \quad (16)$$

érték adódik mSv/WLM-ben.

Jelen munkában a BB régió esetében a dozimetriai számításokat az ICRP modellel és egy saját modellel is elvégeztük. A saját dozimetriai modell tehát csak a BB régióban különbözik az ICRP modelltől. A saját modell a sejteket nem egy henger köré, hanem egy elágazásegység köré helyezi (lásd 1. ábra). A sejtmagok számát (bazális: $17,1 \times 10^3 \text{ mm}^{-2}$, kiválasztó; $1,8 \times 10^3 \text{ mm}^{-2}$), átmérőjét (bazális: $8,8 \text{ }\mu\text{m}$, kiválasztó; $9,1 \text{ }\mu\text{m}$) és mélységeloszlását [16] adatai alapján rekonstruáltuk. A bomlás során keletkező alfa-részecskék pályáit Monte Carlo módszerrel generáltuk, majd a sejtmagokon belüli húrhosszból és az adott alfa-energiára jellemző Bragg görbéből kiszámítottuk minden egyes eltalált sejtmag esetében a kapott energiát. Ezek összegének és a magok (eltalált és el nem talált magok is) össztömegének az aránya lesz az adott sejttípusra jellemző elnyelt dózis. Ezt külön-külön kiszámítottuk bazális és kiválasztó sejtekre is, majd ezeket 0,5 súllyal vettük figyelembe a D_{BB} meghatározásakor. Ezen alternatív módszer esetében feltételeztük, hogy az egyetlen elágazásra jellemző viszonyok (kiülepedést és sejtmagokat jellemző paraméterek) és a számolt értékek, megfelelő skálázással, reprezentatívak a teljes BB régióra. A többi régióra (bronchioláris, acináris) itt is a fent leírt ICRP dozimetriai módszert alkalmaztuk [26].



1. ábra. Számítógépes módszerrel generált háromdimenziós bronchiális légúti elágazás (bal oldal) és a szimulált bronchiális epitélium bazális (jobb oldal, fent) és érzékeny kiválasztó (jobb oldal, lent) sejtmagjai

Az (1)-(16) képletekkel leírt formalizmus alkalmas arra, hogy a számítási folyamatot automatizáljuk, vagyis egy konverziós tényezőket számító szoftvert írjunk. A program bekéri az 1. táblázatban is felsorolt input értékeket, majd lépésről-lépésre kiszámítja a bemutatott mennyiségeket és végül kiírja a kiszámolt konverziós tényezőket. A program előnye, hogy nemcsak e cikkben bemutatott két esetre (adott paraméterekkel jellemzett lakás és bánya), hanem bármilyen más paraméterkombinációra is megadja az átszámítási tényezőket. Ez fokozottan hasznos lehet akkor, ha valakinek nincs részecske-depozíciós modellje, de akkor is jól jön, ha a felhasználó nem szeretné végigvinni az időigényes részszámításokat. További előny lehet, hogy a gyorsaság miatt a paraméterek számos kombinációjára kiszámíthatók a DCF-ek, ezáltal könnyedén vizsgálhatóvá válik az átszámítási tényezők érzékenysége a különböző légzési és aeroszol paraméterekre, valamint izotóp összetételre és egyéb paraméterekre.

EREDMÉNYEK

Az 1 táblázatban feltüntetett, lakásra és bányára vonatkozó és a légzést és aeroszolat jellemző paramétereket inputként használva, a Sztochasztikus Tüdőmodellel kapott kiülepedési frakciókat a négy régióra a 2. táblázat tartalmazza, mind a ki nem tapadt, mind pedig a kitapadt radon leányelemekre. Ezen adatokból kiindulva, meghatározható az (1) képlettel definiált régiónkénti teljes (kitapadt és ki nem tapadt) kiülepedett energiafrakció (F_i) is. Mivel a konverziós tényezők közvetlenül nem függenek az ET régióbeli kiülepedéstől, ezért a táblázatban e régióra az F_i -t nem tüntettük fel.

2. táblázat. A ki nem tapadt hányad, a kitapadt hányad és az összes radon leányelem regionális kiülepedési frakciói lakásnak és bányának megfelelő légzési módokra, valamint a számított f_e és az ICRP66-ból származó AF_i értékek

Lakás						
	ki nem tapadt hányad kiülepedési frakciója (f_{ii})	kitapadt hányad kiülepedési frakciója (f_{ii})	teljes kiülepedési frakció (F_i)	f_e	AF_i (6 MeV)	AF_i (7,69 MeV)
ET	0,906	0,072				
BB	0,0664	0,0067	0,010282	0,1524	bazális: 0,005 kiválasztó: 0,249	bazális: 0,0893 kiválasztó: 0,353
bb	0,0194	0,029	0,028424		0,214	0,172
Ac	0,0002	0,12	0,112812		-	-
Bánya						
ET	0,83	0,0555				
BB	0,0899	0,0049	0,00575	0,2149	bazális: 0,005 kiválasztó: 0,249	bazális: 0,0893 kiválasztó: 0,353
bb	0,0671	0,023	0,023441		0,214	0,172
Ac	0,00314	0,124	0,1227914		-	-

Ugyancsak a 2. táblázatban szerepelnek a lakásra és bányára jellemző f_e értékek, vagyis a ^{218}Po izotópok (kitapadt és ki nem tapadt) által képviselt potenciális alfa-energia és a teljes potenciális alfa-energia arányai e két különböző környezet levegőjében. E paramétert a (3) képlettel értelmeztük és a k_i frakciók kiszámításánál lesz rá szükség. A (4)-(8) képletekkel

értelmezett k_i hányadosok kiszámításához, szükség van az adott régióban és sejtípusban elnyelt alfa-energia hányadra az oda kiülepedett potenciális alfa-energiából, mind a 6 MeV-es, mind pedig a 7,69 MeV-es alfa-részecskék esetében (AF_i értékek). Az AF faktorok természetesen nem függenek a légzésre és aeroszolokra vonatkozó paramétereiktől, így lakásra meg bányára ugyanazok. Ezen értékek nem saját számítás eredményei, hanem az ICRP 66-os kiadványából [26] vettük át. Az 1. és 2. táblázatban szereplő adatokból a (4)-(8) képletek felhasználásával kiszámítottuk a k_i frakciókat, majd a (10-14) képletekből a BB régió bazális és kiválasztó sejtjei, a bb régió kiválasztó sejtjei és az AI régió érzékeny sejtjei által elnyelt dózist. A megfelelő súlyozások után ezen adatokból elnyelt dózist, majd effektív dózist, illetve konverziós tényezőket határoztunk meg lakásra és uránbányára. A kapott eredményeket a 3. táblázatban foglaltuk össze. Jelen számítások a saját depozíciós kód-ICRP kombinált modellel lakásra **8 mSv/WLM**, bányára pedig **16 mSv/WLM** egészre kerekített konverziós tényező értékeket adtak. Emlékeztetjük, a bevezetőben is említett epidemiológiai felméréseken alapuló aktuális DCF értékek 9 mSv/WLM a lakosságra nézve és 12 mSv/WLM, a dolgozókra nézve. Látható, hogy a modellszámításokkal kapott konverziós tényezők közül a lakásra kapott DCF (8,25 mSv/WLM) nagyon jó egyezést mutat az epidemiológiai felmérésekből számítottal, de a bányára számított DCF (16,11 mSv/WLM) 34 százalékkal magasabb a dolgozókra megállapított értéknél. Ez egyébként jól illeszkedik a trendbe, miszerint a modellszámítások rendre magasabb DCF értékeket adnak, mint az epidemiológia. Ennek egyik lehetséges oka, hogy az alfa-sugárzásra vonatkozó sugárzási súlytényezőt felülbecsüljük, de természetesen számos más oka is lehet. A két számított érték (8,25 mSv/WLM és 16,11 mSv/WLM) közötti különbséget leginkább a különböző légzési módból származó különböző depozíció okozza.

A *Módszerek* részben leírt saját depozíciós modellt [8] és bronchiális epitélium-modellt alkalmazva a BB régió alfa-részecskék által eltalált bazális sejtmagjaiban egyetlen alfa-letalatra az átlagos elnyelt dózis 385 mGy, míg a kiválasztó sejtek magjában, ugyancsak egy találatra, átlagosan 298 mGy. Egyetlen 7,6 MeV-es alfa-bomlás átlagosan (minden sejtet figyelembe véve) $1,71 \times 10^{-5}$ mGy dózist jelent a bazális sejtmagokban és átlagosan $2,94 \times 10^{-5}$ mGy-t a kiválasztó sejtek magjaiban. A 6 és 7,69 MeV-es alfa-részecskéknek együttesen (^{218}Po esete) átlagosan $1,95 \times 10^{-5}$ mGy elnyelt dózis felel meg a bazális és $4,28 \times 10^{-5}$ mGy a kiválasztó sejtek magjait tekintve. Megjegyezzük, hogy az 1. ábrán látható modellezett elágazásegység felülete 576 mm^2 , azaz a fenti dózist $\approx 1,1$ millió kiválasztó, illetve $\approx 10,3$ millió bazális sejtre számítottuk ki. Az 1. táblázatban feltüntetett adatoknak és a kiülepedési eredményeknek megfelelően, az 1WLM expozíció mellett inhalált potenciális alfa-energia $1,9 \times 10^{-3}$ J lakásra és $5,3 \times 10^{-3}$ J bányára, amiből a BB régió modellezett elágazásában $3,8 \times 10^{-7}$ J, illetve $5,1 \times 10^{-7}$ J energia deponálódik. Figyelembe véve az izotóparányokat is, a bazális sejtek magjában elnyelt energia 4,96 mGy lesz lakásban és 7,05 mGy bányában. Az érzékeny kiválasztó sejtek magjában 8,53 mGy és 12,11 mGy elnyelt dózis adódik lakásra, illetve bányára. A súlyozások után, D_{BB} -re lakás esetében 6,74 mGy, míg bánya esetében 9,58 mGy elnyelt dózist kapunk. Ha e dózistokhoz hozzáadjuk a 3. táblázat D_{bb} és D_{AI} értékeit, és mindegyik dózist 1/3 súllyal vesszük figyelembe, akkor a D_{tot} teljes elnyelt dózis 3,88 mGy lesz lakásra és 7,03 mGy bányára, ami **9 mSv/WLM** és **17 mSv/WLM** kerekített átszámítási tényezőket jelent (a számított pontos értékek 9,32 mSv/WLM és 16,88 mSv/WLM). Ezen második módszerrel (saját depozíciós modell és saját bronchiális epitélium és dozimetriai modell kapcsolva az ICRP bronchioláris és alveoláris-intersticiális dozimetriai modelljéhez; a 2. ábrán A-val jelölve) számított DCF értékek 13, illetve 5 százalékkal magasabbak, mint az első módszerrel (saját depozíciós modell kapcsolva az ICRP dozimetriai modelljéhez; a 2. ábrán B-vel jelölve) számítottak. Ennek, az egyébként nem markáns eltérésnek az okai többek között a különböző sejtmag-sűrűség, mélységeloszlás és méret lehetnek. Ha jelen számításainkat az irodalomban található átszámítási tényezőkre vonatkozó modellszámítások

adataival hasonlítjuk össze (2. ábra), akkor azt láthatjuk, hogy jelen eredmények jól illeszkednek a más modellekkel számítottakhoz.

3. táblázat. Lakásnak és uránbányának megfelelő expozíciós körülményekre számított elnyelt energiafrakciók (k_i), elnyelt dózisok (D_{BB} , D_{bb} , D_{AI} , D_{tot}) és konverziós tényezők (DCF)

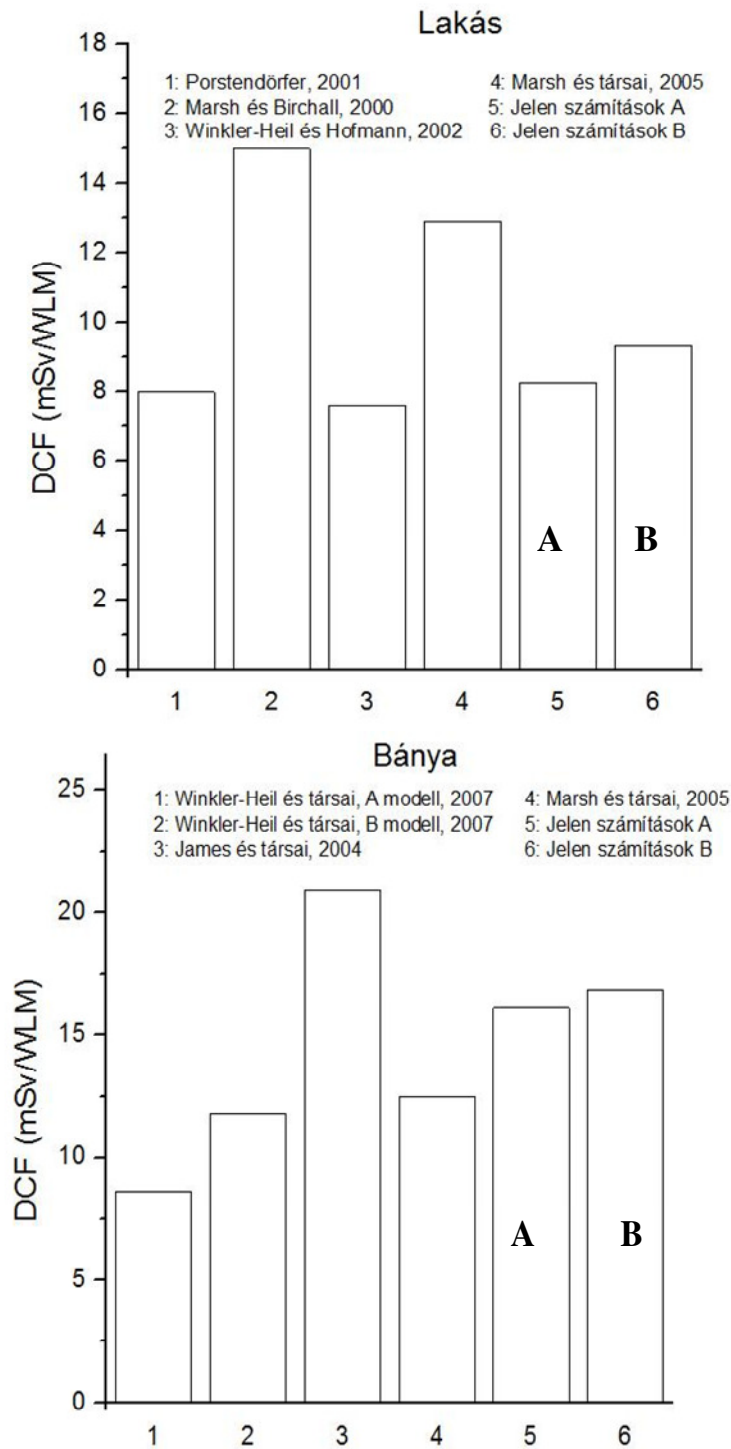
	k_i	BB bazális	BB kiválasztó	bb kiválasztó	D_{BB} (mGy)	D_{bb} (mGy)	D_{AI} (mGy)	D_{tot} (mGy)	DCF (mSv/WLM)
Lakás	k_1	8,72E-06	0,000434	0,000109	$D_{baz}= 3,31$	4,72	0,19	3,44	8,25
	k_2	0,000199	0,00079	0,000112					
	k_3	1,36E-06	6,75E-05	0,000251					
	k_4	3,11E-05	0,000123	0,000259					
	k_5	0,000507	0,002004	0,004228					
	$\sum_{i=1}^5 k_i$	0,000748	0,003420	0,004960	$D_{BB}= 5,40$				
Bánya	k_1	1,97E-06	9,80E-05	6,29E-05	$D_{baz}= 5,45$	10,93	0,59	6,71	16,11
	k_2	4,51E-05	0,000178	6,49E-05					
	k_3	2,20E-06	0,000109	0,000442					
	k_4	5,04E-05	0,000199	0,000455					
	k_5	0,000344	0,001358	0,003106					
	$\sum_{i=1}^5 k_i$	0,000443	0,001943	0,004131	$D_{BB}= 8,64$				

Amint azt a *Módszerek* fejezetben is említettük, a bemutatott képletek és módszer alapján egy konverziós tényezőt számító szoftvert is fejlesztettünk. E szoftver COMPAQ VISUAL FORTRAN fejlesztői környezetben íródott. A 3. ábrán a program felhasználóbarát grafikus felülete látható. Bemeneti adatként megadható, hogy a kód milyen légzési módra számoljon, mekkora szabad hányadot vegyen alapul, illetve milyen aktivitáskoncentráció arányokból induljon ki. Ezen kívül, mód van még az egyensúlyi tényező megadására is. Ez utóbbi csak a DCF -nek a $mSv/(h \times Bq/m^3)$ – ben kifejezett értékéhez szükséges, ugyanis a program a mSv/WLM -ben megadható DCF érték mellett lehetőséget biztosít az előbbi kiszámítására is. Ha a terhelés Bq/m^3 -ben ismert és tudjuk az expozíció idejét (órában kifejezve), akkor ebből könnyedén kiszámítható az effektív vagy az elnyelt dózis. A kétféleképpen kifejezett átszámítási együttható közötti kapcsolatot az

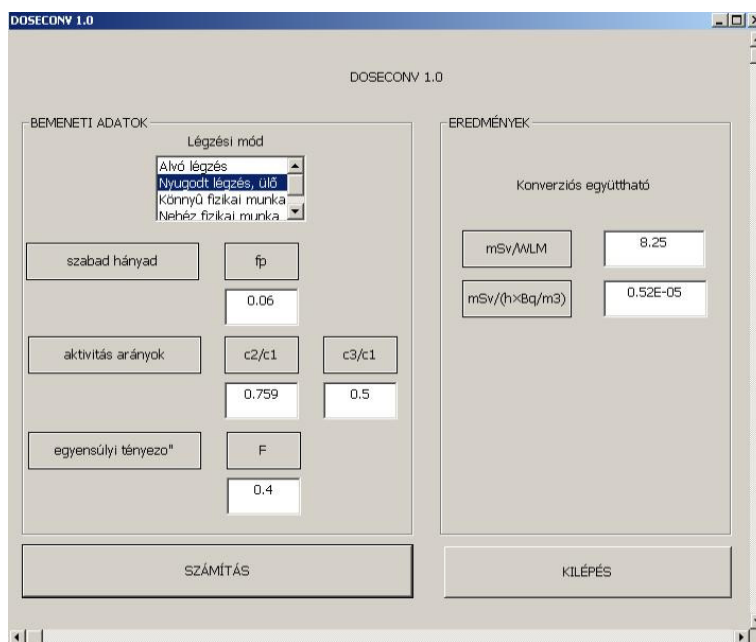
$$1 \frac{Bq}{m^3} = \frac{WL \times F}{3700} = WLM \frac{F \times h}{629000} \quad (16)$$

összefüggés adja meg, ahol F az egyensúlyi tényező és h az órában kifejezett expozíciós idő. Ha nem ismert az egyensúlyi faktor, akkor értéke egyezményesen 0,4-nek vehető.

