

SUGÁRVÉDELEM

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

**VI. Évfolyam 1. szám
2013**

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,

Csigé 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

Első mérések a TRITEL dozimetriai rendszerrel a Nemzetközi Űrállomás fedélzetén

Hirn Attila*¹, Apáthy István¹, Bodnár László^{1,2}, Csőke Antal¹, Deme Sándor¹,
Pázmándi Tamás¹, Szántó Péter¹, Zábori Balázs¹

¹MTA Energiatudományi Kutatóközpont, 1121 Budapest, Konkoly Thege Miklós út 29-33.

²BL-Electronics Kft., 2083 Solymár, Sport u. 5.

*hirn.attila@energia.mta.hu

Title and Abstract – First Measurements with the TRITEL Dosimetry System on board the International Space Station

A three-dimensional silicon detector telescope (TRITEL) was developed at MTA Centre for Energy Research in the past years. The main objective was to measure not only the absorbed dose in the cosmic radiation field, but also the linear energy transfer (LET) spectrum of the charged particles and their average quality factor in three mutually orthogonal directions in order to give an estimation of the dose equivalent in tissue. Present paper addresses the main characteristics of the TRITEL system and the measurement results obtained during the first three days of its operation on board the International Space Station.

Keywords – space dosimetry, cosmic radiation, silicon detector telescope, space station, dose equivalent

Kivonat – Az elmúlt években egy háromtengelyű szilícium detektoros teleszkóp (TRITEL) fejlesztése folyt az MTA Energiatudományi Kutatóközpontban. A műszer fő célja, hogy a kozmikus sugárzás okozta elnyelt dózis mellett a töltött részecskék lineáris energiaátadási tényező (LET) spektrumát és az átlagos minőségi tényezőt is meghatározza három egymásra merőleges irányban, lehetővé téve ezzel a dózisegyenérték becslését is. Cikkünkben bemutatjuk a TRITEL dózismérő rendszer főbb jellemzőit, valamint ismertetjük a Nemzetközi Űrállomás fedélzetén való működés első három napjának mérési eredményeit.

Kulcsszavak – űrdozimetria, kozmikus sugárzás, szilícium detektoros teleszkóp, űrállomás, dózisegyenérték

ŰRDOZIMETRIAI BEVEZETŐ

A kozmikus sugárzási tér

Az űrhajósokat a világűrben folyamatosan érő kozmikus eredetű sugárzás több komponensből tevődik össze, jellemzői helyről helyre és időről időre jelentős mértékben változhatnak. A galaktikus kozmikus sugárzást többnyire nagyenergiájú (tipikusan 10^8 – 10^{20} eV) és emiatt nagy áthatolóképességű, Naprendszeren kívüli eredetű töltött részecskék (83%-ban proton, 14%-ban alfa-részecske, kis gyakorisággal nehezebb ionok és elektronok) alkotják [1]. A galaktikus kozmikus sugárzásnál lényegesen lágyabb spektrummal (néhány eV – több ezer MeV) rendelkező szoláris sugárzást a főként protonokból és elektronokból, kisebb arányban a vasig bezárólag a protonnál nehezebb ionokból álló napszél alkotja. Fluxusa általában kicsi, azonban nagy napkitörések esetén a galaktikus sugárzás fluxusát három-négy nagyságrenddel is felülmúlhatja [2]. A kiáramló napszél a galaktikus eredetű kozmikus

sugárzással kölcsönhatásba lép, melynek eredményeképpen – a 11 éves periódusú napciklusnak megfelelően – modulálja a galaktikus komponensét.

Sugárvédelmi szempontból fontos szerepe van a geomágneses térnek is, amely a Föld közvetlen környezetében a kozmikus sugárzást alkotó részecskék egy részét eltéríti, illetve a mágneses erővonalak mentén befogja (sugárzási övek); ezzel bizonyos mértékű védelmet biztosít a földi élet számára. A főként protonokat befogott belső sugárzási öv, amely az Egyenlítő fölött 1,5–2,0 földmagmáyi távolságban található ugyanakkor – annak köszönhetően, hogy a Föld mágneses tengelye és a forgástengelye nem esik egybe – a dél-atlanti térségben 200 km-es tengerszint feletti magasságig is lenyúlik (Dél-atlanti anomália, DAA, [3]). Az űrhajósok a Nemzetközi Űrállomás (ISS) fedélzetén az elnyelt dózis akár 50%-át az – amúgy legfeljebb naponta összesen fél óra időtartamú – DAA-n történő áthaladások során kapják.

Az űrállomásokon és egyéb űreszközökön a szerkezeti elemek sugárzásgyengítő és konverziós hatása miatt a szekunder sugárzás aránya sem elhanyagolható. A primer sugárzás egy része az űrállomás falában elnyelődik, eközben (p,n) és (α ,n) magreakciók és spalláció révén másodlagos (ún. szekunder) neutronok keletkeznek, amelyekhez a felső légkörben hasonló magreakciókkal keletkező és onnan visszaszóródó (albedo) neutronok társulnak.

Az Föld felszíne felett közel 400 km magasan 51,6°-os hajlásszögű pályán keringő Nemzetközi Űrállomás fedélzetén az évi néhány napkitöréstől eltekintve a dózis jelentős része a galaktikus sugárzásból származik. Az átlagos elnyelt dózisteljesítmény a Föld felszínén mérhető elnyelt dózisteljesítménynél közel két nagyságrenddel nagyobb.

Dózisegyenérték alkalmazása az űrdozimetriában

A földi sugárvédelmi szabályozásban a sugárveszélyes munkahelyeken foglalkoztatottakat és a lakosság egyedeit érő sugárterhelés várható teljes sztochasztikus biológiai károsodásának jellemzésére az effektív dózist (E) alkalmazzák:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}, \quad (1)$$

ahol w_T és H_T a T szövet vagy szerv testszöveti súlytényezője, illetve az egyenérték dózis, w_R az R típusú sugárzás sugárzási súlytényezője és $D_{T,R}$ a T szövet vagy szerv átlagos elnyelt dózisa az R típusú sugárzásra [4][5].

Amint a fentiekben láthattuk, a kozmikus sugárzási tér jelentős részben nagy energiájú protonokból, alfa-részecskékből, valamint nehezebb töltött részecskékből áll. Az ICRP 60 [4] és az ICRP 103 [5] ajánlás szerint w_R értéke a 2 MeV-nél nagyobb energiájú protonokra 5, illetve 2, alfa-részecskékre és nehezebb töltött részecskékre pedig egységesen 20, így az egyenérték dózis alkalmazása az űrdozimetriában nem javasolt. Ehelyett a világ űrügynökségei a testszövetre vonatkoztatott dózisegyenértéket ($H_{T,Q}$) használják:

$$H_{T,Q} = Q_T \cdot D_T, \quad (2)$$

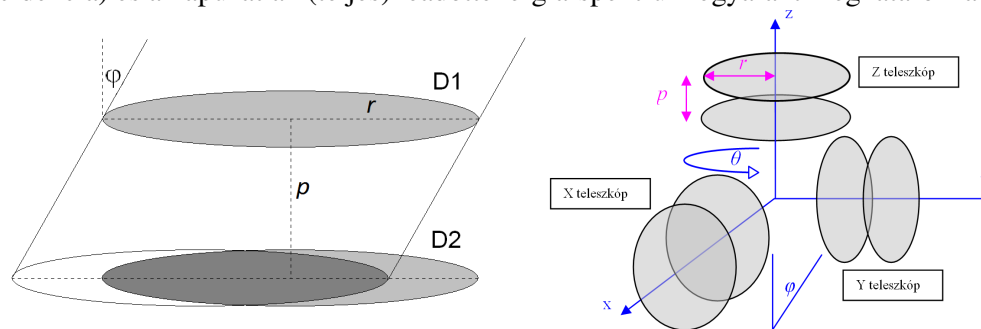
$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int \int_{m_T L=0}^{\infty} Q(L) D_T(L) dL dm, \quad (3)$$

ahol Q_T és D_T – az adott sugárzási térben – a T szövetben, illetve szervben az átlagos minőségi tényező és az elnyelt dózis, m_T az adott szövet, illetve szerv tömege, és $Q(L)$ a vízben mért nem korlátozott LET (L)-függő minőségi tényező és $D_T(L)$ a sugárzás L és $L+dL$ közötti LET értékű komponensének járuléka az elnyelt dózisban [6].

A KFKI-ban több mint 30 évvel ezelőtt kifejlesztett Pille termolumineszcens (TL) dózismérő rendszer, amely TL dózismérők úrállomás fedélzetén történő kiértékelésére alkalmas, jelenleg is az ISS orosz szegmensében szolgálati mérőeszköz [7]. Segítségével az elnyelt dózis becsülhető. A dózisegyenérték, illetve az effektív dózis becsléséhez ugyanakkor a sugárzási tér LET-spektrumának, illetve annak mélységbeli eloszlásának az ismerete szükséges. Ennek érdekében számos, szilícium detektorokat tartalmazó részecske-teleszkóp fejlesztése folyt, illetve kezdődött meg a Magyar Tudományos Akadémia Energiatudományi Kutatóközpontban (MTA EK, korábban MTA KFKI Atomenergia Kutatóintézet) [8].

A TRITEL ŰRDOZIMETRIAI CÉLÚ HÁROMTENGELYŰ TELESZKÓP

Részecske-teleszkóp – a későbbiekben teleszkóp – alatt olyan, legalább két detektorból álló detektorrendszert értünk, amelyben egy töltött részecskén koincidencia- és/vagy antikoincidencia-kapcsolás segítségével több fajta mérést is el lehet végezni. Űrdozimetriai célú teleszkópokkal általában a detektor(ok) érzékeny térfogatában leadott energia mérhető, valamint meghatározható, hogy az adott részecske a teleszkóp geometriája által meghatározott térszögből érkezett-e. Félvezető detektoros rendszerek esetében leggyakrabban a két azonos aktív sugarú és vastagságú, átmenő típusú szilícium detektorból álló teleszkóp elrendezést használják, mint például a Kieii Egyetemen fejlesztett DOSTEL esetében (1. ábra) [9]. Ezen típus jelentős hátránya a rendszer jelentősen irányfüggő érzékenysége. Ennek kiküszöbölésére az elmúlt években egy – a kozmikus sugárzás LET-eloszlásának időbeli és térbeli meghatározására alkalmas, a 4π térszögben közel egyenletes érzékenységű – háromtengelyű teleszkóp (TRITEL) fejlesztése történt az MTA EK Űrdozimetriai Kutatócsoportjában a BL-Electronics Kft.-vel együttműködésben [10]. Az eszköz három ortogonális tengelyének teleszkópjait két-két, egymással párhuzamosan elhelyezkedő, $300\ \mu\text{m}$ vastagságú és $222\ \text{mm}^2$ aktív felületű szilícium detektor alkotja (1. ábra). A teleszkópokat alkotó detektorok szerepe kitüntetett; az egyik a mérő-, a másik az úgynevezett kapuzódetektor szerepét tölti be. A mindkét detektorban jelet adó részecskéket külön tudjuk mérni, vagyis az ún. kapuzott (koincidencia) és a kapuzatlan (teljes) leadottenergia-spektrum egyaránt meghatározható.



1. ábra: A két azonos sugarú detektorból álló teleszkóp, illetve a TRITEL háromtengelyű teleszkóp geometria felépítése; r a detektor aktív felületéhez tartozó sugár, p a detektorok közötti távolság

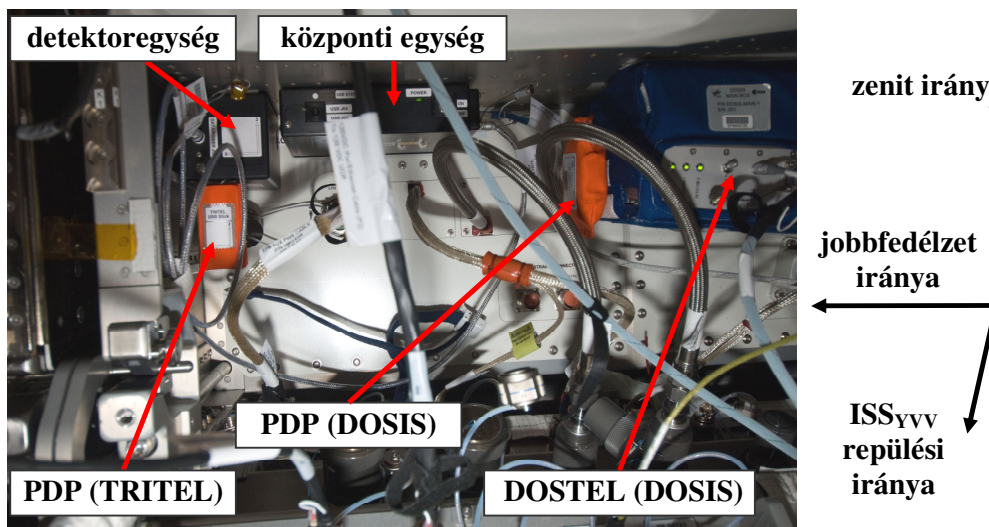
A kapuzott spektrumból a beérkezett részecskék LET-spektruma – azaz az egységnyi LET-re jutó részecskeszám – állítható elő, a detektorokban elnyelt teljes energiameennyiség pedig a detektor anyagának dózisével arányos. A sugárzás LET-spektrumának ismeretében a szilíciumban mért elnyelt dózis testszövetre átszámítható. A rendszer a $0,2\text{--}120\ \text{keV}/\mu\text{m}$ $\text{LET}_{\text{víz}}$ értékű részecskék mérésére alkalmas, ami a detektorban leadott $60\ \text{keV}\text{--}80\ \text{MeV}$ energiának felel meg. A 128 csatornás, közel logaritmus csatornabeosztású spektrumokat a

TRITEL egy 64 k-s lineáris amplitúdó analízátor kimenetének szoftveres átkódolásával állítja elő [11]. A műszer segítségével mind az elnyelt dózis, mind a kozmikus sugárzás biológiai károsító hatására jellemző dózisegyenérték becsülhető. A TRITEL által mért időspektrumok alapján a DAA-n való áthaladások közel valós időben azonosíthatók, így a napi leadottenergia-spektrumok a Dél-atlanti anomálián történő áthaladásokra, illetve a pálya többi szakaszára külön-külön meghatározhatók [12]. A műszer három tengelyének köszönhetően a sugárzási tér irányeloszlásának vizsgálatára is lehetőséget ad [13].

MÉRÉSI EREDMÉNYEK (2012. NOVEMBER 6–9.)

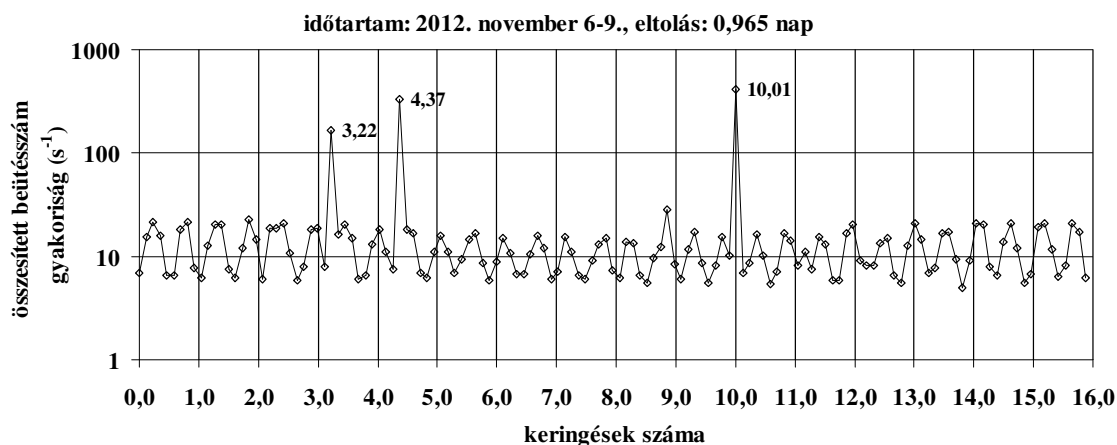
A BEXUS-12 [14], illetve -14 sztratoszférikus ballonok fedélzetén 2011 és 2012 őszén végzett sikeres hallgatói kísérleteket követően – 2012. október 31-én – a TRITEL úrállomásra szánt változata a Progress M-17M teherszállító űrhajó fedélzetén feljutott az ISS-re. A berendezés telepítésére és bekapcsolására november 6-án, az első adatletöltésre pedig három nappal később, november 9-én került sor. A TRITEL-SURE kísérlet nyom- és TL detektorokat tartalmazó összeállítása (Passive Detector Package, PDP) a Szozuz TMA-07M fedélzetén 2012. december 19-én érkezett meg a Nemzetközi Űrállomásra.

A TRITEL részegységei közvetlenül a – hasonló fizikai elven működő, de csak két irányban érzékeny, egy-egy félvezető teleszkópot tartalmazó – DOSIS kísérlet mellett foglalnak helyet az ISS Columbus Laboratóriumában található Európai Fiziológiai Modulban, így összemérésre is lehetőségünk nyílik. A kiel-i Christian Albrechts egyetemen fejlesztett DOSIS/DOSTEL kísérletnek – a TRITEL kísérlethez hasonlóan – része egy szilárdtest nyomdetektorokat tartalmazó csomag is (2. ábra).



2. ábra: A TRITEL-SURE és a DOSTEL kísérlet a Nemzetközi Űrállomás Columbus laboratóriumának Európai Fiziológiai Moduljában (fotó: NASA/ESA)

A TRITEL-ről letöltött adatokat ellenőrzés és tudományos kiértékelés céljából a Földre továbbították. A műszer belső műszaki állapotát leíró (idegen szóval housekeeping) adatok alapján az eszköz megfelelően működik. Egyúttal a mérési adatok részletes kiértékelése is megkezdődött. A mért időspektrumokon jól láthatók a Dél-atlanti anomálián való áthaladások okozta intenzitás növekedések, valamint felfedezhetők a 92 perces periódusú, a Föld megdőlt mágneses tengelyének köszönhető változások. A 3. ábra a TRITEL három tengelyére összesített átlagos beütésszámokat mutatja az ISS Föld körüli keringése sorszámának függvényében.



3. ábra: A TRITEL-SURE bekapcsolását követő első három nap átlagos, három tengelyre összesített beütésszám gyakorisága a keringések sorszámának függvényében (az ISS keringési ideje körülbelül 92 perc)

Az 1. táblázat az első két teljes nap (2012. november 7. és 8.) méréseinek Dél-atlanti anomálián kívüli eredményeit foglalja össze. Az elnyelt dózisteljesítmények DAA-n belüli járulékra közel egyező értékeket kaptunk; a minőségi tényező értékét a kapuzott DAA-n kívüli spektrumokban tapasztalt memóriaszemét miatt nem sikerült meghatározni.

1. táblázat. Az elnyelt dózisteljesítmény DAA-n kívüli járuléka, valamint a DAA-n kívüli átlagos minőségi tényezők

Irányok	2012. november 7.		2012. november 8.	
	Elnyelt dózis- teljesítmény ($\mu\text{Gy/h}$)	$\langle Q \rangle$	Elnyelt dózis- teljesítmény ($\mu\text{Gy/h}$)	$\langle Q \rangle$
a repülési iránnyal ellentétes irány	123 ± 10	$3,4 \pm 0,3$	123 ± 10	$3,5 \pm 0,4$
balfedélzet iránya	147 ± 8	$3,2 \pm 0,1$	148 ± 8	$3,6 \pm 0,1$
zenit irány	121 ± 4	$4,5 \pm 0,2$	124 ± 4	$4,3 \pm 0,2$

A zenit irányra merőleges két irányban az átlagos minőségi tényező szignifikánsan kisebb. Ez valószínűleg a befogott részecskék járulékanak (a DAA átváltások esetleges hibáinak), a geomágneses levágás irányfüggésének, valamint a zenit irányban jelentősebb árnyékolásnak tudható be. A balfedélzet irányába mutató teleszkóp által mért dózisteljesítmény a másik két teleszkóp által mért értéknél nagyobb, melynek oka egyelőre nem tisztázott. Ezen eltérések vizsgálata további kutatást, illetve a DOSIS által mért adatokkal való részletes összevetést igényel. Ennek során kiértékeljük a kísérlet 2012. november 9. utáni mérési adatait is.

