

## A NEMZETI PÁCIENSDÓZIS-FELMÉRŐ PROGRAM JELENLEGI HELYZETE

Elek Richárd\*<sup>1,2</sup>, Mihályi Dávid<sup>1</sup>, Tóth Nikolett<sup>1</sup>, Váradi Csaba<sup>1</sup>,  
Dankó Zsolt<sup>3</sup>, Balázs Ervin<sup>3</sup>, Sáfrány Géza<sup>1</sup>, Bágyi Péter<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Nemzeti Népegészségügyi Központ, Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Főosztály,  
1221 Budapest, Anna u. 5.

<sup>2</sup>Semmelweis Egyetem, Elméleti és Transzlációs Orvostudományok Doktori Iskola,  
1094 Budapest, Tűzoltó u. 37-47.

<sup>3</sup>Debreceni Egyetem, Klinikai Központ, 4032 Debrecen, Egyetem tér 1.  
\*elek.richard@osski.hu

A kézirat beérkezett: 2022.01.10.

Közlésre elfogadva: 2022.03.24.

*The 2013/59 Euratom directive has brought numerous tasks upon the national codifiers and professionals. Among other requirements, it also states that members of the European Union (EU), have to determine diagnostic reference levels (DRLs). The 21/2018 decree of the Minister of Human Capacities harmonises the requirements for medical exposures and introduced the survey and use of DRLs.*

*In order to determine the DRLs, a team of professionals initiated the National Patient Dose Survey Programme (NPP). Beside determining the levels, the NPP has an aim to study the extent of exposures and facilitate their optimisation. A further aim is to provide an overview of domestic X-ray imaging.*

*Keywords – X-ray diagnostics, diagnostic reference level, DRL, national patient dose survey*

*Az 59/2013 Euratom irányelv számos feladat elé állította a hazai jogalkotókat és a szakembereket. Egyéb követelmények mellett előírja, hogy az Európai Unió (EU) tagállamainak diagnosztikai irányadó szinteket (DRL) kell meghatározniuk. A 21/2018. EMMI rendelet honosítja az orvosi sugárterhelésekre vonatkozó követelményeket és vezeti be a DRL-ek felmérését és alkalmazását.*

*A DRL-ek meghatározása érdekében egy szakemberekből álló munkacsoport elindította a Nemzeti Páciensdózis-felmérő Programot (NPP). A szintek meghatározásán túl az NPP célja tanulmányozni a sugárterhelések mértékét és elősegíteni az optimalásukat. Egy további cél a hazai röntgenképalkotó gyakorlat áttekintése.*

*Kulcsszavak – röntgendiagnosztika, diagnosztikai irányadó szint, nemzeti páciensdózis felmérés*

### BEVEZETÉS

Az Európai Unió (EU) Tanácsának 59/2013 Euratom irányelve [1] 2014-ben erősítette meg a diagnosztikai irányadó szintek (diagnostic reference level - DRL) felmérésének szükségességét (56. cikkely), illetve írta elő a népességi sugárterhelések mértékének becslését (64. cikkely).

Az e követelményeket honosító 21/2018. EMMI rendelet (OSr.) [2] előírja (8. §) a DRL felmérésének módját, illetve rendelkezik az orvosi eredetű, népességi sugárterhelések becsléséről (19. §). Az irányelv megjelenésével párhuzamosan, a harmonizációra adott négy évnyi türelmi időszak során, a sikeres végrehajtás érdekében tett szakmai javaslatok dacára nem történt meg a szakintézet (Országos „Frédéric-Joliot Curie” Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet és jogutódai) részére a feladatok által igényelt személyi és

tárgyi feltételek megteremtése. Éppen ezért, egyebek mellett a diagnosztikai irányadó szintek felmérésének és publikálásának hiánya is tárgya volt az Európai Tanács (ET) vizsgálatának, mely során a mulasztások miatt kötelezettségszegési eljárást indított Magyarország ellen a rendeletekben honosított vállalások teljesítésének elmulasztása miatt (2018/2047. sz. jogsértés).