A program lehetőséget ad arra, hogy külső modellek (pl. kiülepedési modell) nélkül DCF -eket számítsunk. Mivel a különböző paraméterértékekre számított DCF -ek pillanatok alatt kiszámíthatók, a szoftver lehetőséget biztosít az átszámítási együtthatók inputparaméter-érzékenységének a jövőbeni vizsgálatára is. A szoftver a későbbiekben, több irányban is továbbfejleszhető, bővíthető, például a nemek szerinti DCF -ek vagy a különböző expozíciós szcenárióknak megfelelő dózisok és kockázatok számításának irányába.



2. ábra. Jelenlegi modellszámítások eredményeként adódó *DCF* értékek (A és B-vel is jelölt oszlopok) összehasonlítása a szakirodalomból származtatott, mások által számított adatokkal



3. ábra. A dóziskonverziós faktorokat számító program grafikus felhasználói felülete

Végezetül, anélkül, hogy egzakt hibaszámítást végeznénk, csak néhány hibaforrást szükséges megemlítenünk. Mivel numerikus modellről van szó, kétségtávol megjelennek a modellközelítésekéből származó hibák is, de kiemelendő, hogy a dóziskonverziós tényezők számításainak bizonytalansága elsősorban a biológiai tudásunk korlátaiból ered. Míg anatómiailag a légutak szerkezete jól leírt, addig például a különböző típusú sejtek sugárérzékenysége ma még erősen vitatott. A modellalkotás során ugyan igyekszünk minden releváns paramétert és jelenséget figyelembe venni, a modellezés definíció szerint is leegyszerűsítést jelent és ez fokozottan igaz, ha a legbonyolultabb élő rendszert (ember) modellezzük. Természetesen a részecskekiülepedés számítása és a radioaktív sugárzás-sejt kölcsönhatás matematikai leírása során is megjelennek hibák.

KÖVETKEZTETÉSEK

A dóziskonverziós tényezők számítása egy sor, ma még nem teljesen tisztázott biológiai jellegű feltevéseken és matematikai egyszerűsítéseken alapszik. Ezek egyre precízebb kiszámítása vélhetően még sokáig aktuális feladat marad. A bemutatott eredmények tükrében, a saját kiülepedési modellt az ICRP dozimetriai modelljével kombináló eljárás nem adott lényegesen eltérő eredményt a saját depozíciós és bronchiális dozimetriai modellt az ICRP bronchioláris és acináris dozimetriai modelljével ötvöző módszerrel kapottnál. A lakásra és uránbányára számított eredmények jól illeszkednek a mások által kapott modellszámítási eredményekhez. A kifejlesztett felhasználóbarát szoftverrel a jövőben könnyedén kiszámíthatók lesznek a más szcenárióknak megfelelő konverziós faktorok is.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Farkas Árpád kutatása a TÁMOP 4.2.4.A/1-11-1-2012-0001 azonosító számú Nemzeti Kiválóság Program – Hazai hallgatói, illetve kutatói személyi támogatást biztosító rendszer kidolgozása és működtetése országos program című kiemelt projekt keretében zajlott. A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg.

IRODALOM

- [1] BEIR VI Report. Health effects of exposure to radon. National Academy Press, Washington, DC, 1999.
- [2] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, New York; 2000.
- [3] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly with Annexes, New York; 2011.
- [4] Tomasek L, Rogel A, Tirmarche M, Mitton M, Laurier D. Lung cancer in French and Czech uranium miners: radon associated risk at low exposure rates and modifying effects of time since exposure and age at exposure. *Radiation Research* 169: 125–137, 2008.
- [5] Darby S, Hill D, Auvinen A, Barros-Dios A, Baysson H, Bochocchio F, Deo H, Falk R, Foastiere F, Hakama M, Hied I, Kreienbrock L, Kreuzer M, Lagarde F, Maekelaenen I, Muirhead C, Oberaigner W, Pershagen G, Ruano-Ravina A, Ruosteenoja E, Schafferath Rosario A, Tirmarche M, Tomasek L, Whitley E, Wichmann HE and Doll R. Radon in homes and risk of lung cancer: collaborative analysis of individual data from 13 European case-control studies. *British Medical Journal* 330: 223–226, 2005.
- [6] Krewski D, Lubin JH, Zielinski JM, Alavanja M, Catalan VS, Field RW, Klotz JB, Letourneau EG, Lynch CF, Wilcox HB. Residential radon and risk of lung cancer. A combined analysis of 7 North-American case-control studies. *Epidemiology* 16: 137–145, 2005.
- [7] Lubin JH, Wang ZY, Boice Jr. JD, Xu ZY, Blot WJ, de Wanj L, Kleinerman RA. Risk of lung cancer and residential radon in China: pooled results of two studies. *International Journal of Cancer* 109: 132–137, 2004.
- [8] Koblinger L, Hofmann W. Monte Carlo modeling of aerosol deposition in human lungs. Part I: simulation of particle transport in a stochastic lung structure. *J Aerosol Sci* 21: 661–674, 1990.
- [9] Hofmann W, Winkler-Heil R, Balásházy I. The effect of morphological variability on surface deposition densities of inhaled particles in human bronchial and acinar airways. *Inhalation Toxicology* 18: 809–819, 2006.
- [10] Haninger T. Size distributions of radon progeny and their influence on lung dose. Radon and Thoron in the human environment. Proceedings of the 7th Tohwa University International Symposium, Editors: Katase A. and Shima M., Publisher: World Scientific Singapore, New Jersey, London, Hong Kong, 1997.
- [11] Samet JM, Pathak DR, Morgan MV, Marbury MC, Key CR, Valdivia AA. Radon progeny exposure and lung cancer risk in New Mexico U miners: a case-control study. *Health Physics* 56: 415–421, 1989.
- [12] Zock C, Porstendörfer J, Reineking A. The influence of biological and aerosol parameters of inhaled short-lived radon decay products on human lung dose. *Radiation Protection Dosimetry* 63: 197–206, 1996.
- [13] Farkas Á, Szóke I. Simulation of bronchial mucociliary clearance of insoluble particles by computational fluid and particle dynamics methods. *Inhalation Toxicology* 25: 593–605, 2013.
- [14] Ford JR, Terzaghi-Howe M. Basal cells are the progenitors of primary tracheal epithelial cell clusters. *Experimental Cell Research* 198: 69–77, 1992.
- [15] Johnson NF. Radiobiology of lung target cells. *Radiation Protection Dosimetry* 60 327–30, 1995.

- [16] Mercer RR, Michael LR, Roggoli VL, James DC. Cell number and distribution in human and rat airway. *American Journal of Respiratory Cell and Molecular Biology* 10: 613–624, 1994.
- [17] Tóth Á. A lakosság természetes sugárterhelése. Akadémiai Kiadó, Budapest, 1983.
- [18] Porstendörfer J. Physical parameters and dose factors of the radon and thoron decay products. *Radiation Protection Dosimetry* 94: 365–373, 2001.
- [19] Winkler-Heil R, Hofmann W. Comparison of modelling concepts for radon progeny lung dosimetry. *Proceedings of Fifth International Conference – High Levels of Natural Radiation and Radon Areas: Radiation Dose and Health Effects, September 2000, Munich. Elsevier, Amsterdam, pp. 169–177, 2002.*
- [20] Winkler-Heil R, Hofmann W, Marsh JW, Birchall A. Comparison of radon lung dosimetry models for the estimation of dose uncertainties. *Radiation Protection Dosimetry* 127, 27–30, 2007
- [21] Marsh JW, Birchall A, Sensitivity analysis of the weighted equivalent lung dose per unit exposure from radon progeny. *Radiation Protection Dosimetry* 87: 167–178, 2007.
- [22] Marsh JW, Birchall A, Davis K. Comparative dosimetry in homes and mines: estimation of K factors. *Natural Radiation Environment VII. Seventh International Symposium on the Natural Radiation Environment (NRE-VII), May 2002, Rhodes, Greece. Radioactivity in the Environment, Vol. 7. Elsevier Ltd, Amsterdam, 2005.*
- [23] James AC, Birchall A, Akabani G. Comparative dosimetry of BEIR VI revisited. *Radiation Protection Dosimetry* 108: 3–26.
- [24] ICRP Publication 60, Risks associated with ionising radiations, Pergamon Press, 1991.
- [25] ICRP Publication 65, Protection against radon at home and work. *Annals of the ICRP* 23 (2), 1993.
- [26] ICRP Publication 66. Human respiratory tract model for radiological protection. *Annals of the ICRP* 24, Pergamon Press, 1994.
- [27] ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP* 37 (2-4). Ed: J. Valentin, Elsevier, 2007.
- [28] ICRP Publication 115. Lung cancer risk from radon and progeny and statement on radon. *Annals of the ICRP* 40 (1), 2010.

CT dózisindex (CTDI) mérése helikális szkennelésnél

Porubszky Tamás*, Elek Richárd, Váradi Csaba, Bartha András
Országos „Frédéric Joliot-Curie” Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet, Budapest
*porubszky@osski.hu

Measurement of Computed Tomography Dose Index (CTDI) in case of helical scanning.

Abstract – Checking of pre-programmed dose displays of CT equipment by measurement – for the sake of radiation protection of the patient – is an important quality control task. The study – after a short review of fundamentals and use of CTDI – assesses application possibilities of CTDI to helical scanning and outlines our personal experiences about usability of the widespread standardized CTDI measurement instrumentation.

Keywords: computed tomography (CT), Computed Tomography Dose Index (CTDI), helical scanning

Kivonat – A CT-berendezések előreprogramozott dóziskijelzései pontosságának mérésről történő ellenőrzése – a páciensek sugárvédelme érdekében – fontos minőségellenőrzési feladat. Dolgozatunkban a CT-dozimétriá alapjainak tömör ismertetése után a CTDI alkalmazási lehetőségeit vizsgáljuk helikális (spirális) szkennelés esetére, majd ismertetjük saját mérési tapasztalatainkat a széles körben használatos szabványos mérési eszközök felhasználhatóságára vonatkozóan.

Kulcsszavak: komputertomográfia (CT), CT dózisindex (CTDI), helikális szkennelés

BEVEZETÉS

1972-es megjelenése óta a komputertomográfia (CT) folyamatosan fejlődik (ld. pl. *Kalender 2000 és 2011* [1]). Egy-egy CT-vizsgálat effektív dózisban kifejezett páciensugárterhelése néhány mSv-et tesz ki, ami a hagyományos röntgenvizsgálatokénál lényegesen nagyobb. A páciensek sugárvédelme fontossá tette a CT-dózisok figyelemmel kísérését és a dozimetriai minőségellenőrzést. Németországban a z tengelyen (az asztalmozgatás irányával párhuzamos, a gantry középpontján átmenő tengely), a $z=0$ pontban mérhető levegőben elnyelt dózist használják a berendezések sugárzás-kibocsátásának jellemzésére (*Nagel 2002* [2], 10). Nehézséget okoz azonban, hogy az átlagos emberi testbeli maximális helyi dózis, azaz a szkennelési térfogat közepén mérhető érték nem képezhető a levegőben mért dózissal egy általános tényezővel, mert az átszámítási tényező a CT-berendezés jellemzőitől (fókusz-tengely távolság, szűrés és főleg az alakformáló [bowtie] szűrés) is jelentősen függ. Ezért a szkennelési térfogat közepén mérhető értéket PMMA (plexi) fantomban mérhető értékkel igyekeztek közelíteni. Ez vezetett a CTDI (computed tomography dose index, CT dózisindex) fogalmának bevezetéséhez és az elmúlt évtizedek során annak folyamatos továbbfejlesztéséhez. Bár az eredeti célkitűzés az emberi testbeli maximális helyi dózis valamilyen közelítő jellemzése volt, nyomatékosan hangsúlyozni kell, hogy a CTDI nem páciensdózis (*McCullough et al. 2011* [3]).

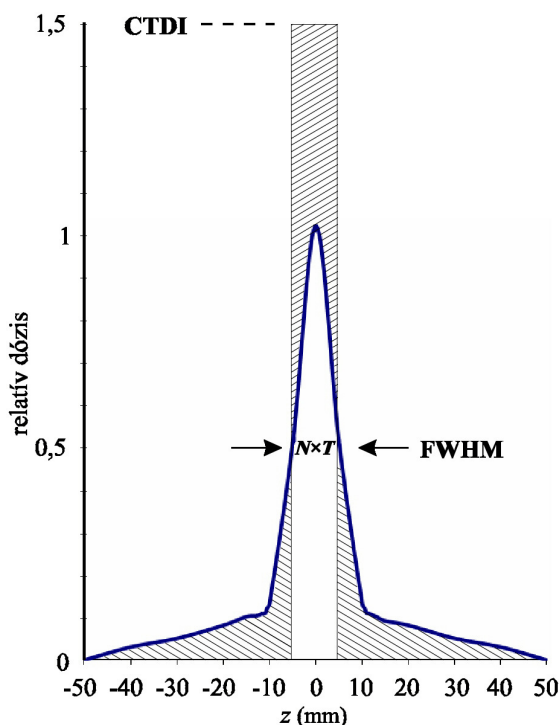
Dolgozatunkban a CT-dozimétriá alapjainak tömör ismertetése után a CTDI alkalmazási lehetőségeit vizsgáljuk helikális (spirális) szkennelés esetére, majd ismertetjük saját mérési tapasztalatainkat a hagyományos mérési eszközök felhasználhatóságára vonatkozóan.

CT-DOZIMETRIAI ALAPOK

A CT történetének első két évtizedében a 10 mm körüli keskeny sugárnyaláb (ún. ceruzanyaláb) és az egymást követő nyalábokkal történő axiális szkennelés volt jellemző.

A röntgensövek korlátozott terhelhetősége emellett még lassította is a vizsgálatokat, ezért dózismérésnél is jelentősége volt annak, hogy hány szkennelésre van szükség hozzá.