KITEKINTÉS

A TRITEL-SURE kísérlettel a tervek szerint 2013 májusáig végeznek méréseket a Columbus modulban; az összes mérési adat letöltésére, valamint a PDP visszahozatalára ekkor kerül sor. Ezt követően a TRITEL-SURE kísérlet detektoregysége a 2013 március 28-án a Szojuz TMA-07M űrhajóval az űrállomás orosz szegmensére felkerülő, immár több detektoregység kezelésére is alkalmas TRITEL-RS rendszert egészíti majd ki. A Pille és a TRITEL rendszerrel történő együttes mérések kivitelezését is tervezzük, melynek segítségével a TRITEL által kapott átlagos minőségi tényező a Pille adatok dózisegységértékre történő konverziójához is felhasználható lesz.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A TRITEL-SURE kísérlet az Európai Unió 6. Keretprogramjának terhére meghirdetett SURE program keretében (RITA-CT-2006-026069), a műszer fejlesztése és megépítése pedig a 98057-es számú ESA PECS együttműködésnek köszönhetően valósult meg. Köszönet illeti továbbá a kísérlet két külföldi társkutatóját, Sönke Burmeister (CAU, Kiel) és Günther Reitzet (DLR) a fejlesztés és a kiértékelés során nyújtott segítségükért és együttműködésükért.

IRODALOM

- [1] Cucinotta, F.A., Schimmerling, W., Peterson, L.E. et al., Space Radiation Cancer Risks and Uncertainties for Mars Missions. *Radiat. Res.* 156, 682-688, 2001
- [2] Kim, Y., Atwell, W., Tylka, A.J. et al., Radiation dose assessments of solar particle events with spectral representation at high energies for the improvement of radiation protection. F24-0005-10, 38th COSPAR Scientific Assembly, Bréma, Németország, 2010
- [3] Kivelson, M. G., Russel, C. T., Introduction to Space Physics. Cambridge University Press, Cambridge, 1995
- [4] ICRP 60, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP*, ICRP Publication 60, Vol. 21, Nos. 1-3, Pergamon Press, Oxford, 1991
- [5] ICRP 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP*, ICRP Publication 103, Vol. 37, Nos. 2-4, Elsevier, Amsterdam, 2007
- [6] Reitz, G., Astronaut's Organ Doses Inferred from Measurements in a Human Phantom Outside the International Space Station. *Radiat Res.* 171, 225–235, 2009
- [7] Fehér, I., Deme, S., Szabó, B., Vágvölgyi, J., Szabó, P.P., Csőke, A., Ránky, M., Akatov, Yu.A., A new thermoluminescent dosimeter system for space research. *Adv. Space Res.* 1, 61-66, 1981
- [8] Deme S., Apáthy I., Bodnár L., Csőke A., Hirn A., Pázmándi T., Szántó P., Zábori B., Szilícium detektoros teleszkópok a kozmikus sugárzás mérésére. *Sugárvédelem*, VI. évf., 1, 15-20, 2013
- [9] Beaujean, R., Kopp, J., Reitz, G., Active Dosimetry on Recent Space Flights. *Radiat. Prot. Dosim.* 85, 223-226, 1999
- [10] Pázmándi, T., Deme, S., Láng, E., Space Dosimetry with the Application of a 3D Silicon Detector Telescope: Response Function and Inverse Algorithm. *Radiat. Prot. Dosim.* 120, 401-404, 2006
- [11] Hirn, A., Apáthy, I., Bodnár, L., Csőke, A., Deme, S., Pálfalvi, J. K., Pázmándi, T., Szabó, J., Szántó, P., Development of a Complex Dosimetry Equipment for the Columbus Module of the International Space Station. ISSN 1995-6258, IAC-07-A1.9.-A2.7.01, 58th International Astronautical Congress, Hyderabad, India, 2007
- [12] Hirn, A., A Dél-atlanti anomálián való áthaladások időtartamának automatikus meghatározása a TriTel háromtengelyű szilícium detektoros teleszkóppal. *Sugárvédelem*, II. évf., 2, 2009
- [13] Hirn, A., Models of performances of dosimetric telescopes in the anisotropic radiation field in low Earth orbit. *Acta Astronaut.* 66, 1368-1372, 2010
- [14] Zábori, B., Hirn, A., Pázmándi, T., Szántó, P., The CoCoRAD balloon-borne cosmic radiation and dosimetry measurements in the frame of the BEXUS programme. IAC-12-A1.4.16, 63rd International Astronautical Congress, Nápoly, Olaszország, 2012

A pályamű a SOMOS Alapítvány támogatásával készült

Szerven belül egyenetlen dóziseloszlások és az LNT-modell

Madas Balázs Gergely*, Balásházy Imre
Magyar Tudományos Akadémia Energiatudományi Kutatóközpont
1121 Budapest, Konkoly-Thege Miklós út 29-33.
*madas.balazs@energia.mta.hu

Title and Abstract – Inhomogeneous suborgan dose distributions and the LNT-model. In the current system of radiation protection, linear relation between risk of stochastic effects and effective dose is assumed. Effective dose being the weighted sum of absorbed organ doses is independent of the suborgan dose distribution. However, there are experiments suggesting that risk is a non-linear function of absorbed dose and thus it depends on the suborgan dose distribution. The objective of the present work is to study how inhomogeneous dose distribution may influence the risk in case of different dose–effect relationships with the example of inhaled radon progeny. Results show that the risk is independent of the suborgan dose distribution if the dose–effect relationship is linear. However, it can be concluded that if there is a low dose range where the dose–effect relationship is not linear then the threshold of this dose range is lower for inhomogeneous than for homogeneous spatial dose distributions.

Keywords – LNT-model, spatial dose distribution, radon progeny

Note – An extended version of this paper can be found in Balázs G. Madas's PhD dissertation (in Hungarian) and among the proceedings of 13th IRPA Congress (in English). Citation data can be found in the reference section.

Kivonat – A sugárvédelem jelenlegi rendszere a sztochasztikus hatások kockázata és az effektív dózis között lineáris összefüggést feltételez. Az effektív dózis a szervekben elnyelt dózisok átlaga, így független a szerven belüli dóziseloszlástól. Ugyanakkor számos kísérlet utal arra, hogy a kockázat nemlineáris függvénye az elnyelt dózissal, és ezért szükségképpen függ a szerven belüli terhelésseloszlástól. Ebben a munkában a belélegzett radon-leányelemek példáján azt vizsgáljuk, hogy az egyenetlen terhelésseloszlás hogyan befolyásolhatja a kockázatot különböző dózis-hatás összefüggések esetén. Az eredmények azt mutatják, hogy a kockázat független a szerven belüli dóziseloszlástól, ha a dózis-hatás összefüggés lineáris. Ugyanakkor megállapítható, hogy ha létezik egy kis dózis tartomány, ahol a dózis-hatás összefüggés nem lineáris, akkor e dózistartomány határa egyenetlen dóziseloszlások esetén kisebb, mint egyenletes terhelésseloszlások esetén.

Kulcsszavak – LNT-modell, térbeli dóziseloszlás, radonleányelemek

Megjegyzés – A cikk bővebb változata megtalálható Madas Balázs Gergely doktori értekezésében, illetve angolul a 13. IRPA kongresszus konferenciáinak között. A pontos hivatkozási adatok megtalálhatóak az „Irodalom” fejezetben.

BEVEZETŐ

A sugárvédelmi szabályozás jelenlegi rendszere részben azon a feltevésen alapul, hogy a sugárterhelés sztochasztikus hatásának valószínűsége egyenesen arányos az effektív dózissal. Az effektív dózis a szövetekben elnyelt dózisok súlyozott összege, és ezért független a terhelés szerven belüli térbeli eloszlásától. Sugárbiológiai kísérletek viszont olyan jelenségekre mutattak rá, amelyek szerepet játszhatnak a rák kialakulásában, de mértékük nem egyenesen arányos az elnyelt dózissal. E jelenségek közé tartoznak a szomszédhatások [1], az adaptív válasz [2] és a genomikai instabilitás is [3]. Ezek a nemlineáris jelenségek mikroszkopikus skálán (is) megfigyelhetők, és ezért arra utalnak, hogy az ionizáló sugárzás sztochasztikus hatásainak kockázata a szerven belüli terhelésseloszlástól is függhet.

A kísérleteken kívül egy elvi megfontolás is felveti a kérdést, hogy a kockázatbecslés során figyelmen kívül hagyható-e a szerven belüli terhelésselosztás. Ha ugyanis a kockázat független a mikroszkopikus terhelésselosztástól, akkor az azt is jelenti, hogy adott sugárfajta esetén 0,1 J ionizáló energia ugyanazt a makroszkopikus hatást váltja ki attól függetlenül, hogy egy szerv egészében, annak felében vagy negyedében, esetleg egyetlen sejtjében nyelődik el. Ez a természettől idegennek tűnik.

Természetesen a sugárvédelemnek nem célja, hogy olyan esetekben adjon útmutatást a szabályozásra nézve, amelyek a valóságban gyakorlatilag nem fordulnak elő. Miután azonban a radonleányelemek, amelyekből a háttérsugárzás legnagyobb része származik, igen egyetlen terhelésselosztást eredményeznek a tüdőben [4–7], az elnyelt dózis térbeli eloszlásának szerepére vonatkozó kérdés nem csupán elméleti, a válasznak gyakorlati következményei is lehetnek.

Ebben a munkában azt vizsgáljuk, hogy hogyan lehet bevezetni az effektív dózis számításának egy új módját, amellyel figyelembe vehető a sugárterhelés szerven belüli egyenetlensége. A légutakban kiülepedő radonleányelemek példáján azt is tanulmányozzuk, hogy a kis dózis tartományban mikroszkopikusan megfigyelhető nemlineáris jelenségek, hogyan mutakozhatnak meg makroszkopikus szinten egyetlen és egyetlen terhelések esetén.

MÓDSZEREK

A válaszadó egységek definiálása

Annak érdekében, hogy figyelembe lehessen venni a szerven belüli terhelésselosztást, a szerveket kisebb egységekre kell felosztani. Ezeket a kisebb egységeket a továbbiakban szövetegegyeségekre nevezzük. Az elnyelt dózisokat és az egyenértékdózisokat ezekre a szövetegegyeségekre vonatkozóan számítjuk ki, majd az effektív dózis meghatározásánál az egyes szövetegegyeségekhez tartozó egyenértékdózisokat összegezzük valamilyen súlyozással. Az összegzésből következik, hogy a különböző szövetegegyeségekhez rendelt biológiai hatásokat egymástól függetlennek tekintjük. Ez az egyszerűsítés tekinthető túlzottnak, azonban ugyanilyen egyszerűsítés jellemzi a jelenlegi sugárvédelmi szabályozást, csak ott nem a szövetegegyeségeken, hanem a szerveken bekövetkező biológiai változások függetlenségét feltételezik. Az új módszer tehát nem a szerveket, hanem a szövetegegyeségeket tekinti a sztochasztikus hatások szempontjából lényeges válaszadó egységnek.

Az egyszerűség kedvéért csak a tüdőt vizsgáljuk, és nem vesszük figyelembe a többi szerv terhelését. Sőt, miután a tüdőbeli terhelésselosztás sem ismert megfelelő pontossággal, azaz a szövetegegyeségek méretének megfelelő felbontással, ezt az elosztást azzal a dóziselosztással közelítjük, amely a centrális légutak egy öt elágazásból álló egységét jellemzi, és amelyre vonatkozóan ismert az α -részecskék találati eloszlása. Ezt a találati elosztást Szőke és társainak számításaiból vettük át [8]. Az elosztás csak a belégzés során kiülepedő radonleányelemekből származó α -részecskéket tartalmazza, a kilégzés során kiülepedőkből származóakat nem. Emellett a számításokban a mukociliáris tisztulásnak a részecskék térbeli eloszlására gyakorolt hatását sem vettük figyelembe.

A dóziselosztás és ebből fakadóan a becsült biológiai hatás függ a szövetegegyeségek méretétől. Emiatt nem magától értődő feladat megfelelő méretet választani, ha figyelembe szeretnénk venni mind a matematikai, mind a biológiai szempontokat. Mindazonáltal e tanulmány célja nem az, hogy az újonnan bevezetett módszer segítségével becslést adjon a nominális kockázat, illetve az effektív dózis értékére, sokkal inkább arra kíván rávilágítani, hogy milyen minőségi következményekkel járhat az egyetlen terhelésselosztás, illetve ez hogyan kezelhető a jelenlegi szabályozással konzisztens módon. E célok szempontjából sem a szövetegegyeségek választott mérete, sem pedig az eddig megfogalmazott közelítések nem

lényegesek. A szövetegységek átlagos alapterülete $250 \mu\text{m} \times 250 \mu\text{m}$, vastagsága pedig $57,8 \mu\text{m}$. Utóbbi méret a nagy hörgőkre jellemző [9], míg az alapterület összhangban van a szomszédhatás hatótávolságára vonatkozó becslésekkel ($0,1 \text{ mm}$ [10], illetve $0,21 \text{ mm}$ [11]).

A szövetegységekhez rendelt súlyfaktorok

A szövetegységekben elnyelt dózisos meghatározása után, a szövetegységekhez tartozó súlytényezők bevezetésére van szükség. Annak érdekében, hogy a számítás konzisztens legyen azzal, amit a jelenlegi sugárvédelem alkalmaz, szükséges, hogy a szervet egyenletesen érő terhelések esetén az új számítási módszer ugyanarra az effektív dózusra és ugyanarra a nominális kockázatra vezessen, mint a jelenlegi definíciók. Ennek a feltételnek úgy tehetünk eleget, ha előírjuk, hogy az adott szervhez tartozó szövetegységek súlytényezőinek ($w_{TU,i-k}$) összege egyenlő legyen a sugárvédelemben alkalmazott, adott szerve vonatkozó súlytényezővel (w_T):

$$\sum_i w_{TU,i} = w_T \cdot (1)$$

Miután nem tudunk arról, hogy a tüdő hámszövetének különböző részei eltérő sugárérzékenységek lennének, azonos súlytényezőket adunk az egyes szövetegységeknek, pontosabban a szövetegységek súlytényezői arányosak azok tömegével ($m_{TU,i}$), ugyanis a szövetegységek nem teljesen azonos méretűek:

$$w_{TU,i} = \frac{m_{TU,i}}{m_T} w_T \cdot (2)$$

Itt m_T a szerv tömegét jelöli.

Az effektív dózis és az egyenértékdózis alternatív definíciója, illetve az alkalmazott mikroszkopikus válaszfüggvények

A szövetegységekhez rendelt súlytényezők meghatározása után, az (alternatív) effektív dózist (E) a következő kifejezéssel definiáljuk:

$$E = \sum_i w_{TU,i} \cdot \sum_j w_{R,j} \cdot D_{i,j} \cdot (3)$$

Itt $w_{R,j}$ a sugárzási súlytényezőt, $D_{i,j}$ pedig a j . sugárforrásból eredő és az i . szövetegységben elnyelődött dózist jelöli. Feltételezzük, hogy a tüdőn kívül más szervet nem ér sugárzás. A (3) kifejezésből az is látszik, hogy az i . szövetegységhez tartozó egyenértékdózis ($H_{E,i}$) az alábbi képletből adódik:

$$H_{E,i} = \sum_j w_{R,j} \cdot D_{i,j} \cdot (4)$$

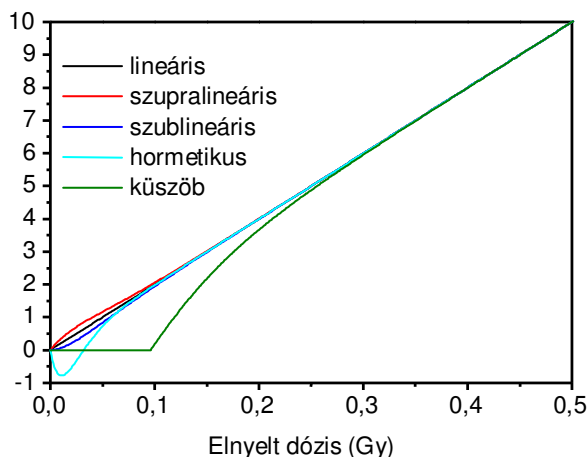
Az effektív dózis előbbi bekezdésekben bemutatott definíciójában nem a szervi átlagdózisok, hanem a szövetegységek átlagdózisai szerepelnek. Ebből fakadóan azt is megvizsgálhatjuk, hogy a mikroszkopikus szinten megfigyelhető, sztochasztikus hatásokban feltételezhetően szerepet játszó, ugyanakkor a kis dózis tartományban nemlineáris válaszfüggvényű jelenségek hogyan mutatkozhatnak meg makroszkopikus szinten. Fontos megjegyezni, hogy az ezeket a jelenségeket jellemző dózis–hatás függvények számos tényezőtől függenek, és ezért nem könnyen leírhatóak. Ebben a munkában azonban nem szükséges, hogy pontos összefüggéseket vegyünk figyelembe. Elegendő, ha a lineáris mellett (5) négy, egymástól alapvetően különböző függvény esetét vizsgáljuk, melyek közelítőleg lineárisra válnak egy bizonyos küszöbdózis felett, alatta azonban nemlineárisak, és durván leírhatják bizonyos biológiai mennyiségek dózisfüggését (6–9). Ezeket a függvényeket a szövetegységekhez rendelt egyenértékdózis kiszámításánál alkalmazzuk. A függvények az 1. ábrán, az azokat leíró kifejezések pedig az 1. táblázatban láthatóak.

1. táblázat. Az i . szövetegységre vonatkozó lineáris és alternatív egyenértékdózis definíciók, ha a szövet csak egyféle sugárzási súlyfaktorú (w_R) sugárzásnak van kitéve, és az ebből származó elnyelt dózis D_i

Rövid név	Alternatív egyenértékdózis
lineáris	$H_{E,i} = w_R \cdot D_i$ (5)
szupralineáris	$H_{E,i} = w_R \cdot D_i \cdot (1 + \exp(-36 \text{ Gy}^{-1} \cdot D_i))$ (6)
szublineáris	$H_{E,i} = w_R \cdot D_i \cdot (1 - \exp(-36 \text{ Gy}^{-1} \cdot D_i))$ (7)
hormetikus	$H_{E,i} = w_R \cdot D_i \cdot (1 - 10 \cdot \exp(-72 \text{ Gy}^{-1} \cdot D_i))$ (8)
küszöb	$H_{E,i} = \begin{cases} 0 & , \text{ ha } D_i \leq 96 \text{ mGy} \\ w_R \cdot D_i \cdot (1 - 10 \cdot \exp(-24 \text{ Gy}^{-1} \cdot D_i)) & , \text{ ha } D_i > 96 \text{ mGy} \end{cases}$ (9)

Az α -nyomok szövetegységeken való eloszlásának meghatározásához szükséges számítási idő a belélegzett részecskék számával növekszik. Emiatt az eloszlásra vonatkozó, korábbi szimulációkból nyert adatok legfeljebb 0,0129 WLM terhelésnek és körülbelül 0,5 mGy átlagos szövetdózisnak felelnek meg [7,8]. Ennél a terhelésnél a szövetegységek jelentős hányada nem lép kölcsönhatásba α -részecskékkel. Ahhoz, hogy a dózis-hatás összefüggést a 0 és 0,5 mGy közötti intervallumon kívül is meg lehessen vizsgálni, valamilyen extrapolációra van szükség. Az egyszerűség kedvéért azt feltételezzük, hogy az α -találateloszlás a szövetegységek között nem változik a terhelés növekedésével 0,0129 WLM felett. Ez a feltevés éppen a nem eltalált szövetegységek nagy száma miatt bizonyosan nem igaz. Az el nem talált szövetegységek jelentőségét oly módon lehet vizsgálni, hogy megnézzük, mi történik akkor, ha az egyenetlen terhelés mellett egy egyenletes terhelés is jelen van. Például figyelembe vehető egy β -sugárzásból származó, egyenletesnek tekintett terhelés. Az ebből származó eredményeket itt terjedelmi korlátok miatt nem mutatjuk be, de korábbi munkáinkban megtalálhatóak [12,13].

