

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

Farkas Árpád*, Balásházy Imre

¹Magyar Tudományos Akadémia Energiatudományi 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 ²¹⁸Po izotópnak köszönhető aktivitáskoncentráció [Bq/m³];

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 kiüledési 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 kiüledési régió (hörgőcskék, átlagosan a 9. légúti generációtól az utolsó, alveolust még nem tartalmazó légúti generációig, azaz a bronchiolus terminalis-ig);
BB	bronchiális kiüledési 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 kiüledési 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, dózishatás 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/effektív 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 aeroszolokra 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 utolsó sorban, 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 inhomogenitásának 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 sejtípusonként (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. Értelemszerűen, 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

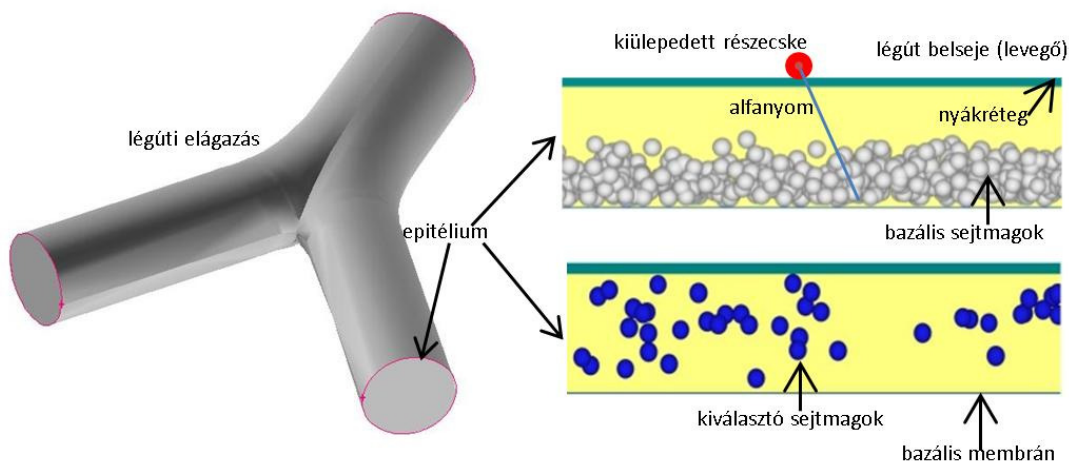
$$D_{tot} = \frac{1}{3}(D_{BB} + D_{bb} + D_{AI}) \quad (15)$$

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 elágazás egység 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. Emlékeztetőül, 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 alfatalálatra 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 sejtmsűrűség, 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)