A testben vagy a fantomban a nyaláb a szórás miatt szétterül. A z tengely irányú dózisprofil félérték-szélességét (FWHM) névleges szeletvastagságnak nevezték el. A testben (fantomban) a szkennelési térfogat közepén, a $z=0$ pontban mérhető dózis értéke elengedően sok, egymással határos szelet (pl. 10 mm-es névleges szeletvastagságra [nyalábszélességre] már mintegy 12-15 szelet) esetén egy telítési értéket közelít meg, ezt nevezték el Multiple Scan Average Dose-nak (MSAD). Mérésének egyszerűsítését Shope et al. (1981) [4] felismerése tette lehetővé, akik bebizonyították, hogy ez az érték megegyezik a – mindössze egyetlen axiális körülfordulással mérhető – azon dózisértékkel, amely a dózisprofilnak a z tengely mentén, elegendő hosszon történő integrálása. Tehát az egyetlen axiális szelethez tartozó $D(z)$ vonalmenti dóziseloszlás (dózisprofil) integrálja, amelyet Computed Tomography Dose Index-nek (CTDI) neveztek el, megegyezik az MSAD-vel, ugyanakkor azonos azzal a



1. ábra Dózisprofil (a CTDI értelmezéséhez)

PMMA-fantom méretét fejfantom esetén 160 mm, testfantom esetén 320 mm átmérőjű és mindkét esetben legalább 140 mm hosszúságú hengerként szabványosították [6]. A gyakorlatban használatos fantomok szinte egyöntetűen 150 mm hosszúságúak ([2], 59). Ezekbe a hengerekbe középen, illetve egymástól 90°-nyira, a felszín alatt 10 mm-re lévő középvonalú, 12,4 mm átmérőjű furatokat készítenek. Méréskor ezek egyikébe kerül a mintegy 10 mm átmérőjű mérőkamra, a többi PMMA-hengerekkel ki kell tölteni, hogy homogén legyen. Ahhoz, hogy ne csak a középvonalban, hanem a test egészére is megadassanak jellemző dózisértéket, az ún. súlyozott CTDI értéket ($CTDI_w$) is bevezették:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100(\text{center})} + \frac{2}{3}CTDI_{100(\text{peripheral})} \quad (2)$$

ahol $CTDI_{100(\text{center})}$ a középső mért érték, $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ pedig a négy széli érték átlaga.

dózisértékkel is, amely akkor jönne létre, ha az elnyelt dózisprofil nem terülne szét, azaz teljesen egy olyan téglalapban koncentrálna, amelynek szélessége megegyezik a névleges szeletvastagsággal (1. ábra). Leitz et al. (1995) [5] javaslatára szabványosították a vonalmenti integrálás határértékeit ± 50 mm-ben (IEC 1999 [6]), ami akkoriban elegendőnek mutatkozott ($CTDI_{100}$):

$$CTDI_{100} = \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz \quad (1)$$

ahol $D(z)$ a dózisprofil és $N \times T$ a „névleges szeletvastagság”. Az utóbbit ma már helyesebb névleges nyalábszélességnek vagy kollimációnak nevezni, ugyanis dozimetriai szempontból csak a sugárnyaláb szélessége számít, a többszeletes CT-k képdetektor-sorainak száma, illetve a rekonstrukcióval létrehozott „szeletek” száma és szélessége nem.

Így a méréshez egy 100 mm hosszú aktív térfogattal rendelkező, kb. 10 mm átmérőjű henger alakú, ún. ceruzakamra szükséges. A

Axiális szkensorozat esetén is, ha a szeletek között átlapolás vagy hézag van, a $CTDI_w$ -t a $p=I/(N \times T)$ ún. pitch faktoral (ahol I a körülfordulásonkénti asztal-elmozdulás) elosztva adódik a tényleges dózist jellemző ún. térfogati (más szóhasználattal effektív) CTDI ($CTDI_{vol}$). A spirális (helikális) szkennelés esetén ugyanez a formula alkalmazandó, csak az asztal-elmozdulás nem két körülfordulás között, hanem egy-egy körülfordulás során folyamatosan történik. A definíciók szerint a CTDI-t helikális szkennelés esetén is egyetlen axiális körülfordulással kell mérni. Ezt a kérdést a továbbiakban részletesebben elemezzük. Egymással határos szeletek esetén definíció szerint $p=1$. $p \neq 1$ esetén a (súlyozott) MSAD-t nem a $CTDI_w$, hanem a $CTDI_{vol}$ közelíti.

A CTDI, $CTDI_w$, illetve $CTDI_{vol}$ értékek az IEC szabványok által levegőben elnyelt dózisként kifejezett dózismennyiségek, mértékegységük mGy. A gyakorlatban néhány tized és kb. 100 mGy közötti értékek fordulnak elő. A dózis mindig egy adott pontban jellemzi a sugárzás és az anyag kölcsönhatását (ún. intenzív mennyiség). Ahhoz, hogy egy adott CT-vizsgálat típusa során a szervezetben elnyelt összes energiával (páciens-sugárterheléssel, effektív dózissal) jó közelítéssel arányos, mégis mérhető (extenzív, azaz összeadódó) fizikai mennyiségünk is legyen, bevezették még a dózis-hossz szorzat (dose-length product, DLP) fogalmát:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (3)$$

ahol L a vizsgálathoz tartozó szkennelés hossz cm-ben. Így a DLP mértékegysége mGy \times cm. Szabványos méretű páciensekre az E effektív dózist a DLP alapján lehet becsülni, testtájától (fej, nyak, mellkas, has, medence) függő átszámítási tényezőkkel, amelyeket Monte Carlo számítások alapján képeztek. Az E/DLP tényezők értékei 2 és 20 $\mu\text{Sv}/\text{mGy} \times \text{cm}$ közé esnek, a különböző szerzők által publikált értékek többnyire csak kevéssé térnek el egymástól.

A CT-dozimetria alapfogalmak további részleteit illetően az irodalomra utalunk (IEC 1999 [6], Kalender 2000 [1], Nagel 2002 [2], ICRU 2005 [7], IAEA 2007 [8], Lewis 2007 [9], Goldman 2007 [10], AAPM 2008 [11]).

Az IEC [6] termékszabvány első kiegészítéssel bővített 2002-es {2.1} kiadása megköveteli a $CTDI_{vol}$ kijelzését a berendezés vezérlőpultján. („The value for $CTDI_{vol}$ expressed in milligray (mGy) shall be displayed on the control panel, reflecting the type of examination selected, head or body, and the CT conditions of operation.”) Az előre kijelzett értéket a CT-berendezések szoftvere – a gyártó előzetes röntgencső-bemérésén alapulva – a CT-paraméterek (csőfeszültség, csőáram, szkennelés hossz, pitch faktor stb.) beállított értékeinek függvényében számítja ki. (Olyan esetben, amikor egyes paraméterek a leképezés közben változnak [csőáram-moduláció], a berendezés a becslés alapján előrejelzett értéket a lefutás után a ténylegesen megvalósult paraméter-értékekre átszámítva módosítja.) A ma használatban lévő CT-berendezések már mind teljesítik e követelményt, a kijelzések pontosságának mérésével történő ellenőrzése azonban fontos minőségellenőrzési feladat. Az Európai Unió [12], illetve a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség [13] dokumentuma szerint a minimumkövetelmény a $\pm 20\%$ -nál nem rosszabb egyezés a mért és a kijelzett értékek között.

Bonyolította a helyzetet, hogy a 2000-es évek derekán megjelent 64, majd 256, sőt 320 szeletes CT-k nyalábszélessége már lényegesen nagyobb (a 64-szeletesnél 30-40 mm, a 320-szeletesnél már 160 mm, tehát már a 100 mm-es kamrahossznál is nagyobb). Első lépésben erre az IEC úgy módosította a CTDI definícióját, hogy ha a nyalábszélesség 100 mm-nél nagyobb, akkor az (1) képletben nem $(N \times T)$ -vel, hanem 100 mm-rel kell osztani (IEC 2009 [14]). Boone (2007 [15]) azonban kimutatta, hogy a $CTDI_{100}$ „hatásfoka”, azaz a $CTDI_{\infty}$ -hez („végtelen” hosszú fantomot és mérőkamrát feltételező CTDI értékhez) viszonyított aránya már a 10 mm-es nyalábnál is csak 65 és 90 % közötti (a súlyozott értékekre 80 és 90 % közötti), de 40 mm-es nyalábszélesséig közelítőleg állandó. Nagyobb nyalábszélességekre eleinte fokozatosan, majd 100 mm-től az IEC 1999 szerinti érték jelentősen tovább csökken. Az IEC 2009 [14] szerint definiált súlyozott CTDI érték 100 mm fölött egy darabig nő, majd a

0-40 mm-hez tartozó értéknél kissé nagyobb értéken telítésbe megy (ld. a [17] hivatkozás 3. ábráját). A 40 mm-nél szélesebb sugárnyalábokra való tekintettel 2011-ben ezért a CTDI definíciójának újabb továbbfejlesztése történt meg (IEC 2011 [16], IAEA 2011 [17]), amelynek lényeges eleme, hogy a mérések kivitelezését lehetővé teszi az eddigi, mára már széles körben elterjedt felszerelés (fantomok, 100 mm-es mérőkamra) használatával. Az új definíció lényege, hogy 40 mm-nél szélesebb sugárnyalábok esetén a fantomban végzett mérés 20 mm körüli nyalábszélességgel történik, és ezt azután a z tengelyen levegőben mérhető $CTDI_{free\ air}$ értékek arányaival kell korrigálni. Mivel a levegőben történő sugárszórás elhanyagolható, így a korábinál sokkal nagyobb pontosság és következetesség érhető el, új (és elviselhetetlen súlyú) felszerelés vásárlása nélkül.

Ezzel a továbbfejlesztett definícióval nem foglalkozunk, mivel dolgozatunkban az IEC 2009 [14] definíciója szerinti mérés kérdéseit elemezzük.

A HELIKÁLIS VIZSGÁLATOK DOZIMETRIAI JELLEMZÉSÉNEK KÉRDÉSE

A szeletszám növekedésével a nyalábszélesség is növekedett („cone beam”, azaz „kúpsugaras” CT). Emellett az 1989-ben feltalált helikális letapogatás is rohamosan elterjedt a 2000-es évek elején, ma már alig van használatban olyan CT-berendezés, amely csak axiális szkennelésre alkalmas. Ma az alkalmazott betegvizsgálati protokollok nagyobb része is helikális. Ezenkívül a több detektorsoros (Multi-detector CT, MDCT) helikális berendezések azonos nyalábszélesség mellett különböző vastagságú (esetleg átfedő) „szeletek” rekonstrukciójára képesek, a rekonstruált képszeletek számát pedig megduplázták a „flying focal spot” („ugráló” fókuszú) röntgensövek kifejlesztése. Jelentősen sikerült megnövelni a CT-csövek hőterhelhetőségét is, ezért ma már a sok pontban való mérés sem igényel észrevehetően megnövekedett időt. A gyártók – a megnövekedett sugárvédelmi kívánalmak hatására – kb. az ezredforduló óta versenyeznek a páciensdózis-megtakarítási eljárások kifejlesztésében. A CTDI-metrika közben széles körben ismertté vált, de sok félreértésre is alkalmat adott (Dixon 2006 [18]).

Megjegyezzük, hogy a mérőkamra tulajdonságaitól függően olykor célszerű lehet „súlyozott DLP” értelemszerű bevezetése és használata is, de hivatalosan ez nincs definiálva.

Mindezek együttvéve a CTDI mérésén és kijelzésén alapuló dozimetriát igencsak megkérdőjelezték. Közben azonban az 1999-ben szabványosított CT-dozimetriai fantomok és a ceruzakamra mint mérőberendezés széles körben elterjedtek a világon, nemcsak a gyártó cégeknél, hanem a hatóságoknál, illetve a minőségellenőrzést végző szervezeteknél, sőt sok helyen maguknál a felhasználóknál is. Míg egyes szerzők eltérő mérési módszerek bevezetését szorgalmazták (dózisprofil mérése termolumineszcens doziméterekkel [TLD], MOSFET félvezető doziméterekkel vagy kisméretű ionizációs kamrákkal) (McNitt-Gray et al 1999 [19], Brenner 2005 [20], AAPM 2010 [21]), mások (IEC 2011 [16], IAEA 2011 [17]) azon dolgoztak, hogy a világszerte tömegesen alkalmazott mérőeszközöket ne kelljen lecserélni. A különböző hozzáállásokat jól jellemzi, hogy [21] és [17] kidolgozói között csupán egyetlen közös személy található.

A definíció továbbfejlesztései ellenére a CTDI „hivatalosan” ma is kizárólag axiális szkennelésre van definiálva. Helikális szkennelés esetén a korrekt CTDI-mérés módja az, hogy egyébként azonos röntgenparamétereket beállítva egy egyszeres axiális fordulat során kell mérni a szabványos CTDI-t, majd azt – ugyancsak definíció szerint – a helikális protokoll p pitch faktorával el kell osztani. Ez azonban nehézkes, és nem is mindig megvalósítható, ugyanis egyszeres axiális szkennelés üzemmódot azonos paraméterekkel, felkészült szervizes segítség nélkül beállítani igen sokszor nem is lehetséges, mert új protokollokat kellene definiálni hozzá. Ez a probléma az utóbbi években a szakirodalomban is megjelenik. Az AAPM Rep. 111 (2010) [21] bevezetésében például ezt olvashatjuk: „CTDI is defined

exclusively for axial scanning, and its application to characterize dose in helical scanning is therefore conceptually presumptuous.”

Természetesen a helikális vizsgálatok dozimetriájának kérdése már korábban is felfelmerült. *McNitt-Gray et al.* (1999) [19] TLD-vel vizsgálták érintkező axiális ($p=1$), érintkező helikális ($p=1$) és nem érintkező ($p>1$) helikális vizsgálatok dózisait. Azt találták – *amint az várható volt* – hogy a ($p=1$)-gyel jellemzett axiális és helikális lefutások dózisaik közelítőleg megegyeznek, míg a ($p>1$) helikális esetben a dózisek $1/p$ -vel arányosak.

Az *AAPM Rep. 111* (2010) [21] alapjait *Dixon és munkatársai* dolgozták ki részletesen (*Dixon 2003* [22], *Dixon et al.* (2005) [23], *Dixon–Boone* (2010) [24]). A megközelítés alapja a kumulatív dózis fogalma, amelyet $D_L(z)$ -vel jelölnek. A $z=0$ pontra a kumulatív dózis:

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{L/2} f(z') dz' \quad (4)$$

ahol $f(z')$ az egyszeres szken dózisprofilja (azonos az (1)-beli $D(z)$ -vel), L a teljes szkenhossz, b pedig az egymást követő körülfordulások középpontjainak távolsága ($p=1$ esetén $b=N \times T$, tehát a névleges nyalábszélesség, $p \neq 1$ esetén pedig ennek p -szerese, azaz $b=p \times N \times T$). (4) és (1) összevetéséből adódik, hogy $p=1$ esetén az L szkenhosszhoz tartozó érték

$$\text{CTDI}_L = \frac{1}{N \times T} \int_{-L/2}^{L/2} f(z') dz' \quad (5)$$

vagyis a 100 mm-es szkenhosszra vonatkozó CTDI_{100} ennek egy speciális esete.

$p \neq 1$ esetén $L=100$ mm-re $\text{CTDI}_{100} = p \times D_L(0)$.

A [21] megjelenése óta több szerző végzett vizsgálatokat annak útmutatásai alapján [25, 26].

Descamps et al. (2012) [25] méréseikkel igazolják, hogy ugyan a CTDI hatásfoka „nem megfelelő”, de *azonos pitch mellett az axiális és helikális vizsgálatok CTDI értékei néhány %-on belül megegyeznek*.

A legszókimondóbb a legfrissebb tanulmány. *Trevisan et al.* (2014) [26] megállapítják, hogy a $\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w/p$ összefüggést nem mindig könnyű a helikális szkennelések esetére alkalmazni, ha valamely paraméter, pl. a nyalábszélesség axiális módban nem állítható be azonos értékre. Ahol viszont beállítható, ott megállapítható a hagyományos CTDI dozimetria megfelelősége. A három különböző mérési módszerrel meghatározott (valamint a CT-berendezés által kijelzett) CTDI_{vol} értékek – egy értéket leszámítva – mindenütt 9 %-on belül megegyeztek.

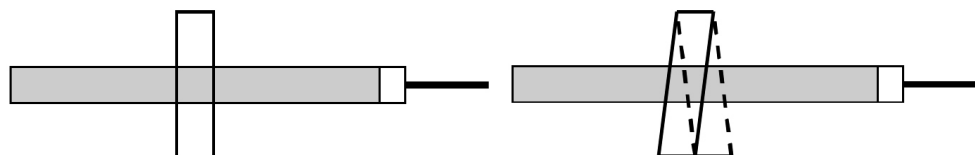
ELMÉLETI MEGFONTOLÁSOK

Mi történik akkor, ha a definíciók ellenére – jobb híján – a meglévő mérőfelszerelésünkkel, azaz a 100 mm-es kamrával és a szabványos fantomokkal a beállítható helikális szkennelések közben mérünk? Bontsuk a kérdést két esetre. Az első esetben egyetlen körülfordulásnál mérjünk, axiális esetben a definíciónak megfelelően, helikális esetben ($p=1$) pedig az egyszeres körülfordulást a $z=0$ pont körül centrálva (ami a kamrára való centráltságot is jelenti). A 2a-b ábrapáron egy keskeny (kb. 10 mm-es) nyalábot szemléltetünk (a: axiális, b: helikális), a 3a-b ábrapáron pedig egy széles (kb. 160 mm-es) nyalábot ugyanúgy. Az ábrákról láthatjuk, hogy a mérhető (100 mm-en integrált dózis-hossz szorzat, elosztva az első esetben a nyalábszélességgel, a másodikban 100 mm-rel) dózisértékek közötti különbséget csak a lelógó „dózisprofil-farkak” járulékanak eltérése okozza. A keskeny nyalábnál ez mindenképpen csak kis különbséget okozhat (néhány százaléknál). A második esetet a 4a-b ábrapáron egy 12 körülfordulásból álló (a: axiális, b: helikális) szkensorozat szemlélteti, egyenként kb. 10 mm-es nyalábszélességgel, ezzel modellezve valamely beállítható protokollt. Itt ugyanaz

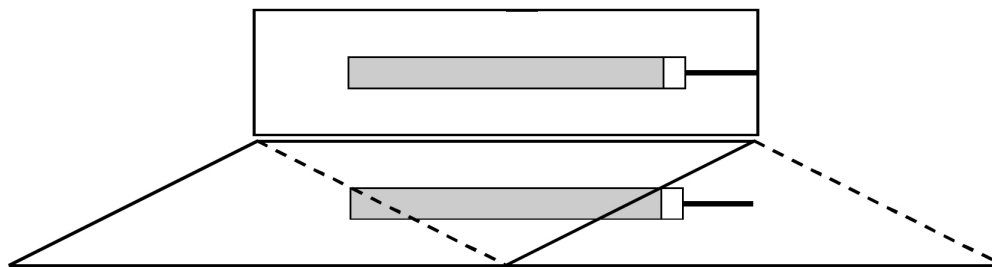
mondható el, mint a 2a-b ábra kapcsán. A névleges és a tényleges nyalábszélesség eltérése (ami kb. 1,5-2,5 mm lehet, ld. pl. [17], 27-30) mintegy körülfordulásonkénti 2 mm körüli félárnyék-átfedést okoz, ez egyszereles lefutásoknál definíció szerint bele van számítva a $CTDI_{100}$ -ba, tehát nem jelent mérési hibát. A többszeletes lefutásoknál viszont a pontosságot jelentősen rontja, n lefutásnál $(n-1) \times h$ értékkel, ahol 20 és 40 mm közötti szeletvastagságokra h értéke mintegy 5-6 % lehet, ez azonban a többszeletes axiális szkennelésre is igaz.