Alternatív egyenértékdózis ("Sv")



1. ábra. A lineáris és az alternatív egyenértékdózisok az elnyelt dózis függvényében, ha a szövet kizárólag α -sugárzás éri, és az elnyelt dózis az egész szervezetre vonatkoztatott átlag

EREDMÉNYEK

A 2. ábra az alternatív effektív dózist mutatja be az átlagos szervdózis függvényében, ha csak az α -sugárzást vesszük figyelembe. A felső vízszintes tengelyen WLM-ben megadott terhelést a radonra vonatkozó dóziskonverziós együttható [15 mSv/WLM, 14] felhasználásával becsültük meg. Az értékek itt még inkább tájékoztató jellegűek, hiszen a dóziskonverziós együttható meghatározásában mind a többi sugárfajtát, mind pedig a többi szerv terhelését figyelembe vesszük. A jobb oldali tengelyen látható alternatív nominális kockázat úgy adódik, hogy az alternatív effektív dózist megszorozzuk a jelenleg alkalmazott $0,05 \text{ mSv}^{-1}$ együtthatóval. Az ábra felső paneljén az az eset látható, amikor az egyenértékű dózist a szervere átlagolt elnyelt dóziszról számoljuk, azaz nem vesszük figyelembe a terheléseloszlást. A középső panel görbéinek meghatározásánál azt feltételeztük, hogy az α -részecskék véletlenszerűen, egyenletes eloszlás szerint találják el a különböző szövetegegyeségeket, azaz ekkor sem vesszük figyelembe a valódi kiüledéseloszlást, viszont az effektív dózis már nem a szervere, hanem a szövetegegyeségekre átlagolt dózis függvénye. Az alsó panel esetében figyelembe vesszük az α -találatok szövetegegyeségek közötti eloszlását. Ennek természetesen csak akkor van értelme, ha az elnyelt dózist a szövetegegyeségekre, és nem a szervere vonatkozóan számítjuk ki.

A fekete görbék mindhárom panelnél azt az esetet mutatják, amikor az alternatív effektív dózis (illetve a felső panelnél a tényleges, azaz nem alternatív effektív dózis) lineáris függvénye az elnyelt dózisnak, illetve az elnyelt dózisoknak. Látható, hogy ebben az esetben az effektív dózis, illetve az alternatív effektív dózisok függetlenek a szerven belüli dóziseloszlástól. Ez az eredmény várható volt, hiszen csupán egy matematikai azonosságra mutat rá. Ha a (3) egyenletben $w_{TU,i}$ -t kicseréljük a (2) kifejezést felhasználva, illetve az i . szövetegegyeségekben elnyelődött dózist ($D_{i,j}$) az ott elnyelt energia ($E_{i,j}$) és a szövetegegyeség tömegének ($m_{TU,i}$) hányadosaként írjuk, akkor az alábbi összefüggéshez jutunk:

$$E = \sum_i \frac{m_{TU,i}}{m_T} w_T \cdot \sum_j w_{R,j} \cdot \frac{E_{i,j}}{m_{TU,i}}. \quad (10)$$

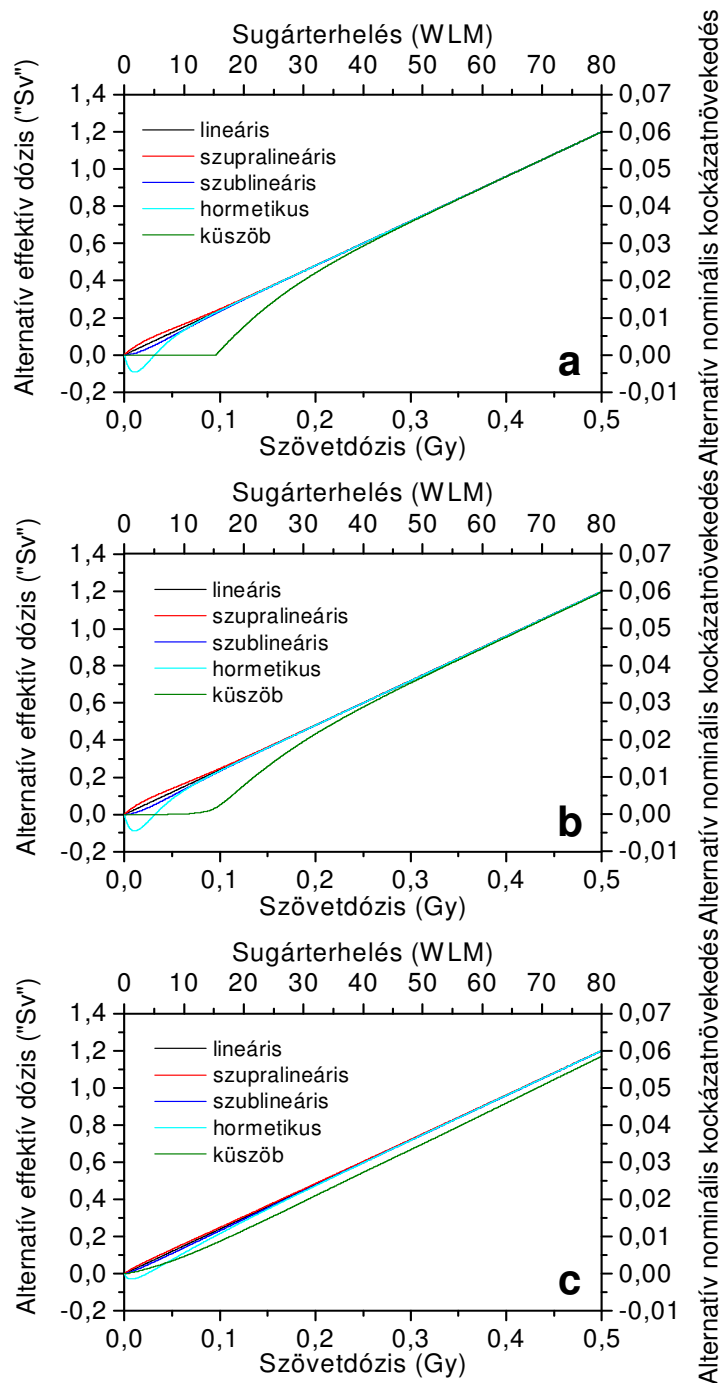
Felcserélve az összegzések sorrendjét az alábbi kifejezés adódik:

$$E = w_T \cdot \sum_j w_{R,j} \cdot \frac{\sum_i E_{i,j}}{m_T}. \quad (11)$$

ahol a tört egyenlő a j . sugárfajtából származó, a szervben átlagosan elnyelt dózissal. Ez azt jelenti, hogy visszakaptuk a sugárvédelemben alkalmazott, effektív dózissal vonatkozó definíciót arra az esetre, ha csak egy szervet ér sugárterhelés. Ettől függetlenül általában véve is igaz, hogy ha a szövetegegyeségekre vonatkozó súlyfaktorokat a (2) kifejezéssel vezetjük be, és az alternatív egyenértékű dózis lineáris függvénye az elnyelt dózisoknak, akkor az alternatív effektív dózis egésztest-besugárzások esetén is független attól, hogy mekkora tömegre vonatkozóan számítjuk ki az elnyelt dózisokat. Azaz teljesen lényegtelen, hogy a kicsiny szövetegegyeségeket vagy a szerveket tekintjük az ionizáló sugárzásra adott válasz szempontjából megfelelő egységeknek.

Összehasonlítva a 2. ábra felső és középső paneljét látható, hogy a küszöbnél, ahol a zöld görbe emelkedni kezd, a középső panelnél nincs olyan éles törés, mint a felső panel esetében. Ennek az a magyarázata, hogy ha az α -részecskék találati eloszlása véletlenszerű, akkor egyes szövetegegyeségeken az elnyelt dózis előbb eléri a 96 mGy-es küszöböt, mint az egész szervere számított átlag. Emiatt az átmenet jóval simább. A többi görbe esetén nincsenek olyan jelentős különbségek a felső és a középső panel között. Ez azt mutatja, hogy egyenletes terheléseloszlás esetén a szövetegegyeségek bevezetése felesleges, vagy legalábbis az alkalmazott átlagos szövetegegyeségméret mellett felesleges. Másként fogalmazva az elnyelt

dózist még akkor is lehet a szervekre átlagolni, ha a dózis–hatás összefüggés nem egészen lineáris a kis dózisok tartományában, de a terheléseloszlás egyenletes.



2. ábra Az alternatív effektív dózisok a szervben átlagosan elnyelt dózis függvényében, ha az egyenértékűdózist az átlagos szervdózisból (felső, **a** panel), az egyenletes α -találat-eloszlás esetén kialakuló szövetegységekben elnyelt dózisokból (középső, **b** panel), illetve a valódi terheléseloszlás esetén kialakuló szövetegységekben elnyelt dózisokból (alsó, **c** panel) számoljuk, és ha a szervet kizárólag α -sugárzás éri

Ha a 2. ábra alsó paneljét hasonlítjuk össze a felső és a középső panellel, akkor már több különbséget figyelhetünk meg. Ebben az esetben ugyanis valamennyi nemlineáris függvény jóval inkább odasimul a lineárishoz az egyenetlen terheléseloszlás esetén, mint akkor, ha az eloszlás egyenletes, illetve akkor, ha az effektív dózis nem a szövetegységekre, hanem a szerve átlagolt dózisok függvénye. Ugyanakkor az is megfigyelhető, hogy az a dózistartomány, ahol a nemlineáris görbék láthatóan eltérnek a lineáristól, szélesebb akkor, ha a terhelés egyenetlen, és ezt figyelembe is vesszük a szövetegységekre számolt dózissal. Miután azonban a görbék közötti legnagyobb eltérés jóval kisebb az egyenetlen eloszlás esetében, feltételezhető, hogy a kis dózis tartományban esetlegesen jelenlévő nemlinearitások jelentősége a sztochasztikus hatások szempontjából kisebb az egyenetlen terheléseknél, mint az egyenleteseknél.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az előbbieken a radonleányelemek példáján bemutattuk, hogy a sugárterhelés egyenetlenségét nem szükséges, de nem is lehetséges figyelembe venni, ha a nominális kockázat, az effektív dózis és az egyenértékű dózis lineáris függvényei az elnyelt dózissal. A sugárbiológiai kísérletekből sejthető, a kis dózis tartományban mikroszkopikusan megfigyelhető nemlineáris dózisfüggésű jelenségek miatt azt is megvizsgáltuk, hogy milyen makroszkopikus következményei lehetnek a szerveken belüli egyenetlen terheléseloszlásnak, ha a sztochasztikus hatások kockázata és az elnyelt dózisok közötti összefüggés a kis dózis tartományban nemlineáris. Az eredmények azt mutatják, hogy a kis dózis tartományra jellemző nemlinearitások jelentősége egyenetlen terheléseloszlás esetén kisebb, mint egyenletes terheléseloszlások esetén. Számolásaink alapján a kis dózis tartományra jellemző, nemlineáris dózisfüggésű jelenségek jelentősége kisebb a belélegzett radonleányelemek tüdőre gyakorolt hatása esetén, mint olyan sugárforrásoknál, melyek térben egyenletes sugárterhelést eredményeznek. Mindezekből látható, hogy bár a sugárterhelés térbeli eloszlása miatt a radon-terhelésből származó egészségi hatás ugyanakkora dózissal valószínűsíthetően egészen más, mint egyenletes terhelések esetén, a sugárvédelem jelenlegi feltételezései mellett ennek kezelésére nincsen mód.

IRODALOM

- [1] Blyth B. J. & Sykes P. J., 2011, „Radiation-induced bystander effects: what are they, and how relevant are they to human radiation exposures?” *Radiat Res*, **176**(2), pp. 139–157.
- [2] Tapio S. & Jacob V., 2007, „Radioadaptive response revisited” *Radiat Environ Biophys*, **46**(1), pp. 1–12.
- [3] Morgan W. F., Day J. P., Kaplan M. I., McGhee E. M. & Limoli C. L., 1996, „Genomic instability induced by ionizing radiation” *Radiat Res*, **146**(3), pp. 247–258.
- [4] Szőke I., Farkas Á., Balásházy I. & Hofmann W., 2008, „Modelling of cell deaths and cell transformations of inhaled radon in homes and mines based on a biophysical and microdosimetric model” *Int J Radiat Biol*, **84**, pp. 127–138.
- [5] Balásházy I., Farkas Á., Madas B. G. & Hofmann W., 2009, „Non-linear relationship of cell hit and transformation probabilities in a low dose of inhaled radon progenies” *J Radiol Prot*, **29**, pp. 147–162.
- [6] Farkas Á., Hofmann W., Balásházy I., Szőke I., Madas B. G. & Moustafa M., 2011, „Effect of site-specific bronchial radon progeny deposition on the spatial and temporal distributions of cellular responses” *Radiat Environ Biophys*, **50**, pp. 281–297.

- [7] Madas B. G., Balásházy I., Farkas Á. & Szőke I., 2011, „Cellular burdens and biological effects on tissue level caused by inhaled radon progenies” *Radiat Prot Dosim*, **143**, pp. 253–257.
- [8] Szőke I., Farkas Á., Balásházy I. & Hofmann W., 2009, „Stochastic aspects of primary cellular consequences of radon inhalation” *Radiat Res*, **171**, pp. 96–106.
- [9] Mercer R. R., Russell M. L. & Crapo J. D., 1991, „Radon dosimetry based on the depth distribution of nuclei in human and rat lungs” *Health Phys*, **61**, pp. 117–130.
- [10] Gaillard S., Pusset D., De Toledo S. M., Fromm M. & Azzam E. I., 2009, „Propagation distance of the alpha-particle-induced bystander effect: the role of nuclear traversal and gap junction communication” *Radiat Res*, **171**(5), pp. 513–520.
- [11] Leonard B. E., 2009, „The range of the bystander effect signal in three-dimensional tissue and estimation of the range in human lung tissue at low radon levels” *Radiat Res*, **171**(3), pp. 374–378.
- [12] Madas B. G. & Balásházy I., 2012, „Possible consequences of inhomogeneous suborgan distribution of dose and the linear no-threshold dose-effect relationship.” 13th International Congress of the International Radiation Protection Association, Glasgow, Skócia, TS1a.6, pp. 1–9
- [13] Madas B. G., 2012, „Az ionizáló sugárzás biológiai hatásainak szövetszintű modellezése” doktori értekezés, Eötvös Loránd Tudományegyetem.
- [14] Al-Jundi J., Li W. B., Abusini M., Tschiersch J., Hoeschen C. & Oeh U., 2011, „Inhalation dose assessment of indoor radon progeny using biokinetic and dosimetric modeling and its application to Jordanian population” *J Environ Radioact*, **102**, pp. 574–580.

A pályamű a Somos Alapítvány támogatásával készült.

Szilícium detektoros teleszkópok a kozmikus sugárzás mérésére

Deme S^{1*}, Apáthy I.¹, Bodnár L.^{2†}, Csőke A¹, Hirn A.¹, Pázmándi T.¹, Szántó P.¹, Zábori B.¹

¹MTA Energiatudományi Kutatóközpont, Budapest

²BL-Electronics, Budapest

deme@aeki.kfki.hu

Silicon detector telescopes for cosmic radiation measurements

Abstract. It is the space stations' crew for whom cosmic radiation might cause considerable dose. The Pille instrument was developed about 35 years ago for on-board evaluation of TL dosimeters.

Pille detectors have been used only for measuring the absorbed dose. As a substantial progress in cosmic radiation measurements, the TRITEL silicon detector telescope besides measuring the absorbed dose is also used for determining the dose equivalent of the radiation.

LINTEL, a one-dimensional semiconductor detector telescope, might be a means for the determination of effective dose.. The instrument measures the heavy charged particles at five different depths.

The PENTEL system will be located on the outer surface of the ISS. It will be also capable of measuring the East-West asymmetry of the radiation in the South Atlantic anomaly.

Keywords: space radiation, space station, silicon detector telescope, dose equivalent, effective dose

A kozmikus eredetű sugárzás az űrállomásokon dolgozók esetében jelentős dózist okozhat. A termolumineszcens dózismérők űrállomás fedélzetén történő kiértékelésére mintegy 35 éve dolgoztuk ki a Pille műszert.

A Pille detektorai az elnyelt dózis mérésére szolgálnak. Minőségi előrelépést jelentett a TRITEL szilícium detektoros teleszkóp, amely a sugárzás dózisének mérése mellett a dózisegyenérték meghatározására is alkalmas.

Az effektív dózis meghatározásának eszköze lehet a LINTEL, amely egyetlen teleszkópban hat félvezető detektorból épül fel, és a nehéz töltött részecskék dózisének öt mélységben méri.

Az űrállomás külső felületén elhelyezendő PENTEL rendszer a Dél-atlanti anomáliában még a sugárzás kelet–nyugati aszimmetriáját is mérni tudja.

Kulcsszavak: kozmikus sugárzás, űrállomás, szilícium detektoros teleszkóp, dózisegyenérték, effektív dózis

AZ ÁLTALUNK KIFEJLESZTETT DÓZISMÉRÉSI MÓDSZEREK AZ ŰRÁLLOMÁSON

A kozmikus eredetű – alapvetően proton és kisebb részben alfa-sugárzás – főként az űrállomásokon dolgozók esetében okozhat jelentős dózist. E sugárterhelés mérésére régóta használnak termolumineszcens dózismérőket. A termolumineszcens dózismérők űrállomás fedélzetén történő kiértékelésére mintegy 35 éve a Központi Fizikai Kutatóintézetben dolgoztuk ki a Pille műszert [1]. E műszer továbbfejlesztett változata a Nemzetközi Űrállomás orosz szegmensében jelenleg is szolgálati mérőeszköz.

A Pille detektorai csak az elnyelt dózis mérésére szolgálnak. Ugyanakkor e detektorokkal lehetőség van az űrállomás sok pontjában történő egyidejű dózismérésre. A besugárzott dozi-

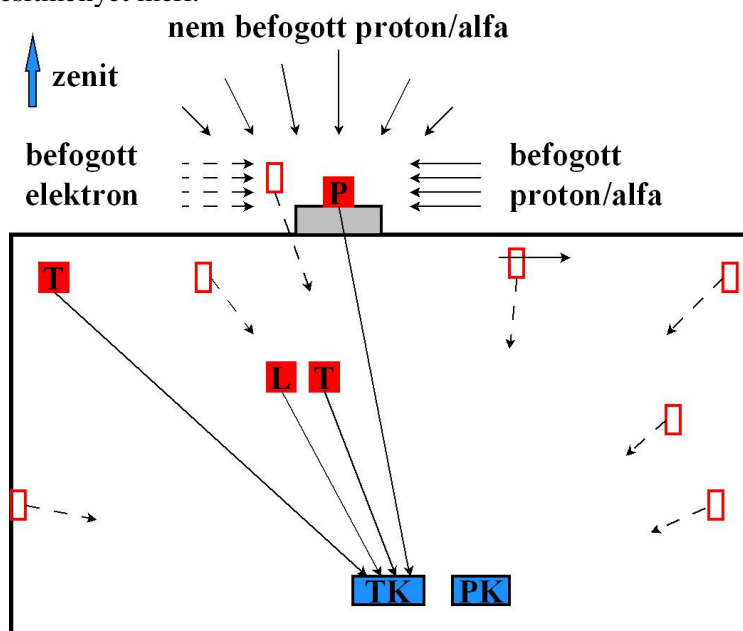
métereket egy közös, fedélzeti detektor kiolvasóval lehet lemérni. A Pille detektor az egyetlen dózismérő típus, amellyel az űrállomáson kívül dolgozó űrhajósok dózisa is lemérhető.