Az országos felmérés, azaz a Nemzeti páciensdózis-felmérő program (NPP) elindításának végül ez adott lökést.

Az NPP célja kettős, ugyanis egyfelől a DRL-ek lefektetését, másfelől az OSr. előírásai szerint végzett népességi sugárterhelés becsléséhez megalapozó adatok gyűjtését tűzte ki ennek keretében a radiológusokból, radiográfusokból és az NNK szakembereiből álló munkacsoport. E közleménynek nem tárgya az orvosi eredetű, népességi sugárterhelés becslése, csak a DRL-ek felmérésének egyes kérdéseit taglalja. DRL alatt az OSr-ben lefektetett definíciót értjük, amely értelmét tekintve megfelel az Euratom irányelvben közölttel (4. c./20.):

*„[...] az intervenciós radiológiai eljárásokra, a radiológiai diagnosztikai és a nyitott izotópokkal történő diagnosztikai vizsgálatok leggyakoribb eljárásaira és az eljárások során alkalmazott berendezésekre, felszerelésekre vonatkozó, azok átfogó felméréséből meghatározott dózisszintek vagy a radiofarmakonok esetében olyan aktivitásszintek, amelyek a betegek sugárterhelésének optimalizálását szolgálják [...]”*

## ESZKÖZÖK ÉS MÓDSZEREK

A DRL meghatározását tehát az előbb ismertetett szakmai és tudományos, illetve jogi szempontok, valamint az ET által elindított kötelezettségszegési eljárás miatt két fázisra bontottuk. Egyfelől az NPP szűkebb körben (I./a fázis), a Debreceni Egyetem (DE) által folytatott dózisadatgyűjtési program egyévnnyi adatainak elemzésével szolgáltató 2021. szeptember végéig eredményeket a kötelezettségszegési eljárás e kifogásának elhárítása érdekében. Az NPP ezzel párhuzamosan futó fázisa (I./b fázis) az országban önkéntesen vállalkozó intézmények bevonásával, az erre rendszeresített elektronikus formanyomtatványon adott válaszok szerint történik, melyek elérhetőek az NNK honlapján [3]. A formanyomtatványokhoz részletes kitöltési útmutató, illetve telefonos, valamint elektronikus levélben elérhető támogatás társul (drl@nnk.gov.hu) [3]. A felmérés I./b fázisa e cikk megjelenésekor is zajlik, az adatgyűjtésre adott határidőt a korábbi 2021. november 30-i időpont helyett 2022. január 31-re halasztottuk.

Az NPP I./a fázisában a munkacsoport által szervezett rendszeres üléseken a megjelenők megvitatták a felméréshez összegyűjtött adatok kiértékelésének módját, illetve meghatározták az előzetesként elfogadható DRL-eket. A felmérés végrehajtásához a munkacsoport vezérelveket írt le a projekt tervezésekor, amelyek összhangban vannak az EU-ban publikált, hasonló felmérések [4,5] szellemiségével és módszereivel. Ezek közül a legfontosabbak, amelyeket a közlemény e szakasza nem részletez a továbbiakban:

- a) A DRL felmérésének célja, hogy optimálási dózisértékek álljanak rendelkezésre útmutatásul, tehát az se nem határérték, se nem korlát;
- b) A program végén a munkacsoport javaslatokat fogalmaz meg arra, hogyan lehetséges a DRL-ek alkalmazását a gyakorlatban megvalósítani, azaz optimalni azokkal a páciensek sugárterhelését;
- c) A DRL felmérését rendszeresen el kell végezni. A későbbiekben mód van rá, hogy korcsoport, nem, vagy éppen súlycsoport szerinti tartományokat állapítsunk meg, amely e felmérésnek nem tárgya;
- d) A DRL felméréséhez megfelelő elemszámú, széleskörű felmérésből származó adatok szükségesek, így az I./a fázis eredményei átmenetiek.