GYAKORLATI EREDMÉNYEK

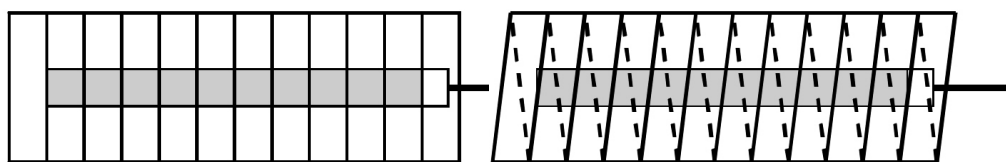
A gyártók által megadott információk szerint a gyártó cégek a CTDI-kijelzések kalibrációját a definíció szerint, tehát egyszereles axiális körülfordulás mellett történő mérésekkel végzik, amit helikális protokollok kijelzései esetén korrigálnak a p -re és a lelógó farkakra. Így a fentiek szerint helikális protokollok mellett végzett CTDI-mérések eredményeinek összevetése a kijelzett értékekkel igazolhatja elképzelésünket a mérés értékéről.



2. ábra. 10 mm-es nyalábszélesség, egyszereles körülfordulás. a) axiális, b) helikális ($p=1$).



3. ábra. 160 mm-es nyalábszélesség, egyszereles körülfordulás. a) axiális, b) helikális ($p=1$).



4. ábra. 10 mm-es nyalábszélesség, 12-szeres körülfordulás. a) axiális, b) helikális ($p=1$).

Az 1. táblázatban felsorolunk néhány ide vágó, 2011-13 közötti saját eredményt, valamennyi helikális protokoll mellett kijelzett, illetve mért érték. Szerepelnek közöttük „low-dose” CT-k is (Séra, Porubszky et al. (2014) [27]). A méréshez szabványos CT-dozimetria test-, illetve fejfantomot és Wellhöfer gyártmányú, DCT-10 típusú – levegőben elnyelt dózisa kalibrált – CT-ionkamrát használtunk, RTI Barracuda elektrométerrel.

1. táblázat. Helikális protokollok mellett mért és kijelzett CTDI értékek

Gyártó /típus	Fantom (Fej / Test)	CTDI _{vol} kijelz. (mGy)	CTDI _{vol} mért (mGy)	Gyártó /típus	Fantom (Fej / Test)	CTDI _{vol} kijelz. (mGy)	CTDI _{vol} mért (mGy)
1/1	F	56,64	54,49	2/1	T	5,90	6,864
			54,58				6,622
			55,41				13,910
	T	5,70	4,930		T	11,80	17,210
	T	9,67	8,883		T	8,80	10,360
	T	9,80	8,611		T	5,99	5,754
1/2	T	7,42	7,377	3/1	T	7,20	6,815
	T	6,62	6,241		T	11,99	11,140
	T	9,12	8,528	3/2	T	3,50	3,909
	T	3,50	3,678		T	10,32	10,525
1/3	T	1,84	1,830	5/1	T	25,06	25,062
	T	2,07	1,840		T	26,20	26,29
4/1	F	53,1	55,60		T	39,91	39,14

MEGBESZÉLÉS ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

Az 1. táblázat alapján láthatjuk, hogy ha eltekintünk az egyes berendezések szisztematikusan tekinthető hibájától, a legrosszabb esetben is 18 %-on belüli egyezést kapunk, de az esetek többségében 9 %-on belülit vagy még annál is jobbat a helikális protokollok lefolyása alatt mért és a kijelzett (előreprogramozott) CTDI értékek között. Ez azt mutatja, hogy –megfelelő hibabecsléssel – a módszer alkalmazható a CT-berendezések kijelzett CTDI értékeinek ellenőrzésére helikális üzemmódban is.

Az áttekintett tárgykörrel megállapíthatjuk, hogy a CT-alkalmazás kezdeti korszakában kialakított CTDI-metrika a technika fejlődésével korrekciókra szorult. Egyidejűleg több nemzetközi és nemzeti szervezet is foglalkozik a kérdéssel (*IEC, AAPM, IAEA, ICRU* stb.), eltérő hangsúlyokkal. A vélemények egy része (*Brenner, Boone, Dixon, AAPM*) szerint a CTDI-módszert más mérési eljárással kell felváltani, amely pontosabb és egyetemesebb, azaz minden nyalábszélességre és szkennelési módra alkalmazható. Mások (*IEC, IAEA, Kalender, Trevisan*) a CTDI – némi igazítással történő – további alkalmazhatósága mellett érvelnek.

Figyelembe véve a dolgozatunkban ismertetetteket, valamint a CTDI dóziszfantomok és 100 mm hosszúságú ionkamrák széleskörű elterjedtségét, bizonyosra vehetjük, hogy – az egyéb módszerek megjelenése és terjedése mellett – a CTDI mint a CT-berendezések sugárzás-kibocsátásának jellemzője és vele a ceruzakamra még legalább 10-15 évig nem fog nyugdíjba menni.

IRODALOM

- [1] *W. A. Kalender*: Computed tomography. Publicis MCD Verlag, Munich 2000 – 3rd ed. Publicis Publishing, Nuremberg 2011
- [2] *H. D. Nagel (ed)*: Radiation exposure in computed tomography. 4th ed. CTB publications, Hamburg 2002
- [3] *C. H. McCollough et al.*: CT Dose Index and patient dose: They are not the same thing. *Radiology* **259**/2, 311-316 (2011)

- [4] *T. B. Shope, R. M. Gagne, G. C. Johnson*: A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. *Med Phys* **8**/4, 488-95 (1981)
- [5] *W. Leitz, B. Axelsson, G. Szendrő*: Computed tomography dose assessment – a practical approach. *Rad Prot Dosim* **57**/1-4, 377-80 (1995)
- [6] *IEC*: International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment – Part 2-44 Ed 2: Particular requirements for basic safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC, Geneva 1999
- [7] *ICRU*: International Commission on Radiation Units and Measurements: Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging. ICRU Rep 74. *J ICRU* **5**/2 (2005), 29-30, 44-48
- [8] *IAEA*: International Atomic Energy Agency: Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Report Series No. 457. IAEA, Vienna 2007, 25-28
- [9] *M. Lewis*: Principles of CT dosimetry. ImPACT course 2007 <http://www.impactscan.org/slides/course07/lect5/frame.htm>
- [10] *L. W. Goldman*: Principles of CT: Radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol* **35**/4, 213-25 (2007)
- [11] *AAPM*: American Association of Physicists in Medicine: The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM Rep 96, AAPM, 2008
- [12] *EC*: European Commission. Criteria for acceptability of medical radiological equipment used in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy. Radiation Protection 162 (RP 162). EC, Luxembourg 2012, 42-44
- [13] *IAEA*: International Atomic Energy Agency: Quality assurance program for computed tomography: Diagnostic and therapy applications. HHS 19. IAEA, Vienna 2012, 19-26, 73
- [14] *IEC*: International Electrotechnical Commission.: Medical electrical equipment – Part 2-44 Ed 3: Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. IEC, Geneva 2009
- [15] *J. M. Boone*: The trouble with CTDI₁₀₀. *Med Phys* **34**/4, 1364-71 (2007)
- [16] *IEC*: International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment – Part 2-44 Ed 3: Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. Amendment 1. IEC, Geneva 2011
- [17] *IAEA*: International Atomic Energy Agency: Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners. Human Health Reports No. 5. IAEA, Vienna 2011
- [18] *R. L. Dixon*: Restructuring CT dosimetry – A realistic strategy for the future. Requiem for the pencil chamber. *Med Phys* **33**/10, 3973-76 (2006)
- [19] *M. F. McNitt-Gray et al.*: Radiation dose in spiral CT: The relative effects of collimation pitch. *Med Phys* **26**/3, 409-14 (1999)
- [20] *D. J. Brenner*: Is it time to retire the CTDI for CT quality assurance and dose optimization? *Med Phys* **32**/10, 3225-26 (2005)
- [21] *AAPM*: American Association of Physicists in Medicine: Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. AAPM Rep. 111, AAPM, 2010
- [22] *R. L. Dixon*: A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. *Med Phys* **30**/6, 1272-80 (2003)
- [23] *R. L. Dixon, M. T. Munley, E. Bayram*: An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose. *Med Phys* **32**/12, 3712-28 (2005)
- [24] *R. L. Dixon, J. M. Boone*: Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities – with or without phantom motion. *Med Phys* **37**/6, 2703-18 (2010)

- [25] *C. Descamps et al.*: Measurements of the dose delivered during CT exams using AAPM Task Group Report No. 111. *J Appl Clin Med Phys* **13**/6, 293-302 (2012)
- [26] *D. Trevisan, D. Ravanelli, A. Valentini*: Measurements of computed tomography dose index for clinical scans. *Rad Prot Dosim* **158**/4, 389-98 (2014)
- [27] *T. Sera, T. Porubszky, M. Papos, R. Elek, Z. Besenyi, K. Gion, A. Bartha, S. Pellet, L. Pavics*: Validation of CT doses of SPECT/CT and PET/CT hybrid devices :lessons learned. *Nucl Med Commun* **35**/5, 534-538 (2014)

A pályamű a Somos Alapítvány támogatásával készült

Matematikai modell a radon leányelemeinek centrális légutakban kialakult daganatok növekedésére gyakorolt hatásának vizsgálatára

Dávid Nikola, Madas Balázs Gergely*
MTA Energiatudományi Kutatóközpont,
1121 Budapest, Konkoly-Thege Miklós út 29-33.
*madas.balazs@energia.mta.hu

Title – A mathematical model to study the effects of radon progeny on tumour growth in the central airways.

Abstract – The aim of this study is to develop a mathematical model which can be used to estimate the effect of radon exposure on tumour growth as the function of dose rate. In the applied model, cancer stem cells and non-stem cancer cells are distinguished. The assumptions of the model lead to the surprising result that residential radon exposure results in the annihilation of tumours in the most exposed parts of the central airways. Since it contradicts to the results of epidemiological studies, we analysed which assumptions of the model can be responsible for the discrepancy and which conclusions can be drawn from it concerning the effects of radon exposure on tumour growth.

Keywords- bronchial epithelium, cancer stem cells, carcinogenesis, mathematical modelling, radon

Kivonat – E munka célja egy olyan matematikai modell létrehozása, amellyel becsülhető a radonterhelés daganatnövekedésre gyakorolt hatása a dózisteljesítmény függvényében. Az alkalmazott modellben megkülönböztetünk rákos őssejteket és egyéb tumorsejteket. A modell feltevései arra a meglepő eredményre vezetnek, hogy a lakossági radonterhelés a tumorok megsemmisülését eredményezi a centrális légutak sugárterhelésnek leginkább kitett részein. Miután ez szemben áll az epidemiológiai felmérések eredményeivel, megvizsgáltuk, hogy a modell mely feltevései magyarázhatják ezt az ellentmondást, és ebből milyen következtetéseket vonhatunk le a radon leányelemek tumornövekedésre gyakorolt hatására vonatkozóan.

Kulcsszavak – hörgők hámszövete, matematikai modellezés, radon, rákkeletkezés, rákos őssejt

BEVEZETÉS

A radon a dohányzás után a második legjelentősebb tüdőrák okozó tényező (1). Epidemiológiai felmérések alapján az lakossági radonterhelés az európai rákos halálozások 2%-áért lehet felelős (2). E hatását általában a leányelemeiből származó ionizáló sugárzás mutagén voltával (például 3), vagy a preneoplasztikus sérülések növekedésére gyakorolt hatásával magyarázzák (például 4,5). Újabb kutatások alapján azonban az ionizáló sugárzás a daganatok növekedését is befolyásolhatja (6). E munka célja egy matematikai modell létrehozása, amellyel becsülhető a radonterhelés daganatnövekedésre gyakorolt hatása a dózisteljesítmény függvényében.

MÓDSZEREK

Egy olyan matematikai modellt készítettünk, melynek alapját az Enderling és munkatársai által kidolgozott modell jelentette (6,7). Ezen típusú modellek jellemzője, hogy a sejteket önálló egységeknek tekintik, melyeket közvetlen környezetük speciális szabályokkal befolyásol. A sejtek véletlenszerű viselkedését Monte Carlo módszerrel szimuláltuk.

A sejtpopuláció növekedésének folyamata

A populációban kétféle sejtípust különböztetünk meg: „rákos őssejteket” és „tumorsejteket”. A rákos őssejtek önmegújuló tulajdonsággal rendelkeznek, így végtelen sokszor képesek osztódni ($\rho=\infty$). Ezek kétféle utódot hozhatnak létre: $p_s=0,01$ valószínűséggel szimmetrikus osztódással még egy rákos őssejtet, vagy aszimmetrikus osztódással egy rákos sejtet és egy tumorsejtet. A tumorsejtek nem regenerálódnak, azaz véges $\rho=\rho_{\max}$ osztódási kapacitással rendelkeznek. Amikor egy ilyen sejt osztódik, eggyel csökken az osztódási kapacitása. Ezt az új értéket örökli az utód is. Ha kimerül a sejt osztódási kapacitása, a sejt elpusztul.

A sejtek életciklusuk során osztódhatnak és vándorolhatnak feltéve, hogy van körülöttük szabad hely. Ha egy sejt körül minden hely foglalt, akkor „nyugvó” állapotba kerül, míg újra fel nem szabadul egy szomszédos hely. A sejtek osztódás után bizonyos ideig nem képesek egy újabb osztódásra, így ezek is nyugvó sejteknek tekinthetők, míg meg nem érnek az osztódásra. A sejtek legfeljebb egyszer osztódnak naponta. A sejtek vándorlását egy μ sebesség jellemzi; naponta ennyi cellányi utat tehetnek meg maximálisan. A sejt mozgása során mindig véletlenszerűen választ a szomszédos szabad cellák és az aktuális helye között egyenletes eloszlással egy új helyet, melyet elfoglal. Mindezt μ -szór ismétli naponta mindig az aktuális helye körül.

A tüdő szövetét egy kétdimenziós négyzetráccsal közelítjük, melynek minden cellájában bármely időpontban legfeljebb egy sejt tartózkodhat. A szimulációt egy 350x350 sejt méretű tartományon végeztük. A szimuláció kezdetén egyetlen rákos őssejt helyezkedik el a vizsgált tartomány közepén, és körülötte nincsen más sejt.

A rákos őssejtek és a tumorsejtek sugárzás hatására történő pusztulása

A radonleányelemek tumornövekedésre gyakorolt hatását úgy modelleztük, hogy figyelembe vettük az α -részecskék sejtpusztító hatását. A sejtek túlélési valószínűségeinek dóziszfüggését csoportunk korábbi mikrodozimetriai és szövetmodelljeinek alkalmazásával határoztuk meg (8,9).

$$p_{sv} = e^{-\beta \cdot D}, \quad (1)$$

ahol p_{sv} annak a valószínűsége, hogy az adott sejt túléli az adott napi sugárterhelést, D a napi szövetdózis, β pedig a modelltől adódó arányossági tényező, melynek értéke $0,355 \text{ Gy}^{-1}$. Miután a sejtek osztódáskor érzékenyebbek a sugárzással szemben, mint nyugvó állapotban, egyes szimulációkban az előbbi összefüggést kiegészítettük egy olyan ξ paraméterrel (6), ami a nyugvó sejtek ellenállóbb voltának figyelembe vételét teszi lehetővé (ξ értéke nyugvó sejtekre 0,33, osztódó sejtekre pedig 1):

$$p_{sv} = e^{-\xi \beta \cdot D}. \quad (2)$$

A radonkoncentráció és a napi szövetdózis közti összefüggés meghatározásánál a hörgők hámszövetének azt a részét vettük figyelembe, amely a leginkább ki van téve az ionizáló sugárzásnak. A szövet ezen részein, kicsiny területeken 1 WLM radonterhelés akár 13,1 Gy szövetdózist is eredményezhet (8). Ez a számolás azonban bányára vonatkozik; lakásban a sugárterhelés kevésbé egyenetlen. Ezért csoportunk korábbi munkája alapján (10) $9,78 \text{ Gy/WLM}$ konverziós tényezőt használtunk. Feltételezve, hogy lakásban az egyensúlyi tényező 0,4, lakója pedig ideje 70%-át tölti otthon, 1 WLM-et rendeltünk egy 250 Bq/m^3 radonkoncentrációval jellemezhető lakásban 1 évig való tartózkodáshoz.