Minőségi előrelépést jelentett az általunk kifejlesztett TRITEL műszer, amely már a sugárzás dózisének mérése mellett a dóziségyenérték meghatározására is szolgál.

A sugárzás mérésének egyik végső célja az effektív dózis meghatározása, melyhez a sugárzás dózisének az emberi testen belüli eloszlását is meg kell határozni. Ennek eszköze lehet a következőkben ismertető LINTEL, amely hat félvezető detektorból álló teleszkóp, és a nehéz töltött részecskék leadott lineáris energia spektrumát és dózisteljesítményét hat mélységben határozza meg.

Különleges szerepe lesz az űrállomáson a PENTEL rendszernek, ez öt teleszkóp segítségével – az űrállomás külső felületén elhelyezve – az egyenérték dózis meghatározásán kívül a Dél-atlanti anomáliában (DAA) még a proton, illetve a kisebb jelentőségű elektron sugárzás kelet–nyugati aszimmetriáját is mérni tudja. Ez a mérés az űrállomáson kívüli tevékenység („űrséta”) sugárvédelmi szempontból történő optimalizálását könnyíti meg.

A teljes rendszer tervezett felépítését az 1. ábra mutatja. A TRITEL műszer eredeti formájában egy detektoregységből és egy központi egységből áll. Esetünkben két detektoregység és egy központi egység felhasználásával megvalósítható az űrállomás adott szegmensének sugárzási feltérképezése. Az egyik egység állandó pozícióban az időben változó sugárzási tér monitorozására szolgál, a másik detektoregység pedig a vizsgált hely relatív dózisteljesítményét méri.



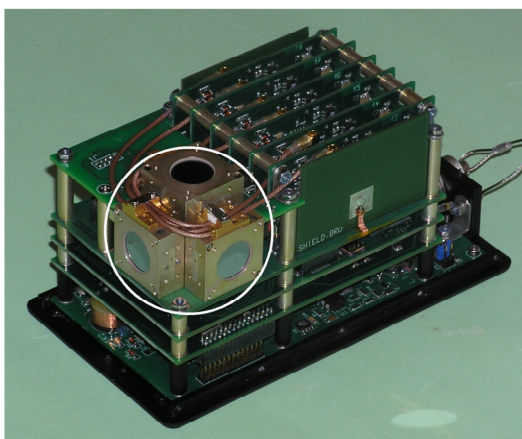
Jelölés: □ - Pille dózismérő

1. ábra. Az űrállomás komplex dozimetriai mérőrendszere. P – PENTEL detektor, L – a LINTEL detektor, T – TRITEL detektor, TK – a TRITEL, a LINTEL és a PENTEL detektorok közös központi egysége, PK – a Pille detektorok kiolvasója.

Jelenleg már az űrállomáson van két komplett TRITEL műszer, az egyik Európai Űrügynökség (ESA) Columbus moduljában, a másik az orosz szegmensben. A két TRITEL detektoregységeinek együttes, egy központi egységgel történő használata 2013 második félévében várható az űrállomás orosz szegmensében.

A TRITEL DETEKTOR

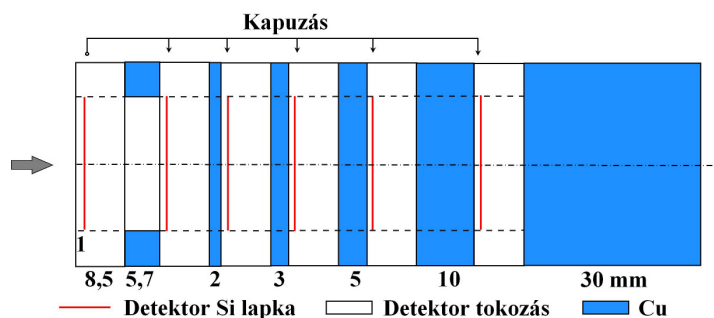
A TRITEL műszer kiindulási alapját a német kutatók által kifejlesztett DOSTEL műszer [2] jelentette. E műszer érzékelője két, egymással párhuzamos, néhány tizedmilliméter vastagságú szilícium detektor. Az egyik detektor mérési, a másik kapuzási célt szolgál. A mérődetektorban leadott energia révén határozható meg a dózis. A kapuzó detektor lehetővé teszi, hogy külön meg lehessen határozni a detektorra közel merőlegesen beeső töltött részecskék energialeadási spektrumát, azaz a lineáris energialeadási (linear energy transfer – LET) spektrumot. Így kiszámítható a sugárzás minőségi tényezője, valamint dózis-egyenértéke. A DOSTEL hátránya, hogy egyidejűleg csak egyetlen tengely irányából érkező sugárzás mérésére használható. Ezt a hiányosságot küszöböli ki a TRITEL műszer (2. ábra), a három ortogonális tengely szerint mérő, két-két egymással párhuzamos szilícium detektorból álló teleszkóp [3]. A TRITEL műszert, valamint felhasználásával az űrállomáson végzett mérések eredményét a [4] közlemény ismerteti.



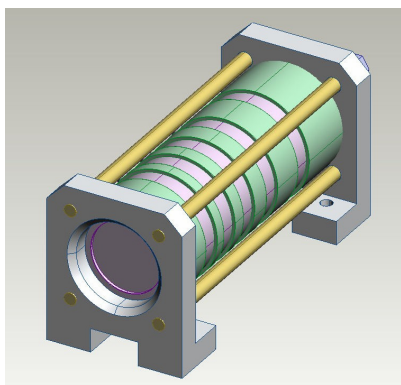
2. ábra. A TRITEL műszer fényképe. A három teleszkóp a fehér körben látható

A LINTEL DETEKTOR

A TRITEL a tér adott pontjára vonatkozó dózisteljesítmény és a LET spektrum mérése révén a dózisegyenérték meghatározására alkalmas. Az effektív dózis becsléséhez vagy a sugárzás energiaspektrumát, vagy a dózisegyenérték mélység szerinti eloszlását kell ismerni. Ez utóbbi feladat elvégzésére dolgoztuk ki a LINTEL hatdetektoros teleszkópot. A detektoregység elvi vázlatát a 3. ábra, kiviteli rajzát a 4. ábra mutatja.

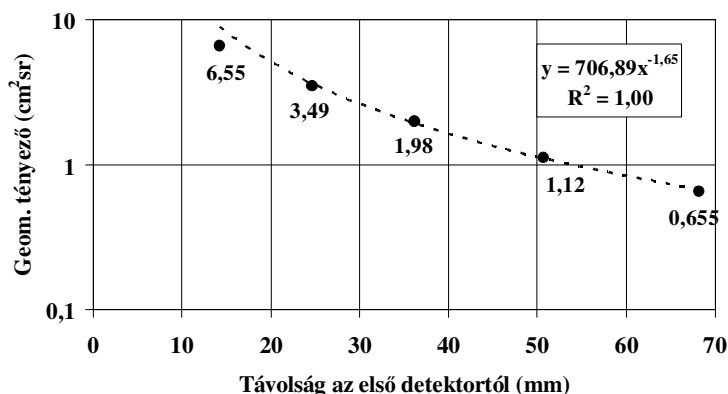


3. ábra. A LINTEL detektoregységének elvi vázlata. Az egység bal szélső detektora kapuzza a további öt detektort, amelyek a különböző abszorbensek mögötti dózisegyenértéket mérik



4. ábra. A LINTEL detektoregység
kiviteli raiza

A hat, 300 μm vastag, teljesen kiürített rétegű szilícium detektor egy közös tengely mentén helyezkedik el. A nyíl felőli első detektor (3. ábra) a leadott (LET) energiaspektrum mérése mellett a többi detektor kapuzására is szolgál, ennek révén "elektronikus" kollimációt tudunk elérni. A teleszkóp 2–6. detektora nagyrészt csak a nyíl irányából beeső nehéz töltött részecskéket (a protonokat és az alfa-részecskéket) méri. Az első detektorpár átmérő/detektor távolság aránya – az 5,7 mm-es távtartó gyűrű révén – megfelel a TRITEL detektorpárjának, így a mérések a TRITEL mérésekkel könnyen összevethetők lesznek. A második detektor után rendre 2, 3, 5 és 10 mm-es vastagságú, az ólomnál is nagyobb lineáris energiaelnyelésű vörösréz abszorbensek vannak. Az utolsó, 30 mm-es abszorbens a hátoldal felől érkező sugárzás árnyékolására szolgál. A nyíl felől érkező nagyenergiájú részecskék csak akkor adnak jelet a 2–6. detektorokban, ha a részecske átmegy az 1. detektoron is. Az 5,7 cm^2 -es effektív felületű detektorok geometriai hatásfokát a belépő detektortól mért távolság függvényében a 3. ábra geometria feltételei mellett az 5. ábra adja meg.



5. ábra. A LINTEL 2–6. detektorainak geometriai hatásfoka az 1. detektortól mért távolság függvényében. Az illesztési függvény csak a 20 mm feletti távolságú detektorokra vonatkozik

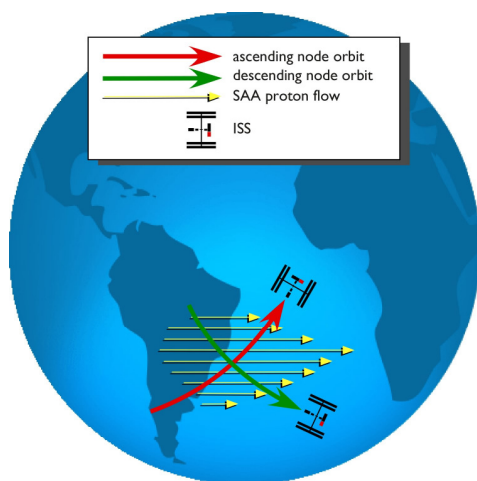
Meghatároztuk, hogy a vörösréz abszorbensek proton és alfa-részecske abszorpciója milyen vastagságú testszövet elnyelésnek felel meg. Megállapítottuk, hogy a LINTEL detektor révén a felszíni dózisegyenérték mellett meghatározható a testszövet mélydózis protonokra 1,1; 2,9; 5,9 és 12,1 cm-re a testfelszíntől. Az alfa-részecskékre a mélységek közel ugyanekkorák. A felsorolt mélységekben rendre a 34, az 57, a 85 és a 126 MeV-es protonok és a 135, a 228, a 339 és az 504 MeV-es alfa-részecskék nyelődnek el.

Az űrállomás belsejében a személyek a zenithez képest közel szimmetrikus sugárzási térben tartózkodnak, ennek következtében a 12 cm-es testszövet mélységig mért dóziseloszlás alapján jó közelítéssel megbecsülhető az effektív dózis.

A PENTEL DETEKTOR

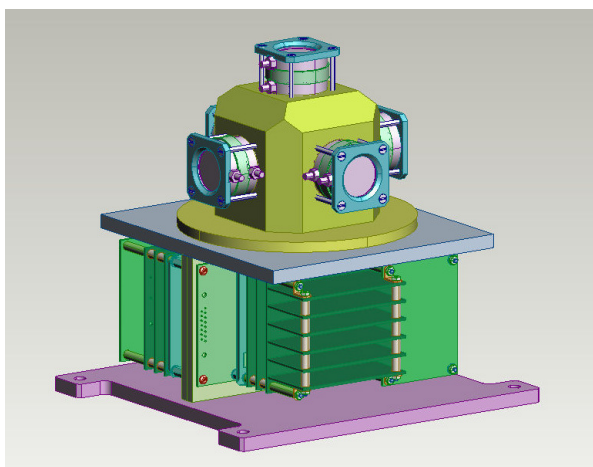
Különleges szerepe lesz az űrállomáson a PENTEL rendszernek, ez öt teleszkóp segítségével – az űrállomás zenit felé eső külső felületén elhelyezve – az űrállomáson kívül fellépő dózisegyenérték meghatározásán kívül a Dél-atlanti anomáliában (DAA) még a sugárzás igen jelentős kelet–nyugati aszimmetriáját is mérni tudja. Ez a mérés az űrállomáson kívüli tevékenység (ÚKT) sugárvédelmi szempontból történő optimalizálását könnyíti meg.

Az ÚKT esetén a dózisterhelés akkor a legnagyobb, ha a munkát a DAA övezetben, az űrállomás nyugat felé eső részén végzik, mert az övezetben a befogott protonok nyugat–keleti irányban, a Föld felszínével közel párhuzamosan áramlanak. Bonyolítja a helyzetet, hogy az űrállomás pályájának felszálló és leszálló ágán az űrállomás ellentétes oldalai esnek nyugati irányba (6. ábra). Emiatt a mérőműszernek bármely irányból jövő sugárzás mérésére alkalmasnak kell lennie.



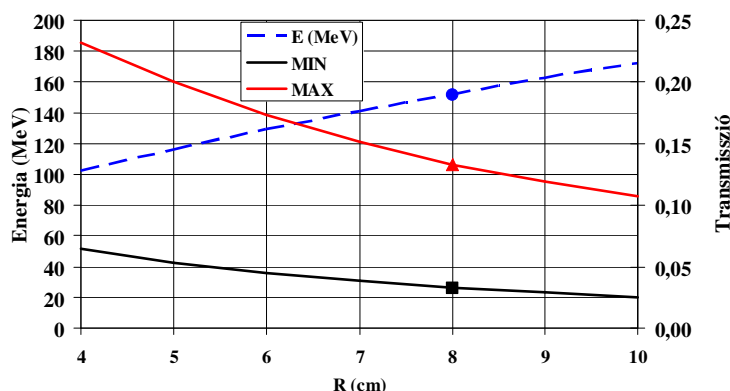
6. ábra. A Nemzetközi Űrállomás DAA-n (az ábrán ISS, illetve SAA) való áthaladása a pálya felszálló (piros), illetve leszálló (zöld) ága esetében. Az ábrán nem jelölt, kisebb jelentőségű elektronok iránya ellentétes a protonokéval (az ábrán SAA proton flow)

A fentiek alapján kialakított öt teleszkópot tartalmazó műszer, a PENTEL burkolat nélküli rajzát a 7. ábra mutatja. A burkolat kialakításánál figyelembe kell venni, hogy az űrhajósok ÚKT esetén használt szkafterén a 10 MeV-nél nagyobb energiájú protonok át tudnak hatolni, ezért a detektorok előtti alumínium burkolat vastagsága legfeljebb 0,5–0,7 mm lehet.



7. ábra. A PENTEL rendszer burkolat nélküli rajza

Az egymással szemben lévő teleszkóppárok között elnyelő falat (négyzet keresztmetszetű rudat) helyezünk el azért, hogy meg lehessen különböztetni a protonok beérkezési irányát. A rúd anyaga célszerűen alumínium, hogy az anyag megegyezzen az űrállomás tipikus falanyagával. A rúd élhosszának meghatározásánál figyelembe vettük, hogy a naptevékenység minimumánál és maximumánál eltérő keménységűek a protonspektrumok. A 8. ábra mutatja be, hogy a tömb vastagságának függvényében mekkora az elnyelt maximális protonenergia és a különböző naptevékenységeknél átjutó protonhányad. Ennek alapján a 8 cm-es alumínium vastagságot választottuk ki, amely a 150 MeV-nél nagyobb energiájú protonokat engedi csak át. A protonok transzmissziója naptevékenység minimumnál 3%, naptevékenység maximumnál 13%. A 8 cm-nél nagyobb vastagságnál a transzmisszió csak kevésbé csökken, viszont a rendszer tömege jelentősen nő. A 8 cm-es alumínium vastagság közelítőleg megfelel az űrállomás kétszeres falvastagságának, így az állomás két oldalán fellépő dózistér is megbecsülhető.



8. ábra. Az alumínium négyzetes hasáb élhosszának (R) megfelelő elnyelt maximális energia (E) MeV-ben és az átjutó protonhányad (transzmisszió) a naptevékenység minimuma (MIN) és maximuma (MAX) esetén

Az űrállomás orosz szegmensében lévő TRITEL központi egység mind a LINTEL, mind a PENTEL műszer detektoregységeinek adatait fogadni tudja.

A PENTEL-nek az űrállomáson történő alkalmazásáról az Energiatudományi Kutatóközpont és a kérdésben illetékes orosz Orvosbiológiai Problémák Intézete 2013 márciusában szándéknyilatkozatot írt alá.

IRODALOM

- [1] I. Fehér, S. Deme, B. Szabó, J. Vágvölgyi, P.P Szabó, A. Csőke, M. Ránky, Yu. A. Akatov. A new thermoluminescent dosimeter system for space research. Adv. Space Res. Vol. 1 pp. 61–66, 1981
- [2] Beaujean, R., Kopp, J., Reitz, G. Active Dosimetry on Recent Space Flights. Radiation Protection Dosimetry, 85, pp. 223-226, 1999
- [3] T. Pázmándi, S. Deme E. Láng. Space dosimetry with the application of 3D silicon detector telescope: response function and inverse algorithm. 14th International Conference on Solid State Dosimetry, New Haven, USA, June 27–July 2, 2004
- [4] Hirn A., Apáthy I., Bodnár L., Csőke A., Deme S., Pázmándi T., Szántó P., Zábori B. Első mérések a TRITEL dozimetriai rendszerrel a Nemzetközi Űrállomás fedélzetén. Nívódíjra benyújtva, 2013

A mukociliáris tisztulás hatása a bronchiális légutak sugárterhelésére

Farkas Árpád*

Magyar Tudományos Akadémia Energiatudományi Kutatóközpont
1121 Budapest, Konkoly-Thege Miklós út 29-33.

*farkas.arpad@energia.mta.hu

Title and abstract – The effect of mucociliary clearance on the radiation burden of human bronchial airways.

The primary objective of this work was to investigate the effect of mucociliary clearance on the distribution of the inhaled radon progenies deposited in the bronchial airways, and on the killing and transformation probabilities of the epithelial cells. The simulations were performed by a new deposition-clearance model and by the application of our earlier biological models. According to the results, like deposition, clearance is also nonuniform. A slow clearance zone develops exactly in the region of deposition hot spot, that is, the carinal region. However, mucociliary clearance decreases the degree of particle inhomogeneity by a factor of roughly 5. Particles upcleared from the deeper conductive airways traverse the target bifurcation in about 20 minutes and do not accumulate in the slow clearance area because of their tendency to avoid it. Cell death and transformation probabilities in the peak of the bifurcation are significantly lowered by clearance. Present results may serve as important inputs for lung cancer risk models and contribute to the establishment of plausible dose-effect relationships in the range of low doses.

Keywords – mucociliary clearance, radio-aerosol distribution, local cell death and cell transformation frequency

Kivonat – A cikkben bemutatott munka célja a csillószőrös tisztulás hatásának számítógépes vizsgálata a bronchiális légutakban kiülepedett radonleányelemek eloszlására és a sugárzás olyan sejtszintű hatásaira, mint a sejthalál és a sejtranszformáció. A szimulációkat egy új numerikus kiülepedés-tisztulás modellel végeztem, de korábbi biológiai modelljeinket is alkalmaztam. Jelen számítások szerint a radioaeroszoloknak nemcsak a bronchiális légúti kiülepedése, de a tisztulása sem homogén. A modellszámítások alapján a légúti elágazások csúcsában található lassú tisztulási zóna egybeesik a kiülepedési forró területtel. Mindemellett, a nyáktisztulás a primer kiülepedésből származó inhomogenitás mértékét egy megközelítőleg 5-ös faktossal csökkenti. A mély régióból feltisztult részecskék átlagosan 20 percet töltenek a modellezett elágazásban és nem torlódnak fel az elágazás csúcsában, mert elkerülik azt. A légúti elágazások csúcsában a bomlások okozta sejthalál- és a sejtranszformáció-valószínűségek erősen érzékenyek a csillószőrös tisztulás figyelembevételére, mely rendszerint csökkenti azokat. Azon túlmenően, hogy a jelen eredmények rámutatnak a kiülepedett radioaeroszol részecskék dinamikájának néhány fontos, eddig nem tanulmányozott aspektusára, az eddigiéknél pontosabb adatokkal is szolgálnak a rákkeletkezési kockázati modellek számára, hozzájárulva a pontosabb dózis-hatás összefüggések jövőbeni feltárásához.