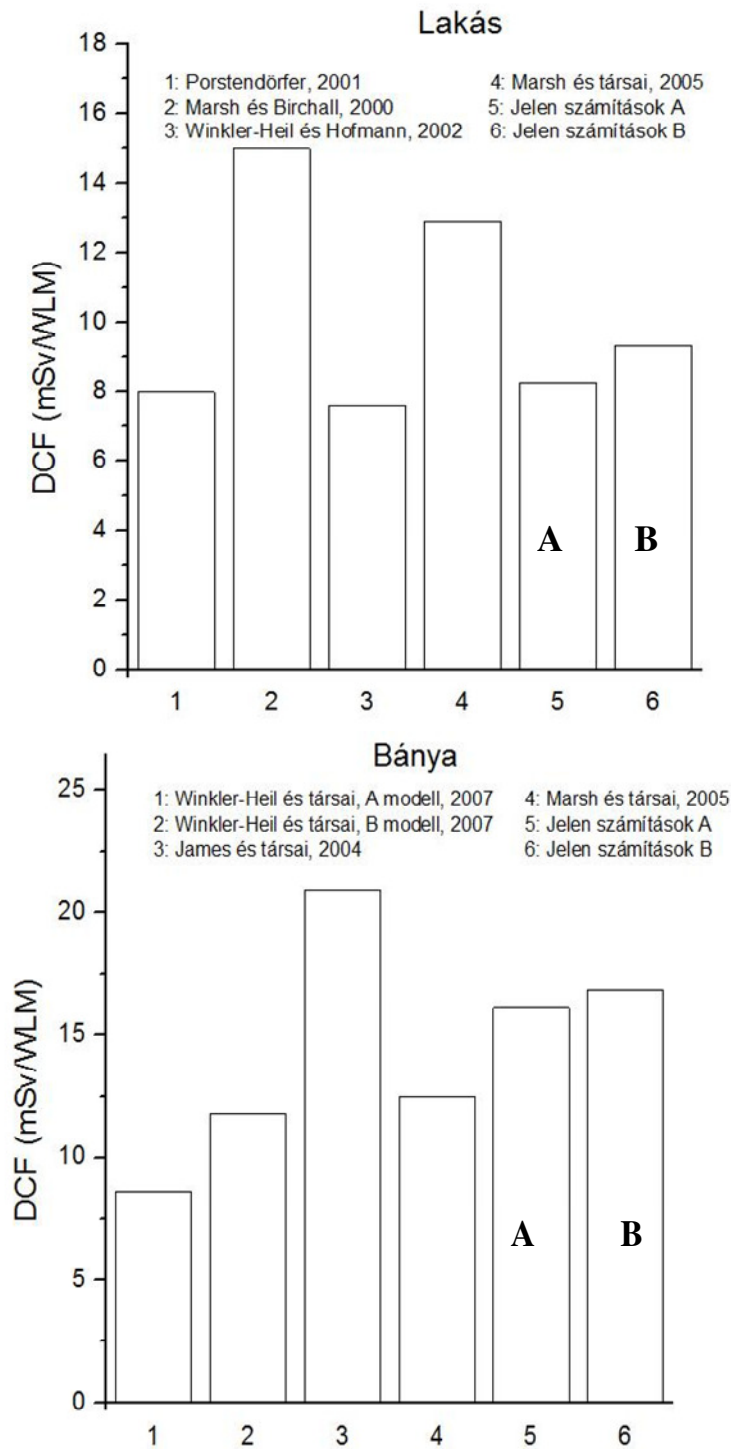
	k_i	BB bazális	BB kiválasztó	bb kiválasztó	D_{BB} (mGy)	D_{bb} (mGy)	D_{AI} (mGy)	D_{tot} (mGy)	DCF (mSv/WLM)
Lakás	k_1	8,72E-06	0,000434	0,000109	$D_{baz}= 3,31$	4,72	0,19	3,44	8,25
	k_2	0,000199	0,00079	0,000112					
	k_3	1,36E-06	6,75E-05	0,000251					
	k_4	3,11E-05	0,000123	0,000259					
	k_5	0,000507	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

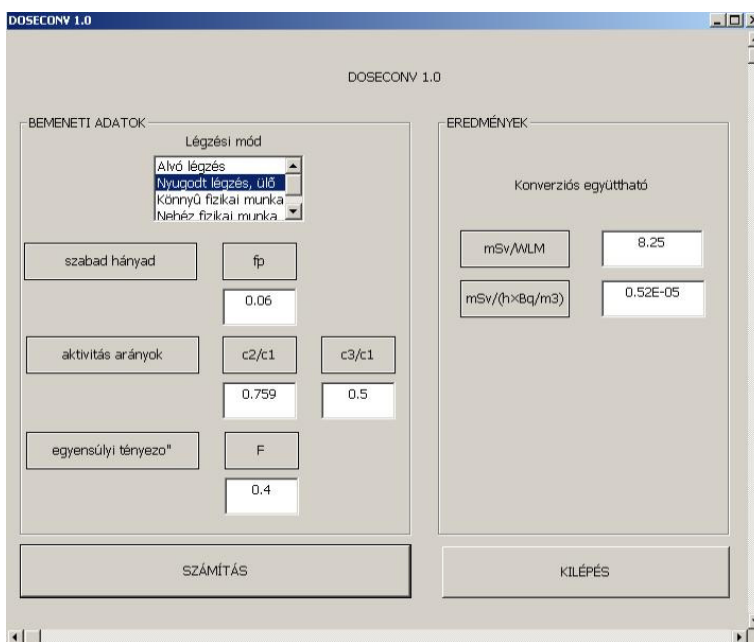
$$1 \frac{Bq}{m^3} = \frac{WL \times F}{3700} = WLM \frac{F \times h}{629000} \quad (16)$$

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 modellközelítésekből 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 feltevése és matematikai egyszerűsítésen 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.