- e) A felméréshez nem szükséges kutatásetikai engedély, mert csak olyan expozíciók adatait gyűjtjük, amelyekre jogszabályi felhatalmazás van, az adatgyűjtés miatt nem szükséges további expozíciókat végezni és az adatgyűjtés anonim;
- f) A DRL számszerű értéke semmiképpen sem arra szolgál, hogy következtetést vonjunk le egy adott ország vagy klinika képző gyakorlatának minőségéről. Egy analógiával élve egy adott országban előforduló nukleáris események száma és a Nemzetközi Nukleáris Eseményskála (INES) szerinti minősítésük sem egyértelmű jellemzője a sugárbiztonságnak. Egy adott vizsgálatípus DRL-ének számszerű értékét is sok tényező befolyásolja, úgymint a géppark állapota, az azokkal rendszeresen alkalmazott technikai paraméterek, a helyben elérhető képző modalitások, a személyzet gyakorlata, a népesség átlagos testtömegének változása, a vizsgálati indikációk és így tovább.

Mivel e feladat végrehajtásának határideje szűkös volt, így 2021. augusztus végére kész, szöveges leírással kiegészített, közzétehető eredményeket kellett előkészíteni az I./a fázisban. Az I./a fázis során végzett DRL meghatározás eredményeit az Egészségügyi Szakmai Kollégium Radiológiai Tagozata (ESZK-RT) véleményezte, illetve e közlemény tárgyalja.

Az NPP I./a és I./b fázisai során egy multidiszciplináris munkacsoport, mely radiológusokból, radiográfusokból és orvosi fizikusokból tevődik össze, dolgozta ki a felmérés részleteit, melyeket az alábbiakban ismertetünk, a következő összehasonlító táblázatban.

1. táblázat: Az I./a és I./b fázisok összehasonlítása

Szempont	I./a fázis, a DE adataiból	I./b fázis az önkéntesek adataiból, országosan
Eljárások, amelyekhez DRL-t állapít meg a team	Amelyhez előre meghatározott, elégséges számú adat áll rendelkezésre	Lásd az e táblázatot követő szövegben!
Modalitások	1 mammográf (MAM); 1 felvételi röntgenberendezés (RAD); 2 CT berendezés (CT); átvilágító (FLU) nem szerepel.	Felhívást kapott 438 db szolgáltató, akiknél az alábbiak üzemelnek: MAM: 115; RAD: 379; CT: 115; FLU: 504.
Elemzett esetszám (darab felvétel)	MAM: 33.044; RAD: 8.764; CT: 28.270.	Berendezésenként 10 fő, az emlőszűrés esetén 40 fő vizsgálati adatai.
		A részvétel arányában változhat, legfeljebb: MAM: 10.350; RAD: 145.080; CT: 36.800; FLU: 45.360.
Bevont személyek jellemzői	Felnőtt, minden nem és korcsoport	Felnőtt, átlagos testalkatú páciensek*

\* Nők esetén 154...174 cm testmagasságú, 59...79 kg testtömegű páciensek, férfiak esetén 166...186 cm testmagasságú, 73...93 kg testtömegű páciensek. Mammográfia esetén 40...60 mm komprimált emlővastagságú, implantátummal nem rendelkező nők.

A felmérésbe csak olyan röntgendiagnosztikai eljárások kerültek bevonásra, amelyek sztenderd végrehajtásának módjáról az ESZK-RT elkészítette a szakmai útmutatóját és az NNK honlapján elérhető [3]. Az I./b fázisba ezen felül csak olyan röntgendiagnosztikai eljárásokat válogattunk be, amelyekből a 2018. év során legalább 10.000 esetet számoltak el az Orvosi Eljárások Nemzetközi Osztályozása (OENO) szerinti kódjuk alapján a Nemzeti Egészségbiztosítási Alapkezelő (jogelődje) felé, vagy az eljárás során várható sugárterhelés mértéke 10 mSv effektív dózis nagyságrendjébe esik.