Kulcsszavak – mukociliáris tisztulás, légúti radioaeroszol-eloszlás, lokális sejthalál és, sejtranszformáció gyakoriság

BEVEZETÉS

A jelenkori sugárvédelem egyik központi kérdése a sugárterhelés és a biológiai válasz (hatás) közötti összefüggés megállapítása a kis dózisok esetében, vagyis abban a tartományban, amelybe a népesség túlnyomó többségének a sugárterhelése esik. Az aktuális sugárvédelmi szabályozási rendszer praktikus okokból és elegendő ellenbizonyíték hiányában a lineáris küszöb nélküli (LNT) elméleten alapszik, amely szerint bármilyen kis többletdózis többletkockázattal jár, azzal a megjegyzéssel, hogy a nagyon kis dózisok tartományában a bizonytalanságok nagyok és ezek csökkentése érdekében további kutatások szükségesek [1]. A pontos dózis-hatás összefüggés meghatározásának egyik nélkülözhetetlen alapfeltétele a terhelés mértékének ismerete. Ez sok esetben még akkor sem triviális, ha a környezeti sugárzasi szint ismert. A szervezetbe jutó és azt terhelő aktivitás számos tényezőtől függ és az itteni átlagos terhelés meghatározása sem egyszerű feladat, nem beszélve a terhelés térbeni eloszlásának ismeretéről. A belső sugárterhelés pontos eloszlása kísérleti meghatározásának a szervezeten vagy valamely szerven belül egyebek mellett komoly technikai és etikai akadályai is vannak. Ezzel szemben, a számítógépes modellezés egy kézenfekvő és hatékony eszköz lehet a radionuklidok szervezeten belüli térbeni eloszlásának meghatározására. Ez elsősorban olyan esetekben lehet indokolt, amikor a terhelés eloszlása erősen egyenlőtlen, mint például a radonleányelemek belégzéséből és elbomlásából származó bronchiális sugárterhelés. Ilyenkor a sejtszintű elváltozások eloszlása is inhomogén lesz a szöveten vagy a szervezeten belül, aminek az eredő egészségügyi hatása más lehet, mint az egyenletesen eloszló terhelésből származó hatás. Korábbi numerikus szimulációink eredményeként kimutattuk, hogy a sajátos légúti morfológiának és a légúti részecskedinamikának köszönhetően a radioaeroszolok bronchiális kiülepedése fokozottan inhomogén. A légúti elágazások csúcsában a részecskesűrűség az átlagosnak akár több százszorosa is lehet a belélegzett részecskék méreteloszlásától, a légzési módtól, a vizsgált légúti felület területétől és egyéb paramétereiktől függően. A primer depozíciónak megfelelő részecskeloszlást azonban a mukociliáris tisztulás (más szóval nyáktisztulás vagy csillósörös tisztulás) is módosíthatja. A nyáktisztulás a kiülepedett részecskéknek a konduktív légutak felületét borító vékony (~5 μm), erősen viszkózus nyákréteg által történő garat felé szállítását jelenti. A nyákréteg mozgását a légúti hámszövet tetején (légutak belső falán) található csillósörök koordinált mozgása biztosítja. Ha a kiülepedett radioizotóp felezési ideje elég hosszú ahhoz, hogy közben a nyáktisztulás az izotópokat (vagy azokat a részecskéket, amire az izotópok kitapadtak) elmozdítsa eredeti kiülepedési helyükről, akkor az aktivitáseloszlás nem egyezik meg a kiülepedéssel. Ilyen esetekben fontos lehet nemcsak a kiülepedés, hanem a tisztulás modellezése is, ugyanis a radioizotópok térbeni és időbeni eloszlását a két jelenség együttes hatása adja meg. A természetes háttérsugárzásból származó effektív dózis több mint felét adó radonleányelemek felezési ideje alatt a nyák egy-két centiméter utat tesz meg [2], ami bőven elegendő ahhoz, hogy a radonleányelem ne ott bomoljon el, ahol kiülepedett. Fontos kérdés, hogy a kiülepedés utáni erősen inhomogén radioaktív részecskeloszlást a tisztulás mennyire képes „szétkenni”, vagyis hogy a bomlási helyek térbeni eloszlása inhomogén marad-e, és ha igen, milyen lesz az inhomogenitás mértéke a primer depozícióból származó inhomogenitáshoz képest. Ugyancsak érdekes, hogy az inhomogén kiülepedés és a mukociliáris tisztulás figyelembe vételének milyen szerepe van a sugárzás indukálta sejtszintű folyamatok pontos leírásában. E kérdések tisztázására egy összetett kiülepedés-tisztulás modellt fejlesztettem ki, melynek felépítését a következő fejezetben mutatom be. Az ezt követő fejezetben bemutatom a modell alkalmazásával kapott eredményeket és azok értelmezését. A cikket a megfelelő következtetések levonásával és mellékletekkel zárom.

MÓDSZEREK

A bevezetésben megfogalmazott célok elérése érdekében egy komplex numerikus modellt dolgoztam ki. A radioaeroszol részecskéknek a kiülepedés és a tisztulás eredményeként kialakuló eloszlását egy a tüdő jobb felső lebenyéből származó, 4.-5. légúti generációs számnak megfelelő háromdimenziós elágazásmodellben vizsgáltam (lásd 1. ábra, a légúti generációk számozása a légcsőtől kezdődik, melynek generációs száma 1). A bifurkációt definiáló morfológiai (geometriai) paraméterek értékeit az 1. táblázat tartalmazza.

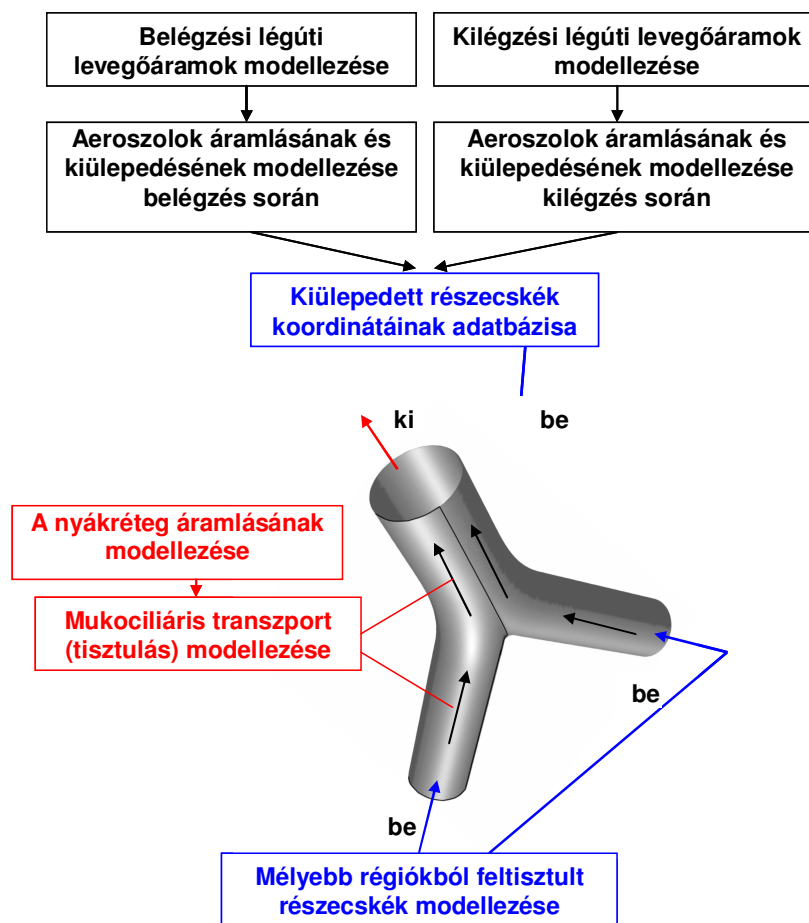
1. táblázat. A modellezett légúti elágazás geometriai paraméterei

anyaág hossza (cm)	leányágak hossza (cm)	anyaág átmérője (cm)	leányágak átmérője (cm)	elágazási szögek (°)	leányágak görbületi sugara (cm)	karina görbületi sugara (cm)
0,72	1,2	0,56	0,45	35	1,43	0,1

Azért esett a választás e légúti egységre, mert egyfelől a korábbi számítások szerint a centrális légutakban a modellezett elágazás környezetében a legnagyobb az egységnyi felületre kiülepedett részecskék száma, másrészt a szakirodalom alapján [3-4] a radonnak tulajdonítható kóros elváltozások is itt fordultak elő a legnagyobb gyakorisággal. A nagyobb légúti szegmensben történő modellezésnek jelenleg még gépkapacitáshoz köthető akadálya van. Ugyanakkor, mivel a hörgőfa ilyen elágazásegységekből épül fel, még ha a számított értékek elágazásról-elágazásra különböznek is, az itt tapasztalt tendenciák várhatóan más elágazásokban is fellelhetők. Mivel ez a reprezentatív légúti szegmens képezi a jelen munka tárgyát, a későbbiekben többször célelágazásnak fogom nevezni.

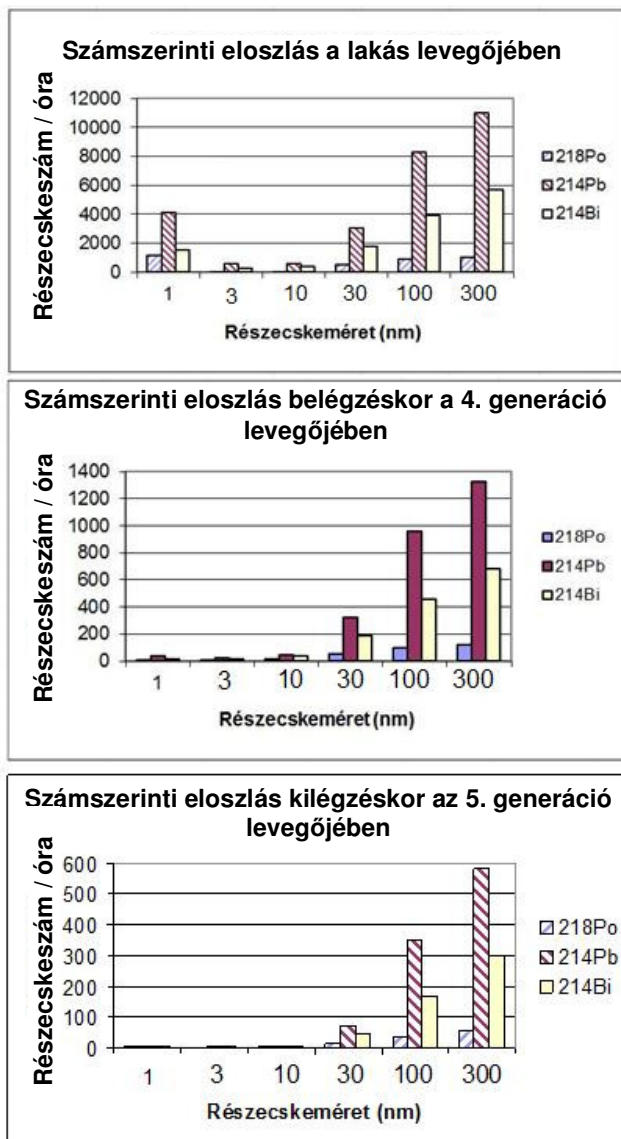
Az 1. ábrán látható 5 μm vastag nyákrétegbe két úton kerülhetnek részecskék: belégzés vagy kilégzés során történő kiülepedéssel, vagy a magasabb generációs számmal jellemzett mélyebb légutakból történő feltisztulással. Ez utóbbi esetben a két leányág bemenetén a felfelé (garat irányába) kúszó nyákkal együtt jutnak a részecskék a rendszerbe. Ugyanakkor, a modellezett nyákréteg-geometriát a tisztulás következményeként el is hagyhatják a részecskék az anyaág végénél. Az 1. ábra a célgeometrián kívüli szimuláció menetének vázlatát is mutatja.

A kiülepedési helyek pontos meghatározásához modelleztem a ki- és belégzési levegőáramokat, majd a bemeneteken (belégzéskor az anyaág, kilégzéskor a leányágak eleje) az átlagos lakásra jellemző expozíciós adatoknak (50 Bq/m^3 -es egyensúlyi radon aktivitáskoncentráció, 0,6/0,29/0,2-es $^{218}\text{Po}/^{214}\text{Pb}/^{214}\text{Bi}$ aktivitáskoncentráció arányok és 0,4-es egyensúlyi tényező [5]) és részecskeméret-eloszlásnak megfelelően radioaktív részecskéket sorsoltam és követtem azokat, amíg kiülepsznek, vagy kiülepedés nélkül elhagyják a rendszert. A depozíciós helyek koordinátáit egy adatbázisba mentettem. Ugyanitt feljegyzésre került, hogy a részecske a rövid felezési idejű radonbomlástermékek közül melyiket tartalmazza. A szimulációk során a ^{218}Po , ^{214}Pb , ^{214}Bi és ^{214}Po izotópok (illetve az őket hordozó aeroszol részecskék) transzportját, kiülepedését és tisztulását vettem figyelembe. Az egészségügyi hatások tekintetében az alfabomló ^{218}Po és ^{214}Po izotópok a legrelevánsabbak, itt a ^{214}Bi béta-bomlása során 99,8 % valószínűséggel keletkező ^{214}Po gyakorlatilag azonnal (0,174 s felezési idővel) elbomlik a stabil ^{210}Po -re.



1. ábra. A modellezett légúti elágazás és a modellezés főbb lépései

A modellezett elágazásba belégzéskor az anyaágon, kilégzéskor pedig a leányágakon keresztül bejutó radioaeroszol részecskék számának és méreteloszlásának meghatározásához a környezetre jellemző méreteloszláson kívül szükség van a depozíció ismeretére is a modellezett elágazást megelőző nagy légutakban és az azt követő mélyebb légutakban is. Ezen kiülepedési értékeket a Koblinger & Hofmann [6] által kifejlesztett egész légzőrendszeri Sztochasztikus Tüdőmodellel számítottam ki. A 2. ábra a lakásra jellemző részecskeméret-eloszlást és a modellezett geometriába jutó részecskék méreteloszlását mutatja. Míg a felső panelt a szakirodalomból származtattam [7], a középső és alsó paneleken látható eloszlások a Sztochasztikus Tüdőmodellel kapott eredmények alapján készültek. A mélyebb régiókból feltisztuló izotópok közül csak a még aktívakat vettem figyelembe. A gyakorlatban ez azt jelenti, hogy a modellezett elágazáshoz csupán a 6.-8. generációból tisztulhatnak fel aktív izotópok vagy azokat hordozó részecskék, ugyanis az ennél mélyebb régiókból származók már lebomlottak és ^{210}Pb formájában érik el az 5. generációs légutakat. Annak kiszámítására, hogy a mélyebb légúti régiókból pontosan hány és milyen aktív izotóp jut fel, a kiülepedésen kívül az adott generációs számú légútra jellemző átlagos nyáksebességre [2] és a bomlási sor keletkezés-bomlási egyenleteire is szükség van. Ezen képleteket az 1. számú melléklet tartalmazza. Az egyenletek alapján egy programot írtam, melynek inputja a kiülepedett izotópok légúti generációnkénti száma és fajtája (sztochasztikus tudómodellel kapjuk), outputja pedig az 5. generációs leányágakat elérő izotópok száma és típusa.



2. ábra. A radioaeroszol részecskék átmérőjének számszerinti eloszlása a lakás levegőjében (felső panel), valamint belégzéskor a modellezett elágazás anyagának bejáratánál (középső panel) és kilégzéskor a leányágak bejáratánál (alsó panel)

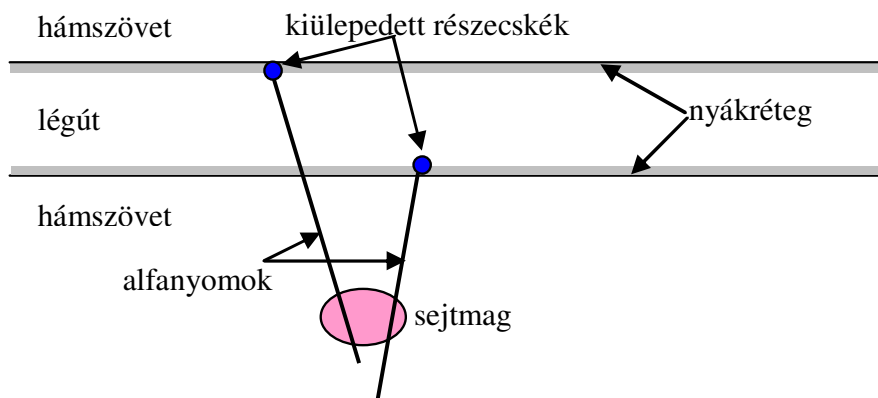
Az 1. ábrán feltüntetett modellezési lépések mindegyikét numerikus fluidum- és részecskedinamikai módszerek segítségével valósítottam meg, melyekhez a FLUENT nevű kereskedelmi szoftvert [21] és saját fejlesztésű programokat használtam. A belélegzett levegőt és a nyákot kontinuumnak tekintettem (Euler módszer), míg a részecskéket egyenként követtem (Lagrange formalizmus). A modellezés során ülő helyzetnek megfelelő légzési módot feltételeztem (orrlégzés, 18 L/perces térfogatáram, 5 s-os légzési periódus [22]). Az Euler-Lagrange modellezés részleteit korábbi munkáinkban (pl. [8]-ban) részletesen bemutattuk. Mivel a kiülepedés és a tisztulás egyidejűleg zajlanak, szükség volt egy új program megírására is, melynek célja, hogy kis időbontással figyelembe vegye mind a kiülepedés, mind pedig a tisztulás okozta részecskeeloszlás változásokat. A szoftver minden időlépésben kisorsolja (a kiülepedési adatbázisból), hogy mely részecskék ülepsznek ki és hogy mely részecskék lépnek be a leányágakon (a fent leírt saját program outputja alapján),

illetve melyek hagyják el azt az anyaág végénél. Ugyanakkor, kiszámítja a bent lévő részecskék új pozícióját és figyelembe véve a felezési időket megvizsgálja, hogy az aktuális időlépés alatt mely izotópok bomlanak el. Mielőtt a program a következő időlépésre térne, a bomlások helyét és az alfaenergiákat egy fájlba kiírja. A részecskepályákat közel egymásodperces időfelbontással határoztam meg, ami egy-egy trajektóra esetében akár 1000-1200 időlépést is jelenthet.

Annak érdekében, hogy a tisztulás figyelembe vételének hatását biológiai vonatkozásban is láthassuk, egy egyszerű sejtpusztulás- és sejtranszformáció-modellt is alkalmaztam. A modell két alapvető feltételezéssel él, melyek *in vitro* sejtenyészetek besugárzási eredményein alapulnak [9-10]. Ha az alfarészecske eltalálja egy sejt magját, akkor annak túlélési esélye exponenciálisan csökken a sejtmagdózissal, míg transzformációjának valószínűsége arányos a kapott dózissal. A modell matematikai leírását a 2. számú melléklet tartalmazza.