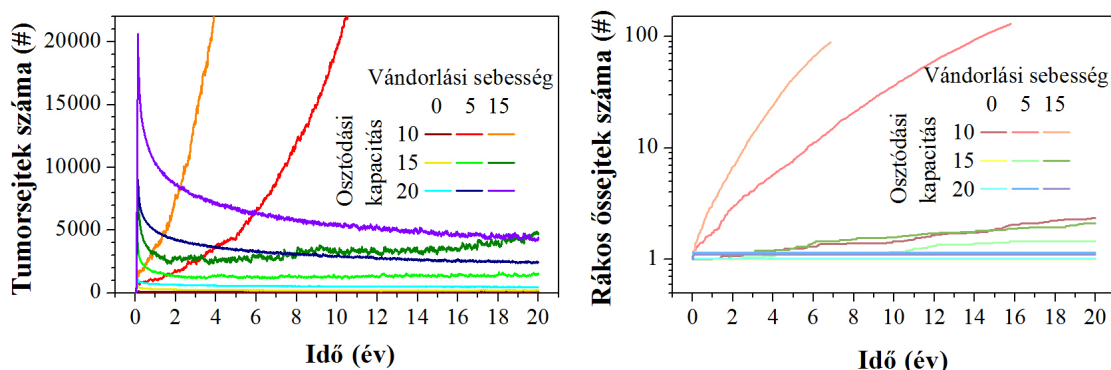
EREDMÉNYEK

A szimulációt 7300 ciklusra futtattuk le, ami 20 évnek felel meg kivéve, ha a sejtek száma korábban 100000 fölé növekedett. A kísérletsorozatban a tumorsejtek osztódási kapacitása

10, 15 vagy 20, míg a sejtek vándorlási sebessége 0, 5 vagy 15 cella/nap volt. Minden beállított paraméter mellett 40 szimulációt végeztünk.

A tumor növekedése sejtpusztulás nélkül

A daganatok népességének időbeli változása látható a 1. ábrán. A daganat jelentős növekedése csak akkor következik be, ha az osztódási kapacitás minimális ($\rho=10$), és a vándorlási sebesség nullától különbözik ($\mu=5, 15$ cella/nap). $\mu=5$ cella/nap esetén közel 19 év, míg $\mu=15$ cella/nap esetén közel 9 év alatt éri el a sejtek száma a 100000-t. Jól látható, hogy a daganat jelentős növekedésének feltétele a rákos őssejtek elszaporodása. Ennek hiányában egy kezdeti gyors növekedést követően egy közel állandó daganatméret alakul ki. Ez azzal magyarázható, hogy a rákos őssejt hosszú ideig marad nyugvó állapotban, mivel körülötte magas osztódási kapacitású, azaz sokáig élő és/vagy vándorlásra nem képes tumorsejtek helyezkednek el, ez pedig gátolja a szimmetrikus osztódásokat. A növekedés addig tart, amíg a szélső sejtek osztódási kapacitása kimerül, és elpusztulnak. Ezeket a belső sejtek pótolják. Eközben azonban csökken a belső sejtek osztódási kapacitása, ami miatt a daganat kevésbé képes szétterjedni.

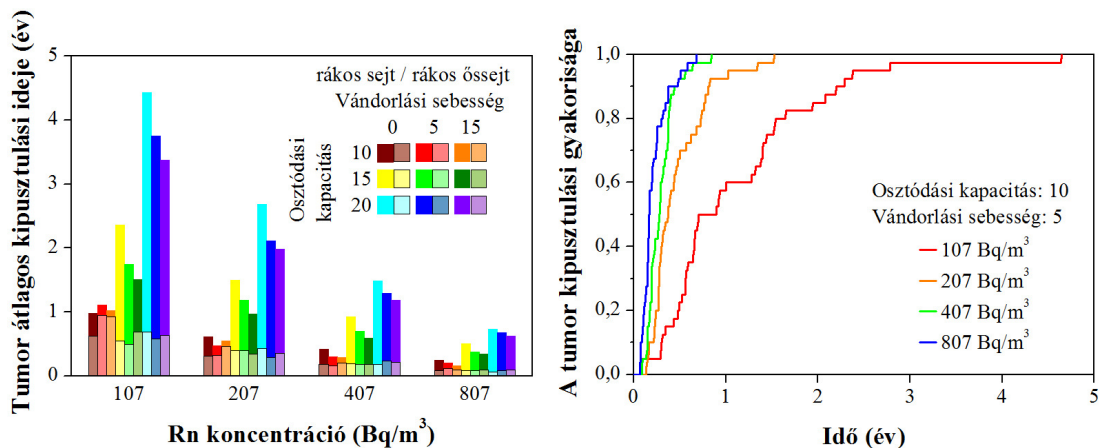


1. ábra: A rákos őssejtek és tumorsejtek (bal panel), illetve a rákos őssejtek (jobb panel) száma az idő függvényében $\rho=10, 15$, és 20 osztódási kapacitás és $\mu=0, 5$, és 15 cella/nap vándorlási sebesség esetén.

A sugárterhelés tumornövekedésre gyakorolt hatása a nyugvó és az osztódó sejtek sugárérzékenységének megkülönböztetése nélkül

Ezek után megvizsgáltuk a radonterhelés hatását az előbbi paraméterek mellett; először úgy, hogy a nyugvó és osztódó sejtek sugárérzékenységét azonosnak tekintettük. A szimulációkat $107, 207, 407$ és 807 Bq/m^3 -es radonkoncentrációra végeztük el a hörgők hámszövetének azon részeire vonatkozóan, amely a legnagyobb sugárterhelést szenved el. Így a napi szövetdózis rendre $11,4, 22,2, 43,6$ és $86,4 \text{ mGy}$. Ilyen sugárterhelések mellett a daganat minden esetben 5 éven belül kipusztult, azaz azokban az esetekben is, amikor sugárterhelés nélkül tartósan növekedett volna.

Az átlagos kipusztulási idő, illetve a kipusztulási gyakoriság az idő függvényében a 2. ábrán látható. A daganat és az őssejtek átlagos kipusztulási ideje a sugárterhelés növelésével csökkent. Mivel a tumorsejtek csak véges sok osztódásra képesek, a rákos őssejt pusztulása a tumor eltűnését is maga után vonja. Az utolsó rákos őssejt kipusztulását követően a teljes kipusztulásig eltelt idő az osztódási kapacitás növekedésével nő, míg a vándorlási sebesség növekedésével csökken. Utóbbi azzal magyarázható, hogy a sejtek osztódási kapacitása a gyakoribb osztódások miatt gyorsabban csökken.

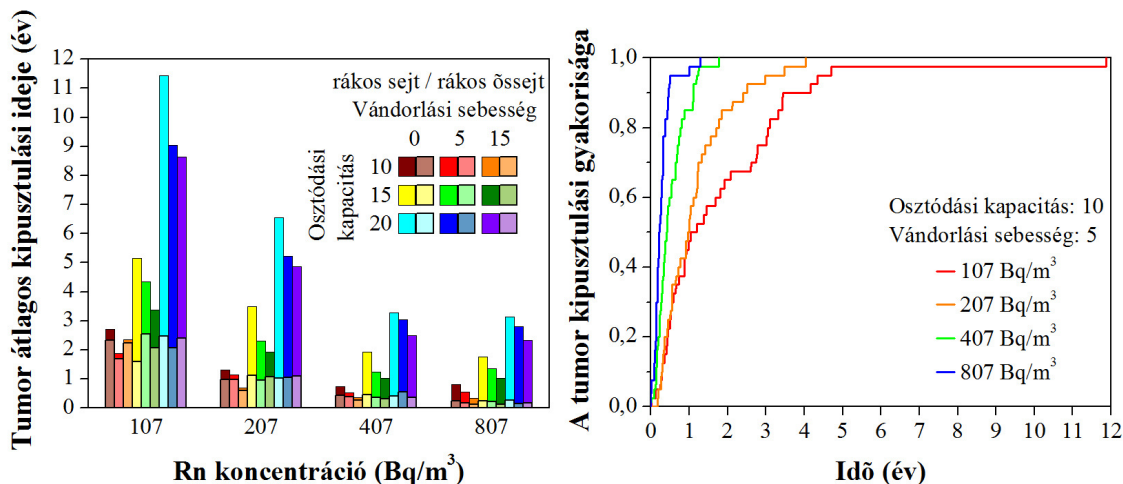


2. ábra: A tumorsejtek és a rákos őssejtek kipusztulásának átlagos ideje (bal panel) és a kipusztult tumorok aránya az idő függvényében $\rho=10$ osztódási kapacitás és $\mu=5$ cella/nap vándorlási sebesség esetén (jobb panel) különböző radonkoncentrációk mellett feltéve, hogy a nyugvó és osztódásra képes sejtek sugárérzékenysége azonos.

A sugárterhelés tumornövekedésre gyakorolt hatása a nyugvó és az osztódó sejtek sugárérzékenységének megkülönböztetésével

Kíváncsiak voltunk arra, hogy hogyan változnak a tumornövekedés jellemzői, ha figyelembe vesszük, hogy a nyugvó sejtek kisebb sugárérzékenységűek. Ezért az előbbi szimulációinkat megismételtük úgy, hogy a nyugvó sejtek és az osztódó sejtek sugárérzékenységének különbözőnek tekintettük, amit a (2) egyenletben szereplő ζ tényezővel vettünk figyelembe (6), melynek értéke nyugalomban lévő sejtekre 0,33, osztódó sejtekre pedig 1.

Ebben az esetben is azt tapasztaltuk, hogy a daganat minden esetben kipusztul, azonban már előfordulnak olyan szimulációk, melyeknél 20 év után is maradnak tumorsejtek, a rákos őssejtek azonban elfogynak. Ez persze ebben az esetben is maga után vonja a tumor hosszabb távú megsemmisülését. Eredményeink azt mutatják, hogy a nyugvó sejtek és az osztódó sejtek sugárérzékenységének megkülönböztetése az átlagos kipusztulási időt körülbelül háromszorosára növeli (3. ábra). Azokban az esetekben, amikor sugárterhelés nélkül a daganat tartósan növekszik, a kipusztulási idő igen rövid. Ennek az az oka, hogy ha az őssejtek elpusztulnak, akkor a körülöttük lévő kisebb osztódási kapacitású tumorsejtek hamarabb elfogynak, mint nagyobb osztódási kapacitású társaik.



3. ábra: A tumorsejtek és a rákos őssejtek kipusztulásának átlagos ideje (bal panel) és a kipusztult tumorok aránya az idő függvényében $\rho=10$ osztódási kapacitás és $\mu=5$ cella/nap vándorlási sebesség esetén (jobb panel) különböző radonkoncentrációk mellett feltéve, hogy a nyugvó és osztódásra képes sejtek sugárérzékenysége különböző.

KÖVETKEZTETÉSEK

A szimulációk azt mutatják, hogy lakásokban előforduló radonkoncentrációk mellett is (107-807 Bq/m³) az egyetlen rákos őssejtől kialakuló tumorok a részecske-kiülepedés által leginkább érintett területen előbb-utóbb elpusztulnak. Bár elvileg lehetséges lenne, hogy a radonleányelemek miatt kialakuló mutációk révén gyorsabb ütemben keletkeznek újonnan rákos őssejtek, mint amilyen ütemben ezek a sugárzás miatt elpusztulnak, a mutációs gyakoriságok és a modell alapján számolt kipusztulási gyakoriságok ezt a lehetőséget kizárják. Így tehát megállapítható, hogy eredményeink nem összeegyeztethetőek azokkal az epidemiológia felmérésekkel, amelyek szerint a lakásokra jellemző radonkoncentrációk is jelentősen növelik a tüdőrák kockázatát (2). Kétségtelen, hogy ezeknek az epidemiológiai felméréseknek is nagy a bizonytalansága. Mégis a kérdés számunkra az, hogy a modellünk mely feltevése eredményezheti ezt az ellentmondást.

A radonkoncentrációkból származó dózisek a centrális légutak sugárterhelésnek leginkább kitett karina régióra vonatkoznak. Ezek a részek gyakrabban figyelhetőek meg olyan szöveti elváltozások, mint a sejtsorok számának növekedése, a csillók hiánya, vagy atipikus sejtek megjelenése (11). Emiatt feltételezhető, hogy a hörgőknek ez az a része, ahol a daganatok kialakulásának első lépései bekövetkeznek. A hörgők más részein, ahol kisebbek a szövettartományok, kisebb a daganatok kipusztulásának valószínűsége is. Miután azonban a vizsgált tartománynál lényegesen nagyobb radonkoncentrációk is növelik a tüdőrák kockázatát, várhatóan nem ez eredményezi az ellentmondást. Ettől függetlenül érdekes kérdés, hogy maga a térbeli egyenetlenség hogyan befolyásolja a daganatok növekedését.

A modellszámításaink fontos jellemzője az is, hogy a sejtek túlélési valószínűségénél hallgatólagosan feltételeztük, hogy minden sejtmag ugyanolyan mélyen helyezkedik el a hámszövetben, és emiatt ugyanolyan valószínűséggel lép kölcsönhatásba α -részecskékkel. A valóságban a sejtmagok szövetfelszíntől való távolsága nem állandó, azaz a mélyebben elhelyezkedő sejtek kisebb valószínűséggel pusztulnak el. Ez azt jelenti, hogy az α -részecskék „válogatnak” a sejtek közül, ami magyarázatot adhat arra, hogy a jelentős radonterheléseknek kitett uránbányászok között egy adott típusú tüdőrák miatt figyelhető meg gyakrabban a többi fajtánál. Ugyanakkor a meglepő végeredmény e lehetséges oka arra is rámutat, hogy a szövet

fizikai jellemzőinek megváltozása (a szövet és a szövetet borító nyák vastagsága) kulcsszerepet játszhat a radonhoz köthető tumorok növekedésében.

Végül két paramétert érdemes még megemlíteni, amelyek bizonytalansága fontos lehet. A szimulációk során a szimmetrikus osztódások valószínűsége $p_s=0,01$ volt. A választást az indokolta, hogy a modell alapjául szolgáló közleményben is ezt az értéket használták (7). Elképzelhető azonban, hogy a tüdőben ennél nagyobb érték jellemzi a rákos őssejteket. Emellett miután nem találtunk meggyőző bizonyítékot arra vonatkozóan, hogy a rákos őssejtek körülményeiktől függetlenül ellenállóbbak lennének a sugárzással szemben, mint a nem-őssejtek (12), nem tettünk különbséget a rákos őssejtek és a tumorsejtek sugárérzékenysége között. Újabb kutatások ennek jogosságát megkérdőjelezhetik.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A publikáció a SOMOS Alapítvány támogatásával készült. Madas Balázs Gergely publikációt megalapozó kutatása a TÁMOP 4.2.4.A/ 2-11-1-2012-0001 Nemzeti Kiválóság Program című kiemelt projekt keretében zajlott (A2-EPFK-13-0160). A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg.

IRODALOMJEGYZÉK

1. United States Environmental Protection Agency (US EPA). Assessment of risks from radon in homes. 2003. Report No.: EPA Publications 402-R-03-003.
2. Darby S, Hill D, Auvinen A, Barros-Dios JM, Baysson H, Bochicchio F, et al. Radon in homes and risk of lung cancer: collaborative analysis of individual data from 13 European case-control studies. *BMJ*. 2005 Jan 29;330(7485):223.
3. Van Dillen T, Dekkers F, Bijwaard H, Kreuzer M, Grosche B. Lung cancer from radon: A two-stage model analysis of the WISMUT cohort, 1955–1998. *Radiat Res*. 2011;175(1):119–30.
4. Heidenreich WE, Paretzke HG. Promotion of initiated cells by radiation-induced cell inactivation. *Radiat Res*. 2008;170:613–7.
5. Eidemüller M, Jacob P, Lane RSD, Frost SE, Zablotska LB. Lung cancer mortality (1950–1999) among Eldorado uranium workers: A comparison of models of carcinogenesis and empirical excess risk models. McCormick DL, editor. *PLoS ONE*. 2012;7(8):e41431.
6. Enderling H, Park D, Hlatky L, Hahnfeldt P. The Importance of Spatial Distribution of Stemness and Proliferation State in Determining Tumor Radioresponse. *Math Model Nat Phenom*. 2009;4(3):117–33.
7. Enderling H, Hlatky L, Hahnfeldt P. Migration rules: tumours are conglomerates of self-metastases. *Br J Cancer*. 2009;100(12):1917–25.
8. Madas BG, Balásházy I. Mutation induction by inhaled radon progeny modeled at the tissue level. *Radiat Environ Biophys*. 2011;50(4):553–70.
9. Madas BG, Varga K. Biophysical modelling of the effects of inhaled radon progeny on the bronchial epithelium for the estimation of the relationships applied in the two-stage clonal expansion model of carcinogenesis. *Radiat Prot Dosim*. doi: 10.1093/rpd/ncu125
10. Balásházy I, Farkas Á, Madas BG, Hofmann W. Non-linear relationship of cell hit and transformation probabilities in a low dose of inhaled radon progenies. *J Radiol Prot*. 2009;29:147–62.
11. Auerbach O, Stout AP, Hammond EC, Garfinkel L. Changes in bronchial epithelium in relation to cigarette smoking and in relation to lung cancer. *N Engl J Med*. 1961;265:253–67.