Az 1. táblázatban közölt adatok számosságára tekintettel egy erre specializált adatbányász programmal értékeltük azokat (Orange), illetve hagyományosnak tekinthető értékelő szoftvereket is felhasználtunk (MS Access, Excel). A felmérés I. fázisában folytatott elemzések eredményeként az alábbi fizikai dózismennyiségeket (ld. 2. táblázat) társítjuk az egyes eljárásokhoz.

2. táblázat: A DRL felméréshez alkalmazott dózismennyiségek

Modalitás/képkalkoló elv	Dózismennyiség	Mértékegység
Mammográfia (MAM)	átlagos mirigydózis (AGD) és belépőoldali bőrdózis (ESD)	mGy
Számítógépes rétegfelvétel- készítő röntgenberendezések (CT)	térfogati CT dózisindex (CTDI <sub>vol</sub> ) és dózis-hossz szorzat (DLP)	mGy és mGy.cm
Planáris röntgenképkalkotók felvételi üzemmódban (RAD)	belépőoldali bőrdózis (ESD) vagy dózis-terület szorzat (DAP)	mGy vagy mGy.cm <sup>2</sup>
Átvilágító és intervenció röntgenberendezések (FLU)	kumulált dózis-terület szorzat (cDAP) vagy csúcs-bőrdózis (pSD)	mGy.cm <sup>2</sup> vagy mGy

Fontos kiemelni, hogy a diagnosztikai irányadó szintek esetén olyan dózismennyiségeket választottunk, amelyek a röntgenberendezések által kibocsátott sugárzást jellemzik, nem az általa okozott kockázatokat, azaz az effektív dózist. E dózismennyiségek legtöbbször megtalálhatóak a digitális röntgenberendezések esetén a képi információk metaadatai között is, így közvetlenül is összehasonlíthatóak a berendezések által közölt dozimetriai adatok a DRL-ekkel. Az effektív dózisnak az egyén kockázatai szempontjából lehet szerepe, illetve a népességi sugárterhelés becslésekor abban az esetben, ha a kollektív dózis becslését végezzük. A kollektív dózis ekkor felhasználható például arra, hogyan érdemes az erőforrásokat elosztani egyes munkahelyek hatósági ellenőrzésénél. Egy másik felhasználási módja e dózismennyiségnek a vizsgálati eljárásokból származó kockázatok közös nevezőre hozása és összehasonlítása, valamint megismerhető ennek segítségével az, hogy milyen várható kockázatokkal járnak egyes eljárások, így a végrehajtásuk előtt mérlegelhető az általuk okozott kockázat.

Az I./a fázis adatainak elemzésekor az adott képkalkoló eljárás hisztogramja lognormális eloszlást kell mutasson [6], ezért az ezekhez társuló átlagot, szórást, illetve az eloszlásra jellemző „jóságot” is meghatároztuk. Az eloszlás jóságának jellemzésére elégtelen az, hogy a medián az adott eloszlás számtani átlagánál alacsonyabb, az esetünkben ezért az ellenőrzésre a szénhidrogén-feltárások szakterületén bevált Swanson 30-40-30 szabályt alkalmaztuk [7]. Ezzel az eloszlás átlagától a 90. és 10. percentilis (0,3-0,3 súly), valamint a medián (0,4 súly) alapján kiszámított várható értéket becsüljük és a ténylegestől való eltérést ellenőrizzük, megengedve, hogy az 5%-nyit eltérjen. Ellenkező esetben megvizsgáltuk az eloszlás hisztogramját, illetve további adatszemplételési módszereket is alkalmaztunk (hegedűgörbe, pont- és oszlopdiagram) és ellenőriztük, hogy klaszterezhetőek-e az adatok az eljárás OENO kódján felül más szempont szerint is. Megvizsgáltuk azt is, hogy akad-e rendellenesen magas vagy alacsony érték az eloszlásban. Ilyen jellemzően a később bemutatott (3. ábra) ábrán