Annak kiszámítására, hogy melyik sejtet milyen és hány alfarészecske talál el, illetve hogy a találat mekkora energialeadással jár, az általunk korábban kifejlesztett és publikált [11] sejttalálati modellt alkalmaztam. Az eljárást vázlatosan a 3. ábra szemlélteti. A módszer lényege, hogy irodalmi adatok alapján [12] rekonstruáljuk a tüdőhám szövet háromdimenziós sejtstruktúráját, majd a bomlások helyéről alfanyomokat indítunk véletlenszerűen valamilyen irányba. Ha az alfanyom (alfarészecske egyenes pályája) metszi a sejtmagot, akkor kiszámítjuk, hogy mekkora energiát ad le annak, majd alkalmazzuk a fent leírt sejthalált és sejtranszformációt leíró modellt.

A számításokat három esetben végeztem el: egyenletes kiülepedést feltételezve tisztulás nélkül, inhomogén kiülepedésre tisztulás nélkül és inhomogén kiülepedésre tisztulással. Az eredményeket a következő fejezetben mutatom be.



3. ábra. Kiülepedett radionuklidoktól származó alfarészecskék és a tüdőhám sejtmagjai kölcsönhatásának vázlatos modellje. Ismerve a sejtet eltaláló alfarészecskék bomlás utáni kezdeti kinetikus energiáit és a szövetre és levegőre vonatkozó Bragg-féle energialeadási függvényeket, valamint a magon belüli húrok hosszát, a sejtmag által elnyelt energia kiszámítható.

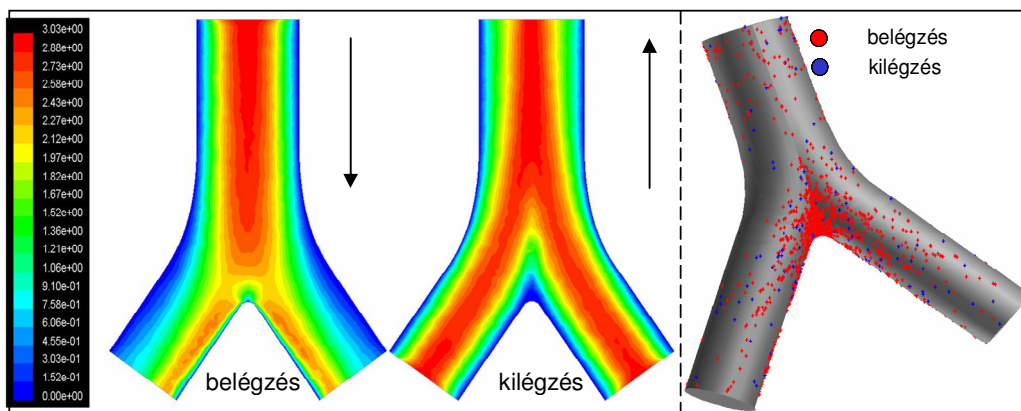
EREDMÉNYEK

A szimulációs eredményeket a prezentálás szempontjából két alfejezetre osztottam. Az első alfejezetben a részecskék légzőrendszeri eloszlását általánosan mutatom be, vagyis az eredmények nem szorítkoznak a radioaeroszolokra. A második alfejezetben bemutatott eredmények kimondottan radioaeroszolokra és radonbomlástermékekre vonatkoznak. Mivel a munka központi kérdése a mukociliáris tisztulás köré csoportosul, az eredmények bemutatása során is elsősorban a tisztulásnak a részecskeeloszlásra, a második alfejezetben pedig

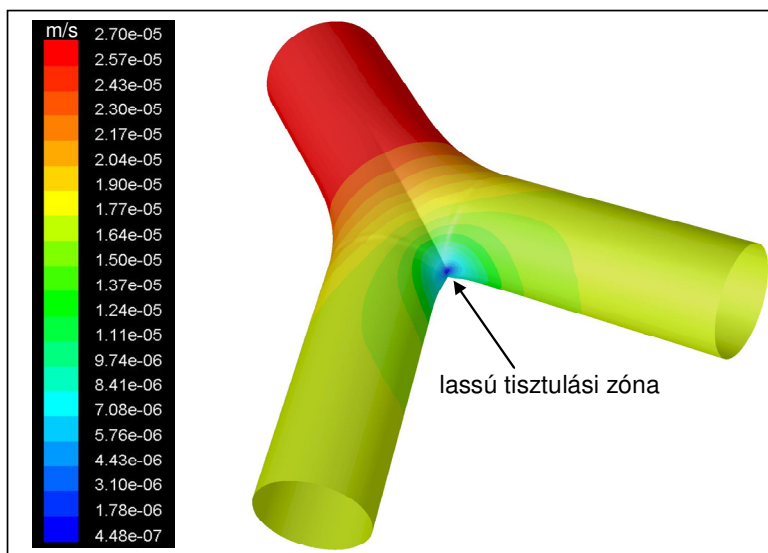
sajátosan a radonleányelemek eloszlására gyakorolt hatására fókuszálok. Mindezt az egészségügyi hatások szemszögéből is megvilágítom, így néhány biológiai aspektus bemutatására is sor kerül ez utóbbi alfejezetben.

Általános, nem csak radioaktív részecskékre érvényes eredmények és megállapítások

Amint azt a bevezetőben is említettem és a korábbi munkáinkban is kimutattuk [18-20], az inhalált aeroszolok légúti depozícióeloszlása korántsem egyenletes. A bronchiális légutakban a részecskék preferált kiülepedési helye az elágazások központi régiójában található, különös tekintettel az elágazások csúcsára (karina régió). A 4. ábrán, mely a levegő szimulált sebességtere mellett a lakóterben inhalált radonleányelemek be- és kilégzési depozícióeloszlását is mutatja, jól tetten érhető a kiülepedés helyspecifikus jellege. Látható, hogy belégzéskor lényegesen több részecske ülepszik ki, mint kilégzéskor. A numerikus adatokból bizonyítható továbbá, hogy az inhalációs kiülepedés inhomogénebb, mint az exhalációs, valamint az is hogy a részecskefeldúsulás az elágazás csúcsában a legintenzívebb. Fontos megjegyezni, hogy az ábrán csak a primer kiülepedés (azaz tisztulás és radioaktív bomlás nélkül) került bemutatásra, továbbá, hogy a kiülepedés mechanizmusa szempontjából nem releváns, hogy a részecskék radioaktívak vagy sem. Mivel az ábrán látható mintázat esetében a tisztulás még nincs figyelembe véve, mindegyik részecske megmarad az eredeti helyén és ilyen esetben a kiülepedett részecskék száma egyenesen arányos az expozíciós idővel. Lássuk, hogyan módosítja mindezt a mukociliáris tisztulás. Összhangban a *Módszerek* fejezetben leírtakkal, a tisztulás modellezéséhez szükség van a nyákréteg áramlásának ismeretére, ezért először annak sebességterét mutatom be.



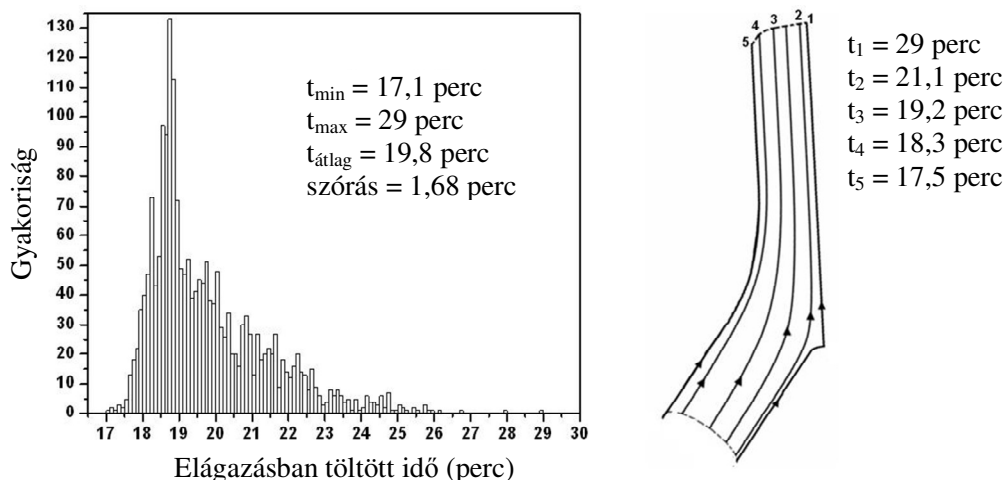
4. ábra. Be- és kilégzés során kialakuló levegő-sebességmezők az elágazás fősíkjában (bal oldal) és a radonleányelemek kiülepedési mintázata belégzés (piros pontok) és kilégzés (kék pontok) során (jobb oldali panel). A mintázat lakásnak és nyugodt légzésnek megfelelő 24 órás inhalációs időtartamra vonatkozó kumulatív kiülepedést szemléltet.



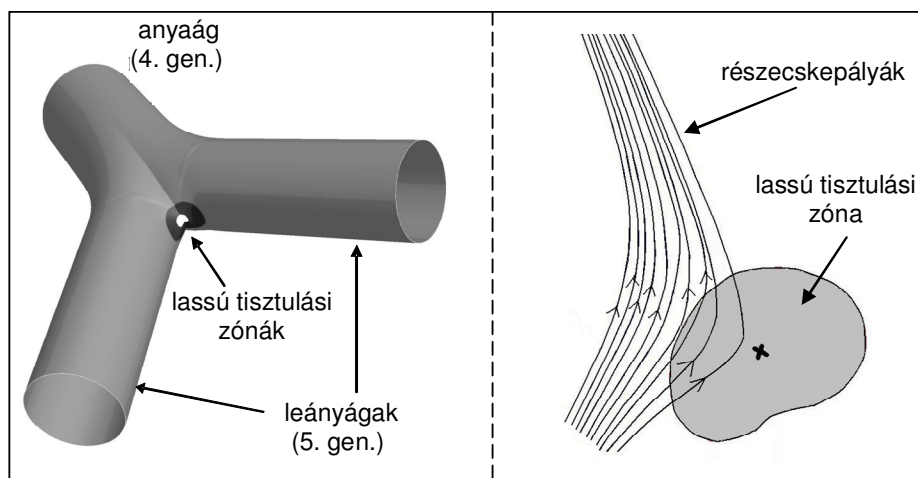
5. ábra. Nyáksebesség-eloszlás a jobb felső lebeny egy 4.-5. generációs légúti elágazásában

Látható, hogy a nyák a két leányágból az anyáágba kerülve felgyorsul. Ugyanakkor, fontos megállapítani, hogy a nyák sebességtere is inhomogén és a karina régióban kialakul egy lassú tisztulási zóna. Annak érdekében, hogy megvizsgálhassam az 5. ábrán bemutatott sebességmezővel jellemzett nyákmozgás hatását az aeroszolok eloszlására, a nyákba részecskéket helyeztem. Első megközelítésben a tisztuló részecskéket két csoportra osztottam. Az első csoportot a mély régiókból feltisztult és a célélágazásba a leányágak végén belépő részecskék adják, míg a másodikat az elágazásban közvetlenül kiüledő részecskék jelentik.

A mélyebb, 5-nél nagyobb generációs számmal jellemzett konduktív (alveolust nem tartalmazó) légutakból feltisztulással származó és az 5. generáció leányágaiba belépő részecskék 4.-5. légúti generációs tisztulásának vizsgálata azt mutatja, hogy az elágazásban töltött idő nagymértékben függ attól, hogy a részecske a leányág bejáratánál pontosan hol lép be. Ha a leányágak bejáratánál a feltisztuló nyákban egyenletesen oszlanak el a részecskék, akkor azok elágazásban töltött idejének eloszlása a 6. ábrán bemutatott módon alakul. Annak függvényében, hogy a részecske hol jött be, a részecske rövidebb, vagy hosszabb utat tesz meg az elágazás nyákrétegében, de ha megközelíti az elágazás csúcsát, le is lassul. Emiatt, lesznek részecskék, amelyek az átlagos tisztulási időnél akár 50%-kal hosszabb időt töltenek az elágazásban. Ami felveti annak a gyanúját, hogy a felfelé (anyaág irányába) kúszó részecskék a karina régióban feltorlódnak. Ez akár azt is jelenthetné, hogy az amúgy is erősen terhelt régióban az inhomogenitás mértéke tovább nő a tisztulás hatására. E kérdés megválaszolásához célzott számításokat végeztem, melyek során nagyszámú, a leányágak végénél a nyákkal együtt a célélágazásba belépő részecskét követtem. Minden időlépésben monitoroztam az átlagos részecskesűrűséget (részecskeszám és terület aránya) az elágazás teljes felületére vonatkozóan, valamint a lassú tisztulási zónában. Mivel a feldúsulás mértéke függhet a kitüntetett felület nagyságától is, két különböző területű lassú tisztulási zónát definiáltam (lásd a 7. ábra bal paneljét). Mindkét felületet a nyáksebesség egy-egy kitüntetett szintvonala határolja. Nevezetesen, a nagyobbik zóna határán a nyáksebesség a teljes elágazás felületére átlagolt sebességérték fele, míg a kisebbik zóna határán egyötöde. A területeket tekintve, a nagyobb zóna $4,3 \text{ mm}^2$ -t, a kisebb zóna $0,28 \text{ mm}^2$ -t, a teljes elágazás pedig 576 mm^2 -t tesz ki.



6. ábra. A konduktív légutak mélyebb régiójából feltisztult és a célélágazásba a nyákkal együtt belépő részecskék célélágazáson belül töltött idejének eloszlása (bal panel) és néhány jellegzetes tisztulási részecsképálya (jobb oldali panel)

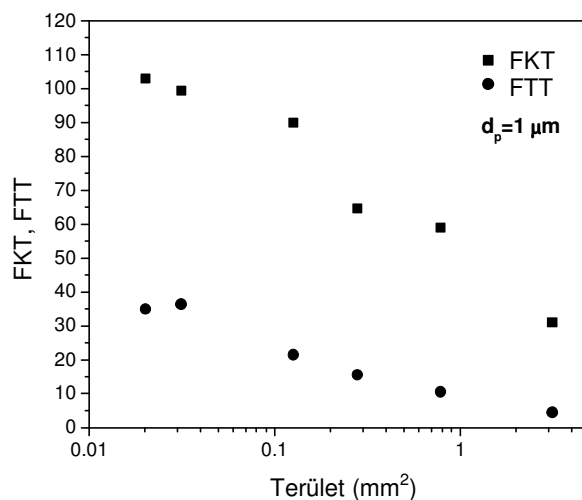


7. ábra. A lassú tisztulási zónák elhelyezkedése (bal panel) és a tisztuló részecskék pályái a lassú tisztulási zóna közelében (jobb oldali panel)

A szimulációs eredmények alapján, mindkét zóna esetében a részecskesűrűség közelítőleg megegyezik az elágazás teljes felületére számolt sűrűséggel, vagyis a részecskék nem torlódnak fel a lassú tisztulási zónában. Ennek oka, mint az a 7. ábra jobb paneljén is látható, hogy a részecskék elkerülik e zónát. E jelenség fizikai magyarázata az lehet, hogy a lassú zóna közepe irányába az áramvonalak sűrűsége csökken, és mivel a nagy viszkozitású nyáokban a részecskék gyakorlatilag a nyák áramvonalait követik, a részecskék is egyre kisebb eséllyel kerülnek be a lassú zónába, illetve annak közepébe. Ez természetesen csak a feltisztuló részecskékre vonatkozik, mert a kiülepítő részecskék belekerülnek e zónába, sőt egységnyi felületre vonatkoztatva itt ülepszik ki a legtöbb részecske.

Ezen utóbbi részecskék tisztulásának tanulmányozásakor célszerű megvizsgálni, hogy állandó kiülepítési ráta mellett a tisztulás hatására milyen lesz a részecskesűrűség a lassú tisztulási zónában a tisztulás nélküli esethez képest. A vizsgálatok kiértékelését megkönnyíti ha a lassú tisztulási zónára és a teljes elágazásra vonatkoztatott részecskesűrűségeknek az arányát számítjuk ki, amit feldúsulási tényezőnek nevezünk. E definíció értelmében a fent elemzett mélyről tisztuló részecskék feldúsulási tényezője a lassú tisztulási zóna területétől

függetlenül egy körüli, vagyis nincs feldúsulás. A célalágazásba kiülepedett részecskékre visszatérve, azok feldúsulási tényezőjét érdemes mind a kiülepedés, mind pedig a kiülepedés és tisztulás együttes hatására kialakuló részecske-eloszlásokra kiszámítani. A két eset megkülönböztetésére az előbbit fokozott kiülepedési tényezőnek (FKT), az utóbbit pedig fokozott tisztulási tényezőnek (FTT) neveztem el. A számításokat több különböző méretű lassú tisztulási zónára is elvégeztem, melyek területét a 8. ábra vízszintes tengelyén láthatjuk. Az ábráról következik, hogy a csillószőrös tisztulás egyértelműen csökkenti a célalágazásba kiülepedett részecskék inhomogenitását ($FKT > FTT$). A két tényező aránya a részecskemérettől és a zóna méretétől függően 4 és 7 között változik.



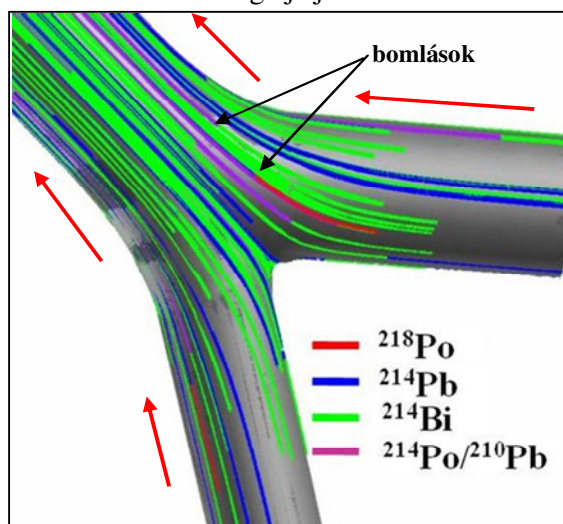
8. ábra. Fokozott kiülepedési tényezők (FKT) és fokozott tisztulási tényezők (FTT) különböző területű lassú tisztulási zónákra a célalágazásba kiülepedett 1 μm -es részecskék esetében

A 8. ábrán látható FKT és FTT értékek 1 μm aerodinamikai átmérővel rendelkező részecskékre érvényesek. A numerikus szimulációk rámutattak arra, hogy a részecskék csillószőrös tisztulása nem függ a részecskemérettől. A kiülepedés viszont erősen részecskeméret függő, ezért a kiülepedés és tisztulás együttes hatására kialakuló részecskeeloszlás részecskeméret-függő. A tisztulás részecskeméret függetlensége úgy száz nanométeres alsó határig állhat fenn. Az újabb kutatási eredmények szerint [13], a nyák nanoreológiája egészen más, mint a makroszkopikus. Ez azt jelenti, hogy a makroszkopikus viselkedését tekintve a víznél körülbelül ezerszer viszkózusabb nyák a nanorészecskék számára nagyságrendekkel kisebb viszkozitást mutat. Egy a *Science* folyóiratban megjelent friss cikk [14] rámutat arra, hogy a nyákban található szál jellegű biológiai objektumok összefonódása révén egy rács alakul ki, aminek állandója 100 nm körüli. Ráadásul a nyák alatt (nyákréteg és sejtek között) egy második réteg is van, aminek a rácsállandója néhány tíz nanométer. A szálak között a nanorészecskék úgy diffundálhatnak, mint a vízben, nem „érezik” a nagy viszkozitást. Megjegyzem, hogy ezen jelenséget a jelen cikk eredményei még nem tükrözik, hisz a számítások során a viszkozitás konstans módon 1 Pa s volt minden részecskeméretre.