12. Baumann M, Krause M, Hill R. Exploring the role of cancer stem cells in radioresistance. Nat Rev Cancer. 2008;8(7):545–54.

A pályamű a Somos Alapítvány támogatásával készült

Az általános környezeti veszélyhelyzet létrejöttét befolyásoló tényezők vizsgálata

Deme Sándor^{*1}, Pázmándi Tamás¹, C. Szabó István², Szántó Péter¹

¹MTA Energiatudományi Kutatóközpont, Budapest

²Paksi Atomerőmű Zrt., Paks

deme@aeki.kfki.hu

Investigation of parameters affecting occurrence of general environmental emergency.

Due to recommendation of the International Atomic Energy Agency general environmental emergency in the vicinity of a nuclear installation should be announced if the gamma-dose rate due to contamination of the ground surface exceeds 1 mSv/h at 1 m above the ground.

Our paper deals with investigations concerning influence of several parameters affecting occurrence of general emergency at a given release, e.g.:

- nuclide composition of the release,
- release height,
- meteorological parameters (atmospheric stability, wind speed, precipitation),

Final goal of the work is elaboration of methods to support decision making in the case of an emergency situation.

Keywords: general emergency, nuclear installation, release, decision support

A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség ajánlása szerint egy nukleáris létesítmény környezetében akkor jön létre a sürgős lakossági intézkedést is megkövetelő általános sugárzási veszélyhelyzet, ha a radioaktív anyagok légköri kibocsátása olyan talajfelszíni szennyezettséget okoz, hogy annak gamma-sugárzása révén 1 méteres magasságban 1 mSv/h vagy azt meghaladó dózisteljesítmény jön létre.

Előadásunkban ismertetjük azokat a számításokat, amelyekben megvizsgáltuk a veszélyhelyzet létrejöttét befolyásoló egyes tényezőket, például:

- a kibocsátás nuklid összetétele,
- a kibocsátás magassága,
- a meteorológiai tényezők (légköri stabilitás, szélesebesség, csapadék).

A munka végcélja, hogy a döntéshozók részére háttérinformációkat adjon egy esetleges általános veszélyhelyzet megállapításánál.

Kulcsszavak: általános veszélyhelyzet, nukleáris létesítmény, kibocsátás, döntéshozatal támogatás

BEVEZETÉS

A nukleáris létesítmények környezetet érintő súlyos baleseténél általános veszélyhelyzet jöhet létre, amely akár a lakosság érintett részének kitelepítésével is járhat. Megvizsgáltuk, hogy a paksi atomerőmű esetében a környezetben milyen mért dózisteljesítmény adatok alapján jelenthető ki, hogy a sugárzás intenzitása alapján általános veszélyhelyzet alakult ki.

A számításokat a "legjobb becslés" elve alapján végeztük. Ezt a módszert azért választottuk, mert a 2005-ben kiadott kormányrendelet [1] szerint a nukleáris baleseti elemzések elkészítésekor a „legjobb becslés” elvét kell alkalmazni, ahol a "legjobb becslés" elve nem alkalmazható, ott ésszerű konzervatív feltételezésekkel kell élni. A 2011-es kormányrendelet [2] ugyanezt az elvet így fogalmazza meg: A rendszerek és emberi beavatkozások sikerkritériumainak meghatározására vonatkozó elemzésekben a legjobb

becslés módszerét kell alkalmazni. Ahol a legjobb becslés módszere nem alkalmazható, ott a feltételezések konzervativizmusa miatti torzító hatást értékelni kell.

Jelen munka célja, hogy elemzéseink olyan információt szolgáltatassanak, amelyek megkönnyítik a döntéshozóknak, hogy a környezetben kialakult sugárzási helyzettől függően a telephelyen kívül élő lakosság védelme érdekében szükséges intézkedések minél egyértelműbben meghatározhatók legyenek. Az elemzések időtávja 60 perc, tekintettel arra, hogy a riasztási feladatok keretében a nukleáris veszélyhelyzet felismerése után legkésőbb 60 percen belül a nukleáris létesítmény Baleset-elhárítási Intézkedési Terve szerint kell az első tájékoztatást írásban megadni a nukleáris veszélyhelyzet ismertté vált körülményeiről és következményeiről [2].

SUGÁRZÁSI VESZÉLYHELYZET

A lakosságot is érintő sugárzási veszélyhelyzeti osztályozást a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség (NAÜ) kiadványa [3] ismerteti. Az I. kategóriába tartozó nukleáris létesítményeknél, így például az atomerőműnél, minimálisan négy veszélyhelyzeti kategóriát (potenciális, létesítményi, helyi és általános veszélyhelyzetet) kell meghatározni (1. táblázat); minden egyes kategóriában egymástól eltérő intézkedésekre van szükség. E munkánkban csak a lakosság szempontjából legsúlyosabb kategóriával, az általános veszélyhelyzettel foglalkozunk.

1. táblázat. A négy veszélyhelyzeti kategóriához tartozó intézkedések

Potenciális veszélyhelyzet	Létesítményi veszélyhelyzet	Helyi veszélyhelyzet	Általános veszélyhelyzet
A helyzet analízisének azonnali megkezdése és a következmények enyhítése			
		Azonnali intézkedések a telephelyen tartózkodók védelmére	
		A telephelyen kívüli védőintézkedések előkészítése	
		Azonnali intézkedések a telephelyen kívül, a lakosság védelmére	

A NAÜ a veszélyhelyzeti osztály meghatározásához operatív intézkedési szinteket vezetett be, ebben az 1. operatív intézkedési szint felel meg az általános veszélyhelyzetnek (2. táblázat).

2. táblázat. Operatív intézkedési szintek (OISZ). A felsorolás az általános veszélyhelyzet (1. OISZ) és a helyi veszélyhelyzet (2. OISZ) szempontjából meghatározó tételeket tartalmazza.

OISZ	Sugárzási adat	Intézkedés, ha a sugárzási adat meghaladja az OISZ-t
1. OISZ	A talajfelszín szennyeződése révén a gamma-sugárzás dózisteljesítménye meghaladja az 1000 $\mu\text{Sv/h-t}$	– Azonnali kitelepítés vagy megfelelő elzárkóztatás
2. OISZ	A talajfelszín szennyeződése révén a gamma-sugárzás dózisteljesítménye meghaladja a 100 $\mu\text{Sv/h-t}$	– A helyi termesztésű élelmiszereknek és a legeltetett állatok tejének fogyasztását meg kell tiltani

Az operatív intézkedési szintek alapján látható, hogy a helyi veszélyhelyzetnek és az általános veszélyhelyzetnek megfelelő sugárzási adatok között egy nagyságrend eltérés van.

A környezetet érintő nukleáris balesetre vonatkozó hazai szabályozás [4] szerint védelmi intézkedést kell fogantatosítani, ha az elkerülhető sugárterhelés meghaladja az intézkedésnek megfelelő beavatkozási szintet. Továbbá:

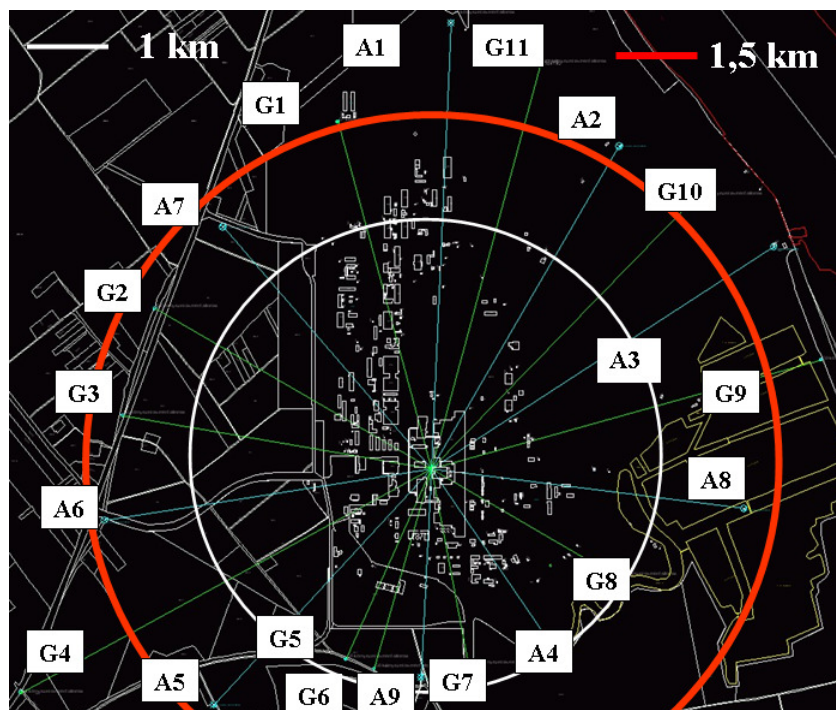
1. A beavatkozási szint elkerülhető (effektív vagy egyenérték-) dózisban van kifejezve.
2. A beavatkozási szintekben meghatározott, elkerülhető dózisokat a lakosságból választott csoportokra vonatkozó átlagértékeknek kell tekinteni.
3. Optimált, általános beavatkozási szintek csak sürgős védelmi intézkedésekre (elzárkóztatás és kimenekítés) vonatkoznak.

Elzárkóztatást kell elrendelni, ha az effektív dózis eléri a 10 mSv értéket 2 napnál nem hosszabb időszak alatt; a kitelepítés kritériuma pedig az, ha az effektív dózis eléri 50 mSv értéket 1 hétnél nem hosszabb időszak alatt.

Tanulmányunkban a NAÜ kritériumok szerinti besorolást vizsgáljuk meg, de a kapott eredményeket összevetjük a hazai szabályozással is.

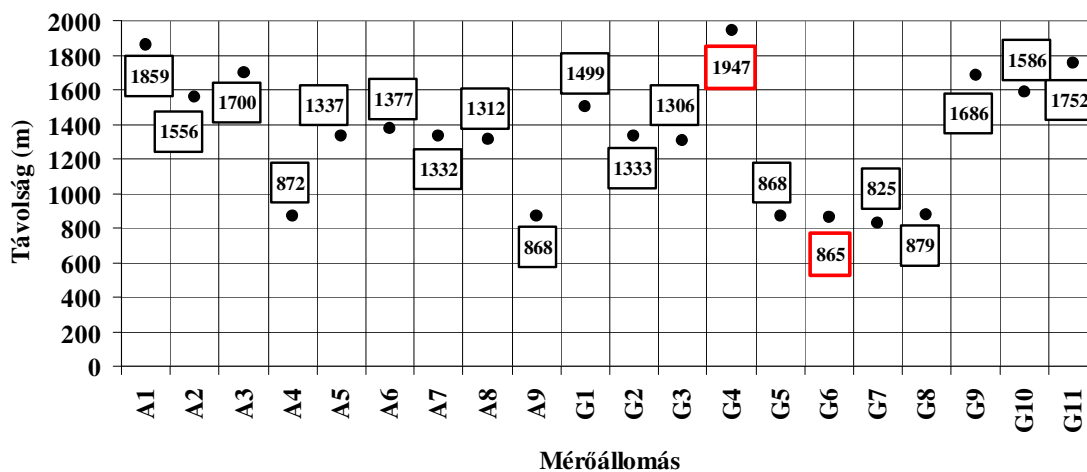
A KÖRNYEZETI GAMMA-SUGÁRZÁS MÉRÉSI PONTJAI A PAKSI ERŐMŰNÉL

A paksi atomerőmű környezetében húsz olyan mérőpont van, amelyeken egy-egy Bitt gyártmányú gamma-sugárzás mérő detektor (Bitt szonda) méri a környezeti sugárzás dózisteljesítményét 10 nSv–10 Sv/h tartományban. A mérőpontok (A és G típusú állomások) 0,8–2 km-es távolságban helyezkednek el az erőmű két szellőzőkéményének középpontjához képest (1. ábra).



1. ábra. Az A és G típusú állomások, a környezeti gamma-sugárzás mérőpontjai. A fehér kör sugara 1 km, a piros köré 1,5 km az erőmű kéményeinek középpontjától számítva.

Az egyes állomásoknak a kémények középpontjától való távolságát a 2. ábra mutatja. A legkisebb távolság 865 m, a legnagyobb 1947 m. Ez azt jelenti, hogy a terjedésszámításnál a legkisebb távolságnak kerekítve 850 m-nek kell lennie.



2. ábra. Az egyes állomások távolsága a szellőzőkémények középpontjától

Az A típusú állomások a gamma-sugárzás dózisteljesítményének mérése mellett a levegő aktivitáskoncentrációjának távmérésére, levegőminta vételére, a kihullás mintavételezésére is alkalmasak. Az állomás fényképét a 3. ábra mutatja.



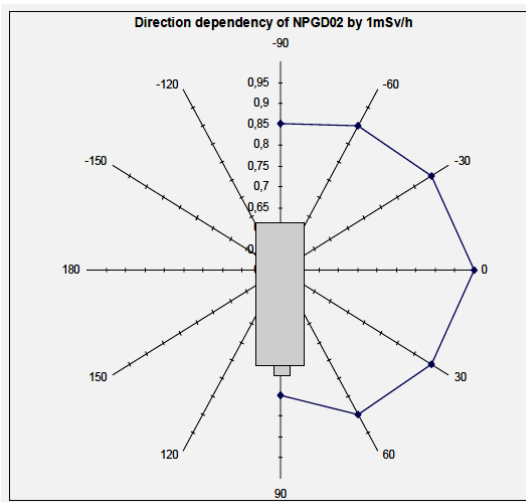
3. ábra. Az A típusú állomás fényképe. A gamma-sugárzást mérő detektort piros körrel jelöltük.

A kilenc darab A típusú állomást további tizenegy darab G típusú állomás egészíti ki (4. ábra), melyek csak a gamma-sugárzás dózisteljesítményét mérik.

Az A és a G típusú állomásokon azonos, Bitt gyártmányú, NP GD02 típusú gamma-sugárzást mérő detektorok vannak. A detektor fényképét és érzékenységének irányfüggését az 5. ábra mutatja. A detektor érzékeny térfogatának középpontja 1 m magasan helyezkedik el a talaj felszíne fölött. A detektor kalibrálási iránya a henger tengelyére merőleges, a talaj felől érkező sugárzást a detektor a kalibráláshoz képest 80–90%-os határfokkal méri. A detektor alatt a talajfelszín a természetes növénytakarónak felel meg, azaz alatta fű van.



4. ábra. A G típusú állomás.
A gamma-sugárzást mérő detektor a piros körben látható.
Az állomás tápfeszültségét napelem adja.



5. ábra. A gamma-sugárzás detektor (Bitt szonda) és érzékenységének irányfüggése

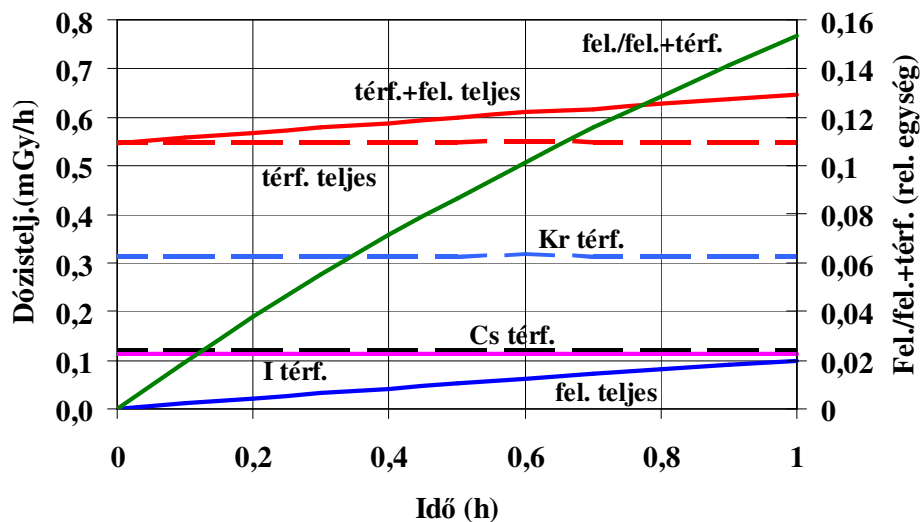
MIT MÉR A GAMMA-SUGÁRZÁS DETEKTOR

A gamma-sugárzás jelzésének értékelésénél figyelembe kell venni, hogy a detektor a talajfelszín szennyeződéséből eredő sugárzással együtt méri a környező légtérben lévő radionuklidok sugárzását és a detektor felszínének elszennyeződéséből eredő sugárzást is. Ez utóbbi komponenst elhanyagoljuk, ez az elhanyagolás ésszerű konzervatív feltételezésnek tekinthető.

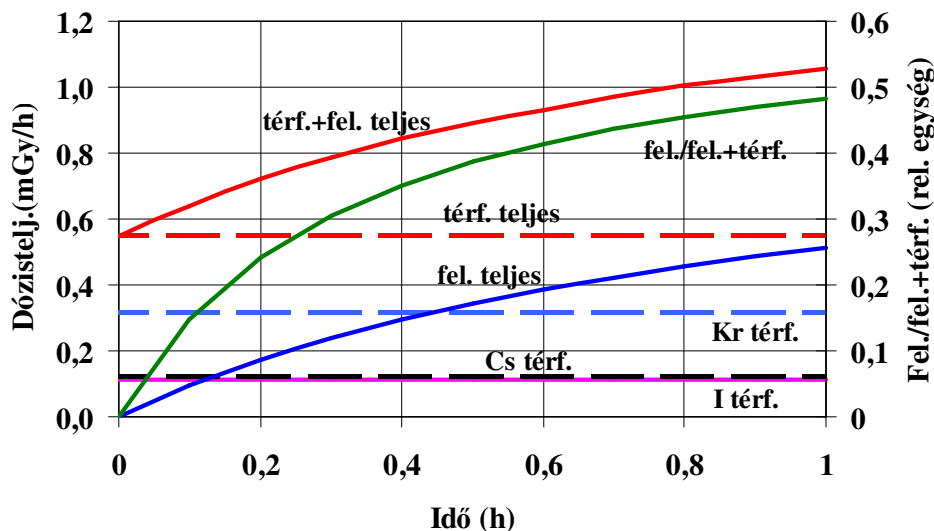
A következőkben megvizsgáljuk, hogy a detektor jelzésének mekkora része ered a talaj felszínének elszennyeződéséből. A mintaszámításnál példaként feltételezzük, hogy a légtérben folyamatosan azonos, $1 \cdot 10^6$ Bq/m³ térfogati aktivitáskoncentrációval van jelen a ⁸⁷Kr, az elemi ¹³¹I és a ¹³⁷Cs. A számításoknál a száraz kiülepedési sebesség az elemi ¹³¹I-nél $5 \cdot 10^{-3}$ m/s, míg ¹³⁷Cs-nél $1 \cdot 10^{-3}$ m/s, a kimosás effektív sebessége 5 mm/h intenzitású esőnél mindkét nuklidra $3,5 \cdot 10^{-2}$ m/s.

A légtér és a talajfelszín szennyeződéséből eredő gamma-dózisteljesítményt a Microshield programmal [5] számítottuk ki. A

6. ábra száraz időjárásnál, a 7. ábra esőnél mutatja a detektor jelzésének összetevőit, valamint azt, hogy a jelzés mekkora hányada ered a talajfelszíni szennyezés gamma-sugárzásából a teljes (talajszennyezés és légtéri) jelzéshez képest.

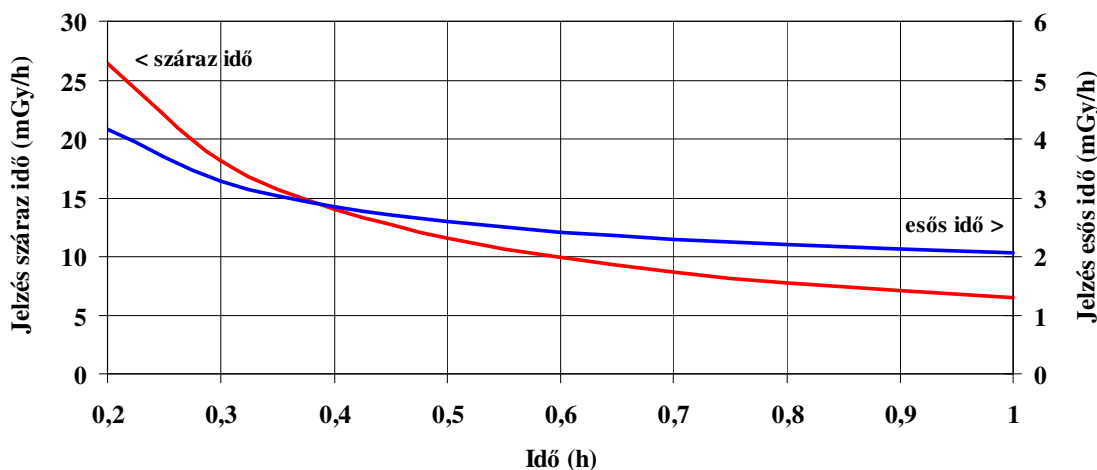


6. ábra. A detektor jelzésének összetevői és a felületi talajszennyeződésből eredő hányada a teljes jelzéshez képest száraz időjárásnál a kibocsátás kezdetétől eltelt idő függvényében



7. ábra. A detektor jelzésének összetevői és a felületi talajszennyeződésből eredő hányada a teljes jelzéshez képest 5 mm/h intenzitású esőnél a kibocsátás kezdetétől eltelt idő függvényében.

Az ábrák alapján megállapítható, hogy száraz időben a talajszennyeződésből eredő jelzés csak az egy órás kibocsátás végén éri el a teljes jelzés 15%-át. Ez azt jelenti, hogy csak mintegy 15 mSv/h teljes jelzés esetén lesz a talajfelszín szennyeződésből eredő jelzés 1 mSv/h. Esős időben az egy órás kibocsátás végén már a jelzés több mint 50%-a ered a talajfelszín szennyeződésből. A két időjárási helyzetre vonatkozóan a 8. ábra alapján becsülhető meg a kibocsátás kezdetétől eltelt idő függvényében – a példaként megadott nuklidösszetételnél – milyen detektorjelzésnél tételezhető fel, hogy a talajra kiülepedett radionuklidok révén általános veszélyhelyzet lépett fel.



8. ábra. Az általános veszélyhelyzet létrejöttéhez szükséges detektorjelzés a kibocsátás kezdetétől eltelt idő függvényében a példaként megadott nuklidösszetételnél száraz időben és 5 mm/h intenzitású esőnél

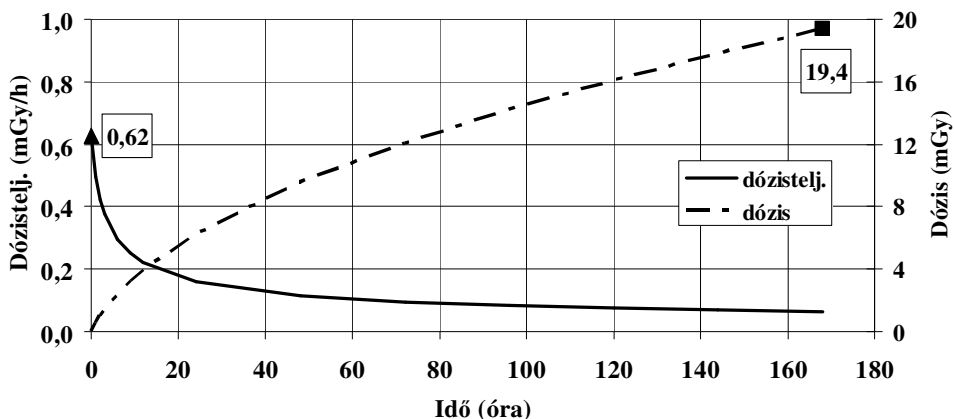
A NAÜ AJÁNLÁS ÉS A HAZAI SZABÁLYOZÁS ÖSSZEHASONLÍTÁSA

Előző példánkban három nuklidcsoport (nemesgáz, elemi jód és aeroszol) szerepelt. A továbbiakban egy olyan esetet vizsgáltunk, amelynél a kibocsátás a fűtőelemek részaktivitásából származik. A részaktivitás nuklidösszetételénél a legjobb közelítéssel megadhatót vettük alapul. Feltételeztük, hogy nagy csőtöréses üzemzavarkor ez a részaktivitás teljes egészében a primerköri közegbe kerül, és ebből a közegből a nemesgázok teljes mennyisége, a halogéneknek 67%-a, az aeroszoloknak pedig 10%-a a hermetikus tér levegőjébe kerül, ahonnan az egész légköri aktivitás a környezetbe jut (3. táblázat).

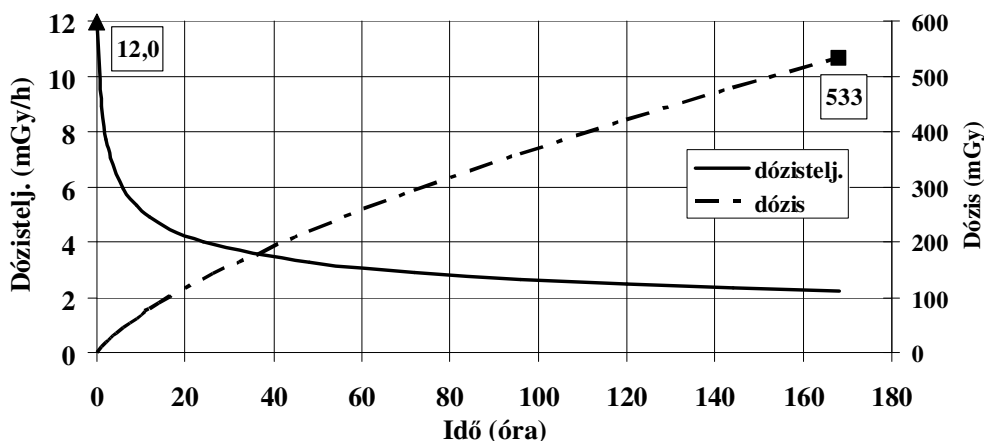
3. táblázat. A részaktivitásból származó radionuklidok környezeti kibocsátása, valamint az egyes nuklidok és nuklidcsoportok hányada

Csoport	Nuklid	Felezési idő (óra)	Kibocsátás (Bq)	Hányad (rel. egység)	Csoport hányad (%)
Nemesgázok	^{85m} Kr	4,48	1,02E+13	3,00E-02	70,2
	⁸⁵ Kr	94000	3,25E+12	9,56E-03	
	⁸⁷ Kr	1,272	1,03E+13	3,03E-02	
	⁸⁸ Kr	2,84	1,79E+13	5,26E-02	
	^{131m} Xe	285,6	1,03E+12	3,03E-03	
	¹³³ Xe	125,88	1,51E+14	4,44E-01	
	^{135m} Xe	0,255	4,79E+12	1,41E-02	
	¹³⁵ Xe	9,09	2,04E+13	6,00E-02	
Halogének	¹³⁸ Xe	0,236	1,99E+13	5,85E-02	17,7
	¹³¹ I	192,96	1,45E+13	4,26E-02	
	¹³² I	2,3	7,05E+12	2,07E-02	
	¹³³ I	20,8	1,68E+13	4,94E-02	
	¹³⁴ I	0,8767	9,22E+12	2,71E-02	
	¹³⁵ I	6,61	1,20E+13	3,53E-02	
Aeroszolok	⁸⁴ Br	0,53	6,48E+11	1,91E-03	12,1
	⁸⁸ Rb	0,297	3,83E+11	1,13E-03	
	⁸⁹ Sr	1212	4,85E+12	1,43E-02	
	⁹⁰ Sr	255000	5,09E+11	1,50E-03	
	⁹² Sr	2,71	1,08E+12	3,18E-03	
	⁹⁵ Zr	1535,5	4,87E+12	1,43E-02	
	⁹⁵ Nb	843,6	3,73E+12	1,10E-02	
	⁹⁷ Nb	1,2	1,19E+11	3,50E-04	
	¹⁰³ Ru	942,7	2,93E+12	8,62E-03	
	¹⁰⁶ Ru	8847,6	1,33E+12	3,91E-03	
	¹³² Te	78,2	2,45E+12	7,21E-03	
	¹³⁴ Cs	18100	6,10E+11	1,79E-03	
	¹³⁷ Cs	263000	6,55E+11	1,93E-03	
	¹³⁸ Cs	0,537	1,08E+12	3,18E-03	
	¹³⁹ Ba	1,378	1,26E+12	3,71E-03	
	¹⁴⁰ Ba	305,8	4,66E+12	1,37E-02	
	¹⁴⁰ La	40,27	2,69E+12	7,91E-03	
¹⁴¹ Ce	780	3,22E+12	9,47E-03		
¹⁴⁴ Ce	6823,2	4,58E+12	1,35E-02		
¹⁴⁴ Pr	0,288	4,42E+10	1,30E-04		
Összesen			3,40E+14	1,00E+00	100

E kibocsátási adatok alapján a PC COSYMA programmal [6] meghatároztuk 120 m-es kibocsátási magasságra, 5 m/s-os szélességre a kibocsátási ponttól 1,5 km-re a talajfelszínre kirakódott radionuklidoktól származó dózisteljesítmény és dózis időfüggését a kibocsátás utáni egy hétre, azaz 168 órára. A száraz időre kapott eredményt a 9. ábra, míg az esős időre vonatkozót a 10. ábra adja meg.



9. ábra. A 3. táblázatban megadott kibocsátás talajszennyezéséből eredő dózis és dózisteljesítmény időfüggése a forrástól 1,5 km-re száraz időjárásnál

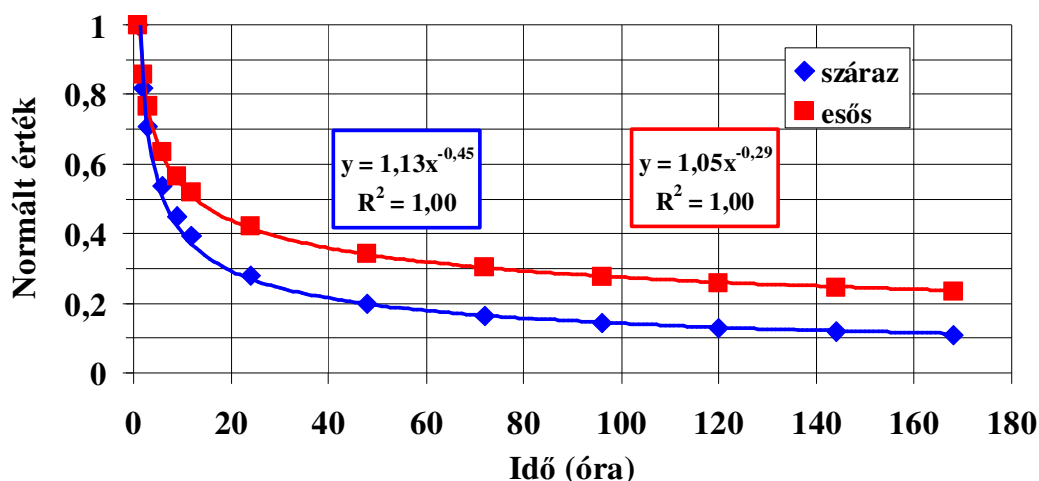


10. ábra. A 3. táblázatban megadott kibocsátás talajszennyezéséből eredő dózis és dózisteljesítmény időfüggése a forrástól 1,5 km-re 5 mm/h intenzitású esőnél

Megállapítható, hogy száraz időjárás esetében a talajszennyezetségből eredő maximális dózisteljesítmény 0,62 mGy/h, ami nem éri el az általános veszélyhelyzetet jelentő 1 mGy/h értéket. Ugyanakkor esős időben a számított maximális dózisteljesítmény 12 mGy/h, ami sokszorosa az 1-es operatív intézkedési szintnek, azaz 12-szeresen meghaladja a dózisteljesítmény az általános veszélyhelyzetnek megfelelő 1 mSv/h szintet. A számítások a dózist levegőre vonatkozó mGy/h-ban adják meg. Ezt az értéket csak viszonyzámként használtuk, ezek a viszonyszámok közel azonosak lesznek a környezeti dózisegyenértékek viszonyzámaival.

Az esős időre számított dózisteljesítmény 19-szerese a száraz időre számítottnak. Ha 168 óra alatti, azaz egy hetes dózist veszünk figyelembe, ez az arány 27-szeresre növekszik. (Az esős és száraz időjárás a kibocsátás idejére vonatkozik.)

A fenti adatokat alapul véve az első óra végére 1 mGy/h-ra normáltuk mind a száraz, mind az esős időre vonatkozó dózisteljesítményeket (11. ábra). Látható, hogy a kezdeti dózisteljesítmény esős időben lassabban csökken, mint száraz időben. Ennek oka, hogy esős időjárásnál a hosszabb felezési idejű aeroszolok részaránya a talajon megnő a rövidebb felezési idejű halogénekhez képest. (A halogének száraz kiülepedési sebessége ötszöröse az aeroszolokénak, míg a kimosási sebesség mindkét csoportnál azonos.) Az illetett görbe nagyobb negatív kitevője is azt mutatja, hogy a dózisteljesítmény száraz időben gyorsabban csökken, mint csapadékos idő esetén.