A kiülepedés és a tisztulás együttes hatása a sejthalálra és a sejtranszformációra inhalált radonbomlástermékek esetén

Adott aktivitáskoncentrációnak és részecskeméret-eloszlásnak megfelelő terhelés mellett, az előző alfejezetben bemutatott két tisztulási komponens összevonható és a részecskék

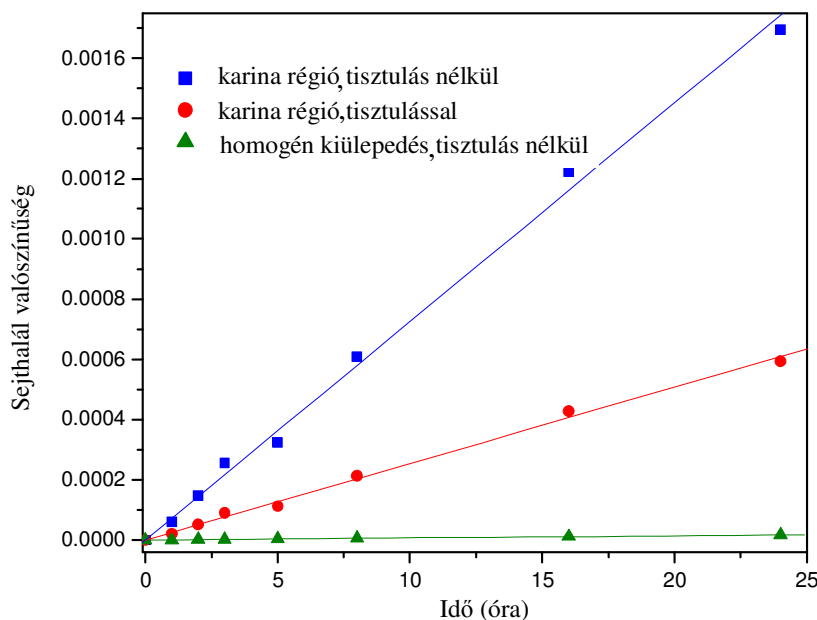
kiülepedés-tisztulás okozta dinamikája megfelelő modellel követhető. A lakásokra vonatkozó átlagos radonterhelés esetében a *Módszerek* fejezetben leírtak szerint kiszámítható, hogy a célélágazásban egységnyi idő alatt hány és milyen méretű és aktivitású részecske ülepszik ki, valamint az is hogy pontosan hova. Az is meghatározható, hogy a mélyebb régiókból, ugyancsak egységnyi idő alatt, hány és milyen méretű és aktivitású részecske lép be a modellezett rendszerbe, továbbá az is, hogy hol lép be. Mindezeket a saját fejlesztésű főprogram végzi el, miközben követi az egyes részecskéket, illetve azok bomlását. A szimulációs eredmények azt mutatják, hogy a rendszer az egyensúlyi állapotát (amikor az időegység alatt belépő részecskék száma, a numerikus fluktuációtól eltekintve, megegyezik a kilépő részecskék számával, vagyis az összaktivitás közel állandó) 30-40 perc alatt éri el. A kiülepedő és tisztuló radioaktív részecskék szimulált pályái a 9. ábrán láthatók. Az elágazás felületének belsejéből induló vonalak a célélágazásba kiülepedett, míg a leányágak végén kezdődőek a mélyebb régióból feltisztult és az elágazásba feltisztulás révén bejutott részecskék pályáit ábrázolják. A részecskék gyakorlatilag követik a viszkózus nyák áramvonalait. Az ábrán a szemléletesség érdekében, ahol a radioizotóp elbomlik, ott a trajektória színe is megváltozik. A sejtbiológiai hatások tekintetében a bomlások helye, időpontja és az alfa-részecskék kezdeti energiája jelentik a releváns információkat.



9. ábra. Tisztuló radioaeroszolok trajektóriái a nyákban. A piros nyilak a nyák és a részecskék mozgásának irányát jelölik

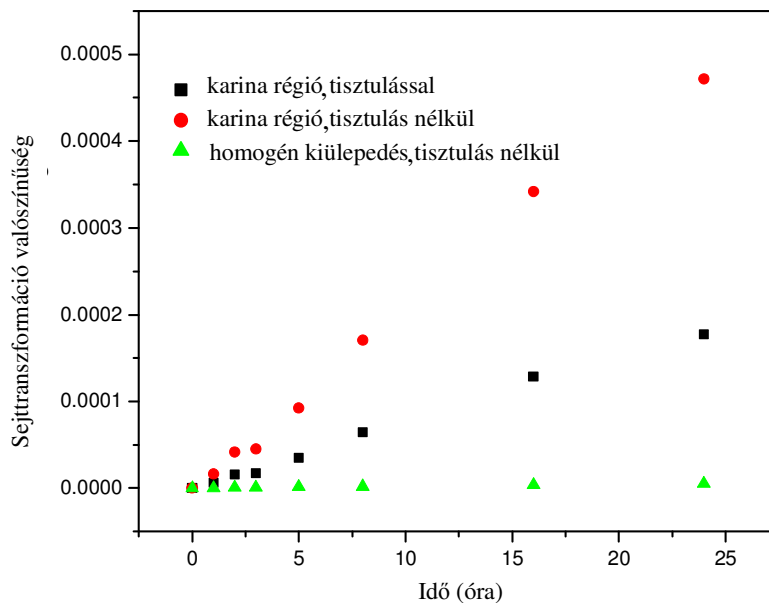
Az alfa-részecskék és a sejtek kölcsönhatásából a 2. számú melléklet egyenletei alapján modellezhető az epitheliális sejtek pusztulási valószínűsége. A 10. ábra e sejthalál valószínűségeket mutatja az expozíciós idő függvényében. A legkisebb meredekségű zöld egyenes azt szemlélteti, hogy a modellezett bronchiális elágazás tüdőhámsejtjeinek hányad része inaktiválódik a radontól származó terhelés hatására az átlagos terhelésű lakásban töltött idő függvényében, ha egyenletes kiülepedési izotópeloszlást tételezünk fel és nincs csillószőrös tisztulás. A legnagyobb sejtpusztulási értékeknek megfelelő kék egyenes a lassú tisztulási zónára vonatkoztatva mutatja a számított sejthalál valószínűség-értékeket realisztikus kiülepedésre tisztulás hiányában, míg a közbeeső piros egyenes ugyanezt, azonban tisztulással. A 10. ábrán karina régióknak nevezett terület, most a 7. ábrán bemutatott kisebbik lassú tisztulási zónát jelenti. Látható, hogy e régióban a sejtpusztulás az átlagosnál lényegesen intenzívebb, továbbá, hogy a tisztulás hatására ezen értékek hogyan csökkennek. Ugyan az eltalált sejttípusok közül nem mindegyik válhat rákossá, a sejthalálszámítások során a légutak e tartományában megtalálható összes hámsejttípust figyelembe vettem. Ennek oka, hogy a nem radioszenzitív sejtek halála is hozzájárulhat közvetett módon a rák

kialakulásához, mégpedig úgy, hogy a nem differenciált sejteket gyakoribb osztódásra készíti. Ezáltal megnő a mutációgyakoriság, ami növeli a rákkockázatot. Nemrég végzett modellszámítások alapján [15-16] a sejtpusztulás indukálta megnövekedett osztódási gyakoriság miatti mutációk száma nagyobb lehet, mint a nem differenciált sejtekben ugyanazon sugárzásszint mellett közvetlenül keletkező mutációk száma. Érdemes megjegyezni, hogy az ábrán feltüntetett sejthalál-valószínűségek nagyon kis effektív dózisértékeknek felelnek meg (24 óra alatt megközelítőleg $4 \mu\text{Sv}$, [17]). E tartományban a dózis és a sejthalál-valószínűség közötti összefüggés látszólag lineáris, viszont megemlítendő, hogy az alkalmazott egyszerű modell nem vesz figyelembe semmilyen sejtek közötti kölcsönhatást. Mindemellett, az ábra egyértelműen demonstrálja a realiztikus (nem egyenletes) kiülepedés és a nyáktisztulás figyelembevételének fontosságát a mikrodozimetriai számítások és kockázatbecslések során.



10. ábra. Sejthalál-valószínűségek az expozíciós idő függvényében átlagos terhelésű lakásnak megfelelő radon aktivitás és nyugodt légzés mellett

A 11. ábra a 10. ábrával megegyező körülmények között számított sejtranszformáció-valószínűség értékeit mutatja a lakótérben eltöltött idő függvényében. A transzformáció valószínűsége a túlélő sejtekhez van viszonyítva, vagyis a túlélő sejteknek azon frakcióját jelenti, amelyek a rákkeletkezés e meghatározó fázisába kerülnek (transzformálódnak). Látható, hogy a transzformáció valószínűsége nagyságrendekkel kisebb, mint a sejthalál. A számítások szerint, az összefüggések itt is lineárisak. Akárcsak a sejthalál számítások, a 11. ábra eredményei is rámutatnak a tisztulásnak a védekezésben betöltött szerepére, illetve a tisztulás figyelembe vételének fontosságára a kockázat számítások során. Jelen eredmények hasznos információt (inputot) szolgáltatnak a rákkeletkezési modellek számára is, melyek ma még realiztikus eloszlások helyett átlagértékekkel számolnak.



11. ábra. Túlélő sejtekre vonatkoztatott sejttranszformáció-valószínűség az expozíciós idő függvényében átlagos terhelésű lakásnak megfelelő radon aktivitás és nyugodt légzés mellett

KÖVETKEZTETÉSEK

Jelen munka célja a csillószőrös tisztulás hatásának tanulmányozása volt a centrális légutakban kiülepedett radonleányelemek sejtszintű terheléseloszlására és két sejtszintű biológiai végpont eloszlására (sejthalál, sejttranszformáció). Ennek érdekében egy a kiülepedés és tisztulás folyamatait numerikusan modellező, minőségileg új részecskekövető modellt fejlesztettem ki, valamint meglévő korábbi biológiai modelljeinket is alkalmaztam. A számítások rámutattak arra, hogy mind a radioaeroszolok bronchiális légúti kiülepedése, mind pedig a nyákréteg sebességtere inhomogén. A légúti elágazások karina régiójában található lassú tisztulási zóna egybeesik a belégzési depozíciós forró területtel. Mindemellett, a nyáktisztulás a primer kiülepedésből származó inhomogenitás mértékét egy megközelítőleg 5-ös faktossal csökkenti. A mély régióból feltisztult részecskék átlagosan 20 perc töltenek a modellezett elágazásban és nem torlódnak fel az elágazás csúcsában, mert többnyire elkerülik azt. A 20 perc idő a kiülepedett radonszármazékok esetében elegendő ahhoz, hogy nagy valószínűséggel ne azon sejt környezetben bomoljanak el, ahová kiülepedtek. A bomlások okozta sejthalál és a sejttranszformáció erősen érzékenyek a csillószőrös tisztulás figyelembevételére. A tisztulás rendszerint csökkenti a legterheltebb területeken e biológiai folyamatok valószínűségét. Azon túlmenően, hogy rámutatnak a kiülepedett radioaeroszolok dinamikájának néhány fontos, eddig nem tanulmányozott aspektusára, jelen eredmények az eddigiéknél pontosabb adatokkal is szolgálnak a rákkeletkezési kockázati modellek számára, hozzájárulva a pontosabb dózis-hatás összefüggések jövőbeni feltárásához.

IRODALOM

- [1] 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.
- [2] Sturm R, Hofmann W. Stochastic modelling predictions for the clearance of insoluble particles from the tracheobronchial tree of the human lung. Bulletin of Mathematical Biology 69: 395-415, 2007.

- [3] Veeze P. Rationale and methods of early detection in lung cancer. Assen, The Netherlands: Van Gorcum, 1968.
- [4] Garland LH, Beier RL, Coulson W, Heald JH, Stein RL. The apparent sites of origin of carcinomas of the lung. *Radiology* 78: 1–11, 1962.
- [5] BEIR VI Report. Health effects of exposure to radon. National Academy Press, Washington, DC, 1999.
- [6] Koblinger L, Hofmann W. Monte Carlo modelling of aerosol deposition in human lungs. Part I: simulation of particle transport in stochastic lung structure. *Journal of Aerosol Science* 21: 661-674, 1990.
- [7] Hopke PK, Jensen B, Li CS, Montassier N, Wasiolek P. Assessment of the exposure to and dose from radon decay products in normally occupied homes. *Environmental Science and Technology* 29: 1359-1364, 1995.
- [8] Farkas Á, Balásházy I. Quantification of particle deposition in asymmetrical tracheobronchial model geometry. *Computers in Biology and Medicine* 38: 508-518, 2008.
- [9] Miller RC, Randers-Pehrson G, Geard CR, Hall EJ, Brenner DJ. The oncogenic transforming potential of the passage of single particles through mammalian cell nuclei. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA* 96:19–22, 1999.
- [10] Poncy J-L, Kugel C, Tourdes F, Bailly I. *In vitro* radiation-induced effects on rat tracheal epithelial cells. II. Different preneoplastic cell transformation after α and γ radiations. *Journal of Radiation Research* 43: 35-42, 2002.
- [11] Szöke I, Farkas Á, Balásházy I. Stochastic aspects of primary cellular consequences of radon inhalation. *Radiation Research* 171: 96-106, 2009.
- [12] Mercer RR, Russell ML, Crapo JD. Radon dosimetry based on the depth distribution of nuclei in human and rat lungs. *Health Physics* 61: 117-30, 1991.
- [13] Lai SK, Wang YY, Wirtz D, Hanes J. Micro- and macrorheology of mucus. *Advanced Drug Delivery Reviews* 61: 86-100, 2009.
- [14] Button B, Cai L-H, Ehre C, Kesimer M, Hill DB, Sheehan JK, Boucher RC, Rubinstein M. A periciliary brush promotes the lung health by separating the mucus layer from airway epithelia. *Science* 337: 937-941, 2012.
- [15] Madas BG, Balásházy I. Mutation induction by inhaled radon progeny modeled at the tissue level. *Radiation and Environmental Biophysics* 50: 553-570, 2011.
- [16] Madas BG, Balásházy I. A hörgők hámszövetében α -részecskék hatására keletkezett mutációk kialakulásának numerikus modellje. *Sugárvédelem*, V. évf. 1. szám (1. cikk): 1-11, 2012.
- [17] 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.
- [18] Balásházy I, Hofmann W, Heistracher T. Local particle deposition patterns may play a key role in the development of lung cancer. *Journal of Applied Physiology* 94: 1719-1725, 2003.
- [19] Farkas Á, Balásházy I, Szócs K. Characterization of regional and local deposition of inhaled aerosol drugs in the respiratory system by computational fluid and particle dynamics methods. *Journal of Aerosol Medicine* 19: 329-343, 2006.
- [20] Farkas Á, Hofmann W, Szöke I, Balásházy I. Effect of site-specific bronchial radon progeny deposition on the spatial and temporal distributions of cellular responses. *Radiation and Environmental Biophysics* 50: 281-297, 2011.
- [21] Fluent User's Guide. Fluent Inc, Lebanon, 2001.
- [22] ICRP Publication 66. Human respiratory tract model for radiological protection. *Annals of the ICRP* 24, Pergamon Press, 1994.

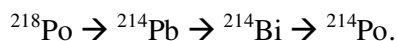
KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A munka az Európai Unió és Magyarország támogatásával 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 keretei között valósult meg. A támogatást a szerző ezúton is köszöni. A szerző a munka különböző fázisaiban hasznos beszélgetéseket folytatott Balásházy Imrével és Madas Balázs Gergellyel, akiknek értékes észrevételeit és hasznos tanácsait köszöni.

MELLÉKLETEK

1. melléklet – A mély légúti régiókból feltisztult és a célelágazásba jutó izotóphányad kiszámítását megalapozó egyenletek

A ^{222}Rn bomlási sorának a jelen munka szempontjából releváns részlete:



Megjegyzendő, hogy a fenti bomláslánc nem a teljes, hanem csak a legvalószínűbb útvonalat mutatja. Jelölje N_1 , N_2 és N_3 rendre a ^{218}Po , ^{214}Pb és ^{214}Bi izotópok számát egy tetszőleges t időpillanatban. Az N_1 , N_2 és N_3 időbeni változását a következő bomlástörvények írják le:

$$\frac{dN_1(t)}{dt} = -\lambda_1 N_1(t) \quad (1)$$

$$\frac{dN_2(t)}{dt} = -\lambda_2 N_2(t) + \lambda_1 N_1(t) \quad (2)$$

$$\frac{dN_3(t)}{dt} = -\lambda_3 N_3(t) + \lambda_2 N_2(t). \quad (3)$$

Az (1)-(3) egyenletekben λ_1 , λ_2 és λ_3 a ^{218}Po , ^{214}Pb és ^{214}Bi izotópok bomlási állandói.

A fenti rendszer megoldása:

$$N_1(t) = N_1^0 e^{-\lambda_1 t} \quad (4)$$

$$N_2(t) = \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} N_1^0 (e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_2 t}) + N_2^0 e^{-\lambda_2 t} \quad (5)$$

$$N_3(t) = \frac{\lambda_1 \lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1} N_1^0 \left(\frac{e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_3 t}}{\lambda_3 - \lambda_1} - \frac{e^{-\lambda_2 t} - e^{-\lambda_3 t}}{\lambda_3 - \lambda_2} \right) + \frac{\lambda_2}{\lambda_3 - \lambda_2} N_2^0 (e^{-\lambda_2 t} - e^{-\lambda_3 t}) + N_3^0 e^{-\lambda_3 t}, \quad (6)$$

ahol az N_1^0 , N_2^0 és N_3^0 rendre a kiüledett ^{218}Po , ^{214}Pb és ^{214}Bi izotópok számát jelöli a $t = 0$ időpillanatban. A ^{218}Po , ^{214}Pb és ^{214}Bi izotópok bomlási állandóinak értékei:

$$\lambda_1 = 3,79 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1},$$

$$\lambda_2 = 4,31 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1} \text{ és}$$

$$\lambda_3 = 5,83 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}.$$

Ha ismert az adott légúti generációban kiüledett izotópok száma és az átlagosan abban a szakaszban töltött idő (tisztulási sebességtől függ), akkor kiszámítható az eggyel kisebb generációszámmal jellemzett légútba lépő izotópok száma és típusa. Generációról-generációra haladva elérkezünk az 5. generációig és megkapjuk a célelágazásba jutó izotópok számát.

2. melléklet – A sejthalál- és a sejtttranszformáció-valószínűség kiszámítását lehetővé tevő modell matematikai összefüggései

A sejtenyészeteken végzett besugárzásos kísérletek azt mutatták, hogy nagy LET értékű sugárzás esetén a sejtpopuláció túlélő sejtjeinek a frakciója exponenciálisan csökken a sejtmagdózissal. Ezt számszerűleg az

$$S(D) = \exp(-\gamma D) \quad (7)$$

egyenlet adja meg, ahol D a sejtmagdózist jelöli. Ennek a törvényszerűségnek a mélyebb oka, hogy egy sztochasztikus folyamatról van szó, amit a Poisson statisztika jellemez. A γ kitevőt a kísérletekből lehet meghatározni. Jelen munkában a Poncy és társai [10] által mért $\gamma = 1,3 \text{ Gy}^{-1}$ értéket használtam.

A (7) egyenletnek megfelelően a sejthalálra az

$$I(D) = 1 - S(D) = 1 - \exp(-\gamma D) \quad (8)$$

összefüggés érvényes.

Ami a sejtttranszformációt illeti, a tapasztalat szerint a túlélő sejt transzformációs valószínűsége arányos a dózissal, vagyis a transzformálódó sejtfrakciót a

$$T(D) = \alpha D (1 - \exp(-\gamma D)) \quad (9)$$

képlet adja meg. Az α tényező értékét Miller és társai [9] kísérletei alapján $5 \times 10^{-4} \text{ Gy}^{-1}$ -nek vettem.