11. ábra. Az egy óra időtartamú kibocsátás után a talajfelszíni sugárzás 1. óra végére normált relatív intenzitása az eltelt idő függvényében. Megadjuk a görbékhez illesztett függvények egyenletét is.

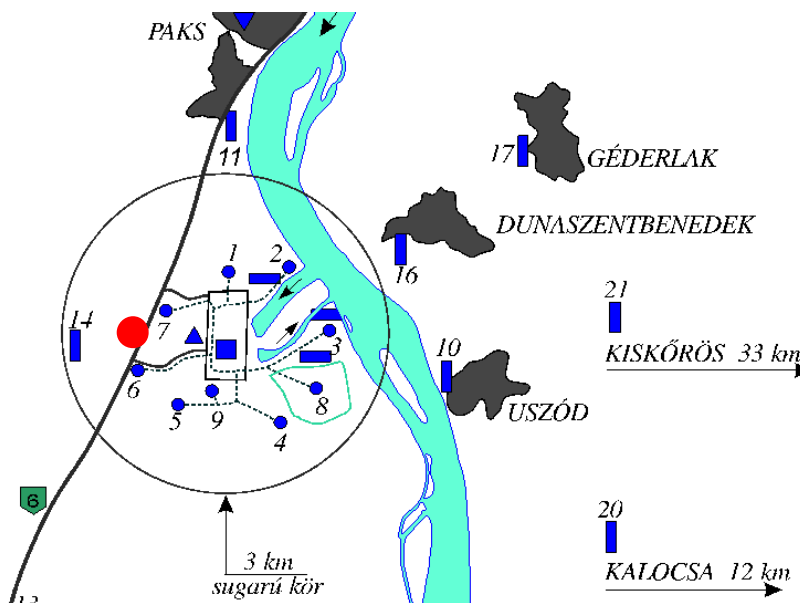
A számítás adatait felhasználva megállapítottuk, hogy 1 mSv/h kezdeti dózisteljesítménynél az egy hetes dózis száraz időjárásnál 34 mSv, illetve az eső révén történt talajszennyeződésnél 56 mSv. Ezek az értékek összhangban vannak a hazai szabályozásban szereplő egy hetes 50 mSv dózismegtakarítás értékkel, amelynél el kell rendelni a kitelepítést. A dózismegtakarítás kiszámításához szükséges a kibocsátás (forrástag) ismerete, aminek meghatározása nagyon bizonytalan, ugyanakkor az e közleményben ismertetett módszernél nincs szükség a forrástag ismeretére, csupán a mért dózisteljesítményekre és a meteorológiai adatokra.

A VÁRHATÓ LAKOSSÁGI DÓZISTERHELÉS BECSLÉSE A GAMMA-SUGÁRZÁS DETEKTORRAL MÉRT ADATOK ALAPJÁN

A lakosságra vonatkozó intézkedés alapja, hogy az 1. operatív intézkedési szintnek megfelelő átlagos dózisteljesítmény a lakosság tartózkodási helyén lépjen fel, ugyanakkor a mérési adatok zömmel az erőműtől 1–1,5 km-es távolságban állnak rendelkezésre. Ennek megfelelően a mért dózisteljesítményt át kell számítani az érintett településre.

Az erőmű környékének térképvázlatát a 12. ábra mutatja. A legközelebbi lakott hely a térképen jelzett 6. és 7. mérőpont közelében lévő Csámpa pusztá, mintegy 200 lakossal. E

településre vonatkozó dózisteljesítmény adatok a mérőpontok révén közvetlenül rendelkezésre állnak. Az erőmű 5 km-es körzetében van még Paks déli része, Dunaszentbenedek és Uszód.



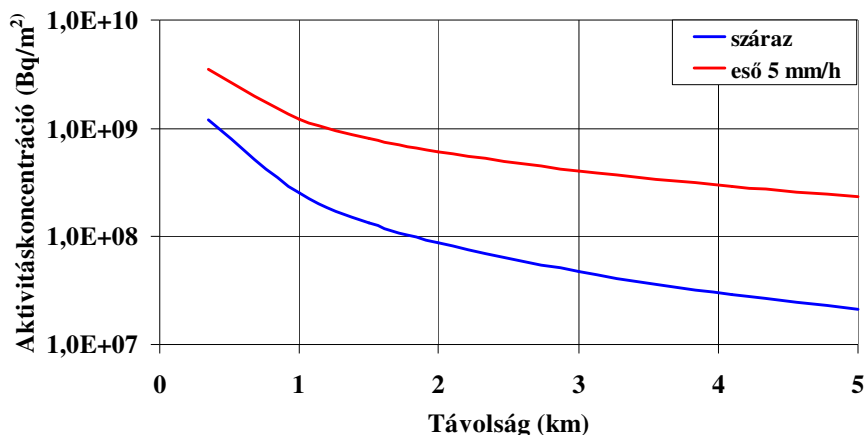
12. ábra. A paksi erőmű közli környezetének térképvázlata. A legközelebbi lakott települést, Csámpa pusztát a 6. és 7. mérőpont között piros pont jelöli.

A 13. ábra mutatja a kiülepedés távolságfüggését száraz és esős időben $5,5 \cdot 10^{15}$ Bq ^{131}I talajszintű kibocsátás esetére, D stabilitási kategóriánál. Az ábra alapján megállapítható, hogy a talaj szennyeződése esős időben közelítőleg egy nagyságrenddel nagyobb lesz, mint száraz időben. A mérőállomás és a település közötti átnormálást csak a két érték távolságfüggése szabja meg.

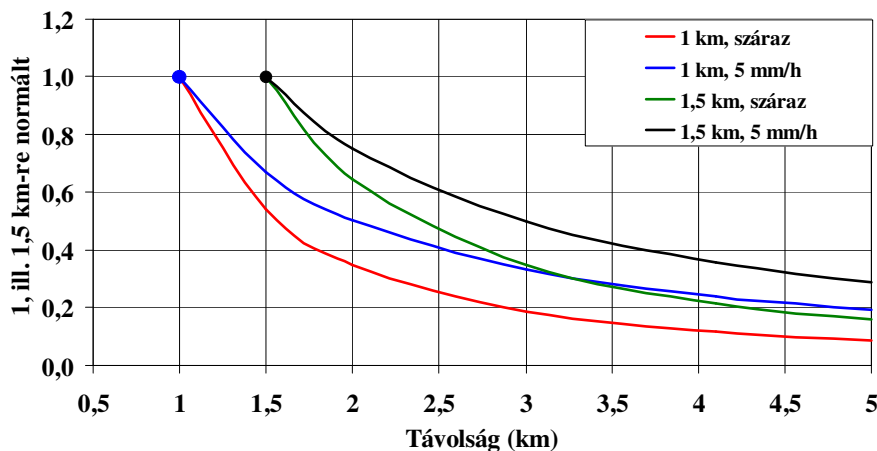
A 14. ábra az 1 és az 1,5 km-es távolságú mérőállomás pozícióra adja meg az átnormálási tényező távolságfüggését. Az ábra alapján például meghatározható, hogy ha a referencia állomás távolsága 1 km és a településé 5 km, akkor a településen száraz idő esetén a dózisteljesítmény a mért érték 0,1, esőnél pedig 0,2-ed része lesz, míg 1,5-km-es mérési pontnál az értékek 0,15, illetve 0,3.

Összegezve a leírtakat megállapítható, hogy száraz időben, 1,5 km-es mérési pont távolságnál és 5 km-es település távolságnál, egy órával a kibocsátás kezdete után a légköri gamma-sugárzás zavaró hatása miatt tízszeres (

6. ábra), a távolságfüggés miatt hétszeres (14. ábra), összességében mintegy hetvenszeres korrekcióra van szükség, tehát a gamma-sugárzás detektornak 70 mSv/h értéket kell mutatnia ahhoz, hogy az érintett településen általános veszélyhelyzet lépjen fel.

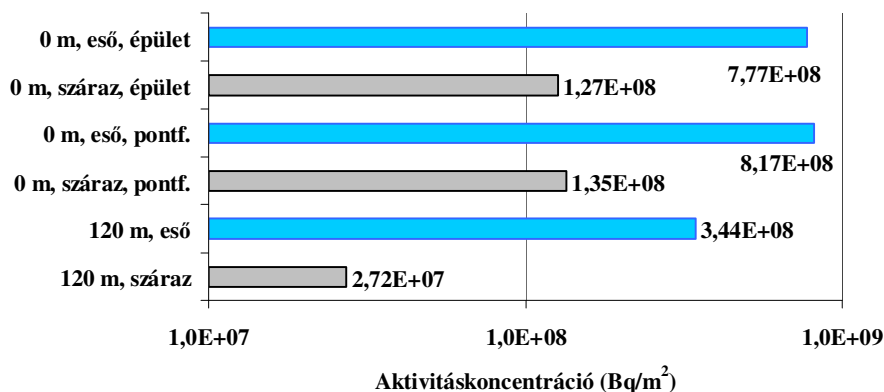


13. ábra. A kiülepedés távolságfüggése száraz és esős időben $5,5 \cdot 10^{15}$ Bq ^{131}I talajszinti kibocsátás révén, D stabilitási kategóriánál



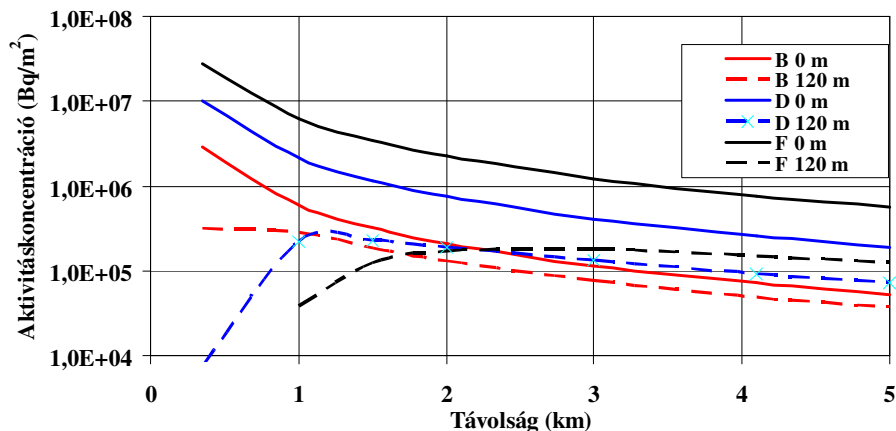
14. ábra. Az átnormálási tényező távolságfüggése az 1 és az 1,5 km-es távolságú mérőállomás pozícióinál

Az eddigiekben feltételeztük, hogy a kibocsátás pontszerű és 0 méteres magasságban történik. A 15. ábra mutatja, hogy mennyire különbözik a PC COSYMA programmal [6] 1,5 km-re számított aktivitáskoncentráció, ha a kibocsátás talajszinten pontszerű vagy 200 m széles és 40 m magas épületből, valamint 120 m magas pontforrásból történik. A számításokban szereplő forrás $5,5 \cdot 10^{15}$ Bq ^{131}I , a stabilitási kategória D. A számítások alapján megállapítható, hogy az 1,5 km-es távolságon – azonos időjárási körülmények között – az épülethatás nem nagyobb 6%-nál, viszont a kibocsátási magasság fontos befolyásoló tényező.



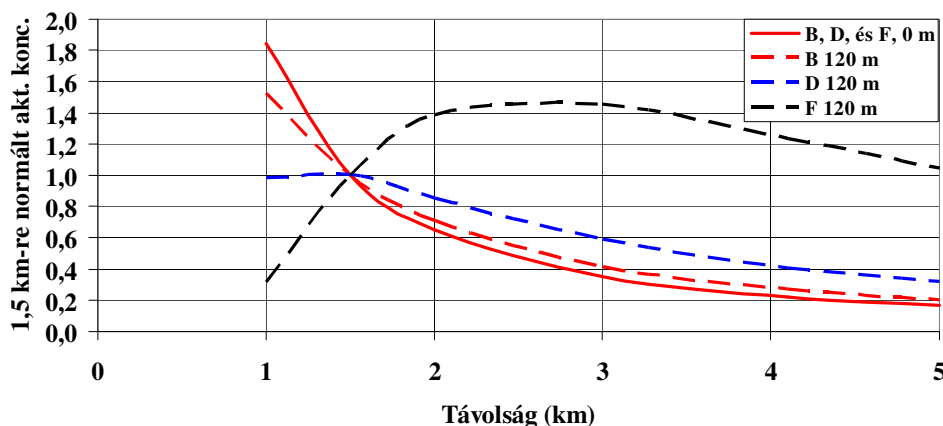
15. ábra. A PC COSYMA programmal [6] 1,5 km-re számított aktivitáskonzentráció hat különböző esetre. A forrás $5,5 \cdot 10^{15}$ Bq ^{131}I , a stabilitási kategória D.

Az eddigiekben feltételeztük, hogy a stabilitási kategória D. A továbbiakban azt vizsgáljuk, hogy a stabilitási kategória mennyiben befolyásolja az átnormálási tényezőt. A 16. ábra hat esetre számított aktivitáskonzentráció távolságfüggést mutat be B, D és F stabilitási kategóriára, 0 és 120 m magasságú kibocsátással. Látható, hogy a 0 m magasan történő kibocsátásnál a B és az F kategóriáknál kialakuló aktivitáskonzentrációk között egy nagyságrend különbség van, ugyanakkor a 120 m magas kibocsátásnál a kép összetett: 1 km-es távolságnál még a B kategóriához tartozik a legnagyobb aktivitáskonzentráció, 3 km-es távolságnál a sorrend az ellenkezőjére vált.



16. ábra. Hat esetre számított aktivitáskonzentráció távolságfüggés B, D és F stabilitási kategóriára, mindegyiknél 0 és 120 m magasságú kibocsátással

A 17. ábra az 1,5 km-es távolságról történő átnormálás tényezőit mutatja B, D és F stabilitási kategóriánál talajközeli (0 m) és szellőzőkémény (120 m) kibocsátás esetére. Az 5 km-re történő átnormálási tényezők 0,2–0,4 tartományban vannak, kivéve a 120 m magasságban F kategória esetén történt kibocsátást, ahol az átnormálási tényező akár 1-nél nagyobb is lehet. Ennek oka az, hogy a szennyeződés 1,5 km-es távolságban kisebb, mint az ennél nagyobb távolságokban.



17. ábra. Átnormalizációs tényezők az 1,5 km-es távolságra lévő mérőpont esetében B, D és F stabilitási kategóriánál talajszintű és 120 m-es kibocsátás esetén, száraz időben

KÖVETKEZTETÉSEK

A NAÜ ajánlásnak megfelelően általános sugárzási veszélyhelyzet keletkezik, ha baleseti radionuklid kibocsátás révén a talajfelszín szennyezettségéből eredő gamma-sugárzás dózisteljesítménye eléri az 1 mSv/h értéket. Vizsgálataink szerint a paksi erőmű környezetében elhelyezett gamma-sugárzás detektorok (Bitt szondák) jelzésénél – még az egy órás tartamú kibocsátás végén is (különösen száraz idő esetén) – a detektort körülvevő légtérben lévő nuklidok gamma-sugárzása dominál, ezért a mért adatokat csak jelentős korrekcióval lehet használni a talajszennyezettségéből eredő sugárzás meghatározásához, és további korrekcióra van szükség a detektoroknál távolabbi településekre vonatkozó átszámításhoz. A korrekciókra feltétlenül szükség van, ha az általános veszélyhelyzet megítélésénél a talajszennyeződés gamma-sugárzásának dózisteljesítménye tekinthető mértékadónak és az értékelés a "legjobb becslés" elve alapján történik.

Tanulmányunk csak a legfontosabb korrekciós tényezőket mutatja be, de az általunk kidolgozott módszer alapul szolgálhat a különböző baleseti szcenáriókra vonatkozó korrekciók meghatározására, amikre feltétlenül szükség van, ha a döntéshozók a környezeti gamma-sugárzás mérési adatai alapján kívánják az általános veszélyhelyzetet elrendelni.

IRODALOM

- [1] A Kormány 89/2005. (V.5.) korm. rendelete a nukleáris létesítmények nukleáris biztonsági követelményeiről és az ezzel összefüggő hatósági tevékenységről. Melléklet.
- [2] 118/2011. (VII. 11.) Korm. rendelet a nukleáris létesítmények nukleáris biztonsági követelményeiről és az ezzel összefüggő hatósági tevékenységről
- [3] Criteria for Use in Preparedness and Response for a Nuclear or Radiological Emergency, GSG-2-Pub 1467 (2011)
- [4] 16/2000. (VI. 8.) EüM rendelet az atomenergiáról szóló 1996. évi CXVI. törvény egyes rendelkezéseinek végrehajtásáról
- [5] MicroShield 6.20. Gamma-sugárzás árnyékolást számító programcsomag. Grove Engineering. 2004
- [6] PC COSYMA An accident consequence assessment package for use on a PC. EUR 16239, 1996

A pályamű a SOMOS Alapítvány támogatásával készült