A modellezés során a sejtmagdózist a *Módszerek* című fejezetben leírt módon lehet számolni sejtenként, majd kiszámítani az ennek megfelelő $I(D)$ -t. Véletlenszám generátorral sorsolunk egy számot 0 és 1 között, és ha az kisebb, mint $I(D)$, akkor a sejt elpusztul, ellenkező esetben túléli. Hasonló technika alkalmazható a transzformáció esetében is.

A NAÜ citogenetikai biodozimetria tanfolyama: Alkalmazás a nukleáris veszélyhelyzetre való felkészültségben és reagálásban

Kis Enikő*^{1, 2}

¹ Országos „Frédéric Joliot-Curie” Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet
1221 Budapest, Anna u. 5

² Nemzeti Közszolgálati Egyetem, Katonai Műszaki Doktori Iskola
1101 Budapest, Hungária krt. 9-11.

*kise@osski.hu

Title and Abstract - IAEA Training Course on Cytogenetic Dosimetry: Application in Preparedness For and Response To Radiation emergencies. In case of a radiation accident, the determination of received dose by biodosimetry delivers important supplemental information to serve medical diagnosis. This may be particularly important where physical dosimetry data are not available. The author of this paper briefly describes the conclusions of the international workshop organized by IAEA in 3-5 April 2013 in Belgrade.

Keywords- ionizing radiation, biodosimetry, mass casualty events, methods, case studies

Kivonat – Egy sugárbaleset esetén a biodozimetria a sérültek által kapott dózis utólagos megállapítása által fontos kiegészítő információkkal szolgálhat az orvosi diagnózis felállításában. Ez különösen fontos lehet olyan esetekben, mikor a fizikai dozimetria adatok nem állnak rendelkezésre. A szerző jelen közleményben röviden ismerteti a NAÜ 2013 április 3-5 között Belgrádban megrendezett nemzetközi workshop-ján elhangzott tanulmányokat és a munkamegbeszélés során levont következtetéseket.

Kulcsszavak – ionizáló sugárzás, biodozimetria, tömegszerencsétlenség, módszerek, esettanulmányok

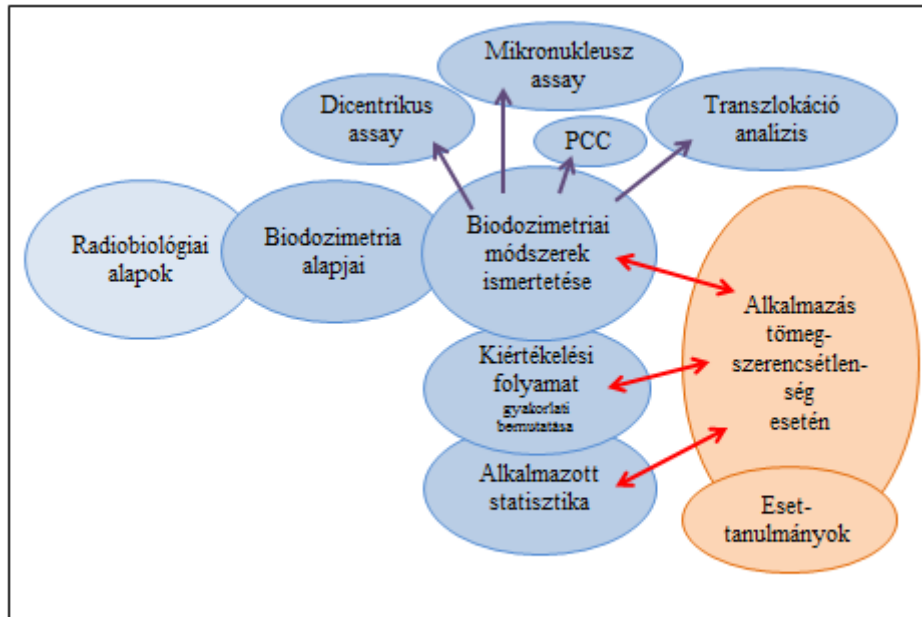
ELŐSZÓ

2013.04.02-05 között a szerzőnek lehetősége volt részt venni a NAÜ (Nemzetközi Atomenergia-ügynökség) által rendezett „Regional Workshop on Applications of Biodosimetry in Case of a Radiation Emergency” tanfolyamon. A tanfolyam helyszíne a belgrádi Tulip Inn Putnik szálló konferenciaterme volt.

A tanfolyamon a NAÜ-t Eduardo Daniel Herrera Reyes úr képviselte. Három, a biodozimetriában neves tudós tartotta az előadásokat: Marina di Giorgio, Joan Francesc Barquinero Estruch, illetve David Charles Lloyd. A tanfolyamon 24-en vettek részt, 16 Közép-Kelet Európai országból.

A tanfolyam célja a biodozimetria alapjainak elsajátításán kívül egy esetleges katasztrófahelyzetben szükséges intézkedések és teendők összességének átadása, elsajátítása és a környező országok képességeinek megismerése volt.

A színvonalas előadások a radiobiológia alapjaitól különböző sugárbalesetek ismertetéséig igen széles rálátást adtak a biodozimetria tudástárának jelenlegi helyzetére.



1. ábra: A tanfolyam szerkezeti felépítése [1].

AZ IONIZÁLÓ SUGÁRZÁS BIOLÓGIAI HATÁSAINAK ALAPJAI

Az előadó röviden összefoglalta az ionizáló sugárzás hatásának lehetséges útjait, a biológiai rendszerben okozott károk kialakulásának mechanizmusát.

Az ionizáló sugárzás minden esetben energiát ad át az élő szervezetnek. Az energiaátadás módja függ a sugárzás típusától (alacsony vagy magas LET érték, foton- vagy részecskesugárzás.) A röntgen és γ sugárzás ritkán, míg az α és neutron sugárzás sűrűn ionizál. Ez utóbbiak nagyobb helybéli kárt okoznak, mint az előbbieket. Az egyenértékű dózis azt adja meg, hogy különböző típusú sugárzások milyen dózisa okoz azonos mértékű hatást.

A magas LET értékű sugárzások egyenesen a DNS-t roncsolják, míg az alacsony LET értékű sugárzások indirekt módon, szabad gyökök képződésén keresztül károsítják a DNS láncot.

A szervezetben nincsenek speciálisan a sugárzásra reagáló rendszerek, a különböző stresszhelyzetekre való reakciók útvonalain történik a jelátvitel és a károk javítása. A sejtek DNS-e az osztódási ciklus folyamán a legérzékenyebb. A javítás a homológ és nemhomológ rekombináció során történik.

Egy sugárbaleset esetén minden információt össze kell gyűjteni. A biodozimetria a biológiai válaszból becsüli meg a sugárzás dózisát. Az ideális módszer sugárzás-specifikus, alacsony háttérű és szórású, dózis-hatásra kalibrálható, hosszantartó hatást mér, könnyű a mintavételezés és gyorsan jutunk eredményhez és aránylag könnyen kiszűrhetőek a hamis pozitívok és negatívok. Ezen követelmények mindenikének megfelelő módszer jelenleg nem létezik.

Előfordulhat, hogy a sugárzás hatásai (hasmenés, hányás, neutrofilok számának hirtelen leesése) később jelennek meg, 2 Gy alatt viszont nem feltétlenül. A testnedvekben lévő biokémiai anyagok változása is információval szolgálhat. A DNS kettős törések 1-3 napon belül kijavítódnak.

Előfordul, hogy a fizikai doziméter nem esik a sugárzás mezejébe vagy nem helyesen mér. Gyakran nem monitorozott emberek kerülnek a sugárzás mezejébe.

A biodozimetria kiegészíti a fizikai méréseket. A tanfolyamon valamennyi napjainkban rutinszerűen használatos módszer megismerésére lehetőség volt. Az előadók részletesen ismertették a módszereket, válaszoltak a feltett kérdésekre.

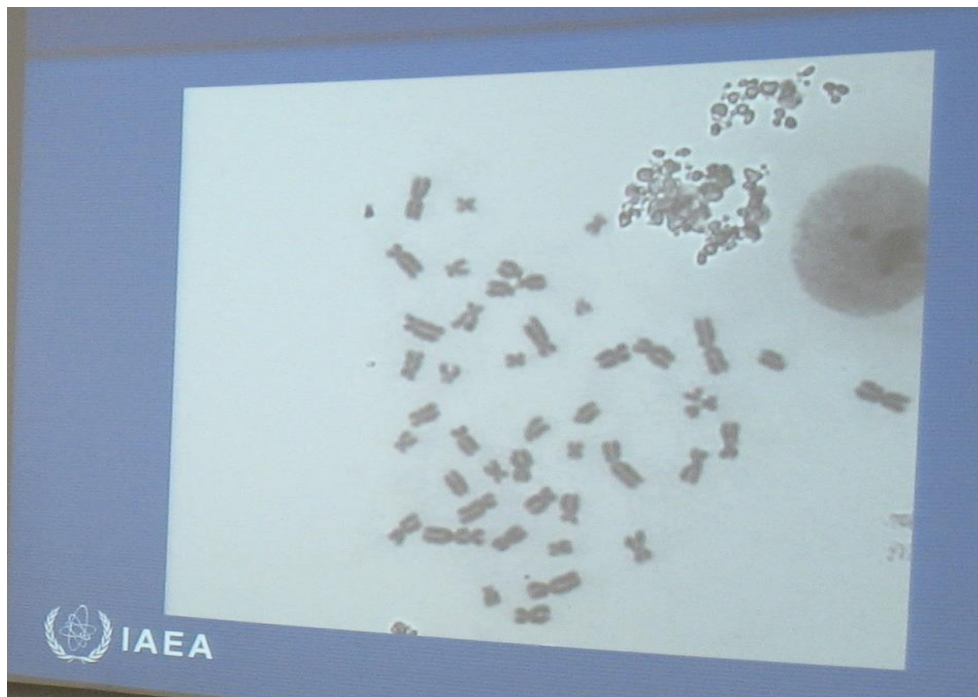
Mintavételezés:

Nagyon fontos, hogy aki a mintát veszi, pár szabályt betartson: véralvadástgátlónak lítium vagy nátrium heparint kell használni, kb. 10 ml mintára lesz szükség. Az EDTA elvonja a kalciumot, a sejt emiatt nem nő. A legjobb mintavételezési időpontnak jelenleg a balesetet követő 24 órát tartják. A szállítás 2-3 napon belül történjen meg, lehetőleg el kell kerülni a szélsőséges hőmérsékleteket. A mintákra láthatóan fel kell írni, hogy nem besugározható és biológiailag veszélyes anyagot tartalmaz.

A DICENTRIKUS ASSAY

Az első, ma is leggyakrabban használt módszer (1960, Oak Ridge, USA), de a legnagyobb gyakorlatot igénylő is. A limfociták által elnyelt dózist méri. Ahhoz, hogy reális eredményt kapjunk a mintavételezéssel meg kell várni, míg a sérült szervezetében keveredik a vér, viszont a balesetet követően a lehető leghamarabb kell elvégezni.

A limfociták a szervezetben nyugvó állapotban vannak, *in vitro* PHA-nal (fitohemagglutinin A) stimulálni kell az osztódásukat. 48 óra tenyésztés után a sejt kultúrát colcemiddel állítjuk le, amely az osztódási orsót gátolja, így a kromoszómák a kicseppentés során szétszóródnak, láthatóvá válnak. A sejteket hipotonizáljuk és metanol-ecetsavas fizálóval fixáljuk és mossuk. Tárgylemezre való kicseppentés után festjük a kromoszómákat Giemsa oldattal. A kiértékelés mikroszkóppal, szigorú kritériumok alapján történik. A teljes folyamat elvégezhető automatizáltan is.



2. ábra: A dicentrikus kromoszóma assay kiértékelése során a teljes metafázisokban jelenlévő két centromérával rendelkező kromoszómákat kell megszámolni (Fotó: NAÜ) [2].

RETROSPEKTIV DOZIMETRIA TRANSZLOKÁCIÓ ELEMZÉSSEL

Annak ellenére, hogy idővel a transzlokációk is kikopnak, kiesnek a sejtekből, időt állóbbak a dicentrikus kromoszómáknál, felezési idejük kb. 3 év. Alkalmas azokban az esetekben, mikor későn derül ki, hogy valaki magasabb dózisú sugárzásnak volt kitéve. A fluoreszcens kétszínű kromoszóma-festés után jól láthatóvá válnak az egyes kromoszómák sérülései. A módszer hátrányai, hogy költségesebb a dicentrikus assay-nál, bonyolultabb a lemezek elkészítése, a kiértékelés és több gyakorlatra van szükség hozzá.

A KORAI KROMOSZÓMA KONDENZÁCIÓ ANALÍZIS

A dicentrikus assay 6 Gy felett nem használható, mivel ez a dózis már igen korán előli a limfocitákat, illetve nem élük túl az ezt követő sejtenyészést, nem tudunk elég értékelhető metafázist nyerni. Ennek pótlására vezették be a korai kromoszóma kondenzáció analízist (felső dózis-határa 20 Gy). A kromoszómákat kémiai indukcióval vagy mitotikus sejtekkel való fúzióval olyan esetekben kényszerítik kondenzációra, mikor a sejtek nem osztódnak, így teszik láthatóvá a kromoszómák károsodásait. A módszer előnye a gyorsasága, illetve, hogy a nagyon magas dózisoknál használható. Értékelése során a centrikus gyűrűk (ring) számából következtetnek a dózisra.

A CITOKINÉZIS BLOKK MIKRONUKLEUSZ ASSAY

Bár nagyon hasonlít a gyakorlati kivitelezése, népszerűbb a kromoszóma assay-nél, mert könnyebben értékelhető. A kultúra leállítását citokalazin B-vel történik, amely nem hagyja szétválni a citoplazmát a sejtosztódás során, így két sejtmag alakul ki a sejtben, illetve látszanak a sejtmagból kilökődött DNS darabok apró, sejtmaghoz hasonló struktúrák formájában. Ezek kromoszóma darabok, amelyekeken ritkán van centroméra. Annak ellenére, hogy kevesebb tapasztalat kell hozzá, alacsony dózisoknál megbízhatatlan eredményt ad és nagy a hátere. Gyorsasága miatt viszont egy tömegbalesetet követően ezt a módszert javasolják az áldozatok gyors szűrésére.

ALKALMAZOTT STATISZTIKA

A limfocitákban lévő dicentrikusok diszkrét valószínűségű eloszlásúak (Poisson eloszlás). A szórást Papworth U tesztjével kell kiszámolni, ha $U > 1$, akkor túl nagy a szórás. Standard hibát Chi teszttel számolunk. A konfidencia-intervallum 95%-os.

A dózis-hatás görbe elkészítéséhez alacsony LET értékű sugárzás esetén tíznél több dózist kell választani 0-5 Gy között, ebből 0-1 Gy közét 4-5 dózis essen, a többi pedig 1-4 Gy közé. Magas LET értékű sugárzás esetén a maximum dózis 2 Gy. Fontos, hogy a dózis megbízhatóan legyen leadva, fizikus ellenőrzése mellett. A metafázisok elkülönítésére használjunk FPG (fluoreszcens és Giemsa) festést, biztosan csak az első metafázisokat számoljuk.

Napjainkban már léteznek olyan informatikai programok, amelyek a meglévő dózis-hatás görbe α (lineáris) és β (quadratikus) koefficiensének ismeretében az új adatokat illesztik a görbére, kiszámolják a szignifikanciát és a szórást (CABAS, DoseEstimate). Ha nem sikerül szignifikáns α koefficiens elérni, a dózis-hatás görbe használhatatlan.

BIODOZIMETRIA TÖMEGBALESETEK ESETÉN

Állandó biodozimetria laboratórium fenntartása költséges és sok esetben kevésbé indokolt. Számos kisebb, atomreaktorral nem rendelkező ország szerződésben áll nagyobb külföldi laborokkal. Balesetek esetén őket kérik fel.

Tömegbaleset alatt olyan nagyszámú áldozattal és kárral járó balesetet értünk, amely meghaladja a helyi hatóságok kezelési képességét. Ilyenkor a tényleges áldozatokon kívül nagy azoknak a száma is, akik pánikba esnek, aggódnak, és vannak, akiknek nincs ténylegesen szükségük ellátásra. A korai klinikai tünetek is lehetnek fals pozitívak/negatívak.

Szerte a világon folyamatban van olyan együttműködési hálózatok létrehozása, amelyekben a résztvevők vállalják ilyen esetben a kölcsönös segítségnyújtást. Fontos a hálózatban résztvevő laboratóriumok és módszerek összehangolása, a résztvevők képzése. Nem szükséges a laborok akkreditálása, hiszen a legtöbb labor szabvány-módszereket használ (ISO21243, ISO 19238, NAÜ standard módszere). A NAÜ keretein belül is vannak ilyen együttműködések. Egy világszintű hálózat a RANET, újabb a RENEb, amely jelenleg a dozimetriai módszerek összehasonlítását végzi.

Tömegszerencsétlenség esetén első körben a dózist nem szükséges pontosan meghatározni, hanem dózis-intervallumokat kell megadni (0-1, 1-2, 2-4, 4-6 Gy között), a mikronukleusz assay segítségével. Az acridin-orange festés megkönnyíti az értékelést. Ez a módszer alkalmas biomonitorozásra. Szintén gyorsabb eredményt érünk el, ha mindössze 50 metafázist értékelünk dicentrikus assay esetén. Ez utóbbinak a hátránya, hogy parciális test-dózis meghatározáshoz nem elég. Tapasztalt értékelő ilyenkor használja az ún. „Quickscan” módszert: 50 első ránézésre épek látszó metafázist értékel. Szintén hatékony módszer lehet ilyenkor a γ H2AX fehérje kimutatása, ám erről a módszerről nem esett szó a workshop keretei között, így bővebben egy másik közleményben foglalkozunk vele.

Az első, gyors szűrést követően a valós sérüléseket szenvedő egyének mintáit további, sokkal precízebb értékelésnek kell alávetni.

ESETTANULMÁNYOK

A tanfolyam gyakorlati része különböző megtörtént balesetek elemzését is tartalmazta. Az előadók a Chile, Tokaimura, Latin Amerika, Georgia területén történt balesetek biodozimetriai elemzéseit és az azokból származó tanulságokat is megosztották a résztvevőkkel. Talán a legfontosabb tanulság volt, hogy a részleges (parciális) test-dózis és a nem homogén eloszlású egész-test dózis megtévesztő eredményekhez vezethet. Ez esetekben a megfelelően kiválasztott statisztikai módszerek segíthetnek.

GYAKORLATI KÉRDÉSEK

A különböző módszerek megbeszélése során a tanfolyamon résztvevők számos gyakorlati ismeretre tehetettek szert. Néhányat a teljesség igénye nélkül sorol fel a szerző:

- Egy jól működő, nagyobb kapacitású labor körülbelül 5-6 munkaerővel dolgozik: laborvezető, két biológus és két asszisztens.
- Minden labornak saját dózis-hatás görbét kell létrehoznia valamennyi olyan sugárzástípusra, amely az adott országban használatos. Adatbázisokat kell létrehozni a nem besugarazott populációkból (átlagnépesség, orvosok, sugárveszélyes munkahelyen dolgozók) – legalább 5 személyből álló csoportok bevonásával.
- Ma már a teljes dicentrikus assay automatizálva is elvégezhető, de még mindig a manuálisan értékelő rendszerek a legnépszerűbbek.

A dicentrikus kromoszoma-assay sok gyakorlati tapasztalatot igénylő módszer. A szerzőnek lehetősége volt megvitatni a gyakorlati kérdéseit más laborokból származó szakemberekkel.

IRODALOM:

- [1] Technical Reports Series No.405. Cytogenetic Analysis for Radiation Dose Assessment. A manual, IAEA, 2001
- [2] IAEA: Cytogenetic dosimetry: Applications in preparedness for and response to radiation emergencies, IAEA, Viena, 2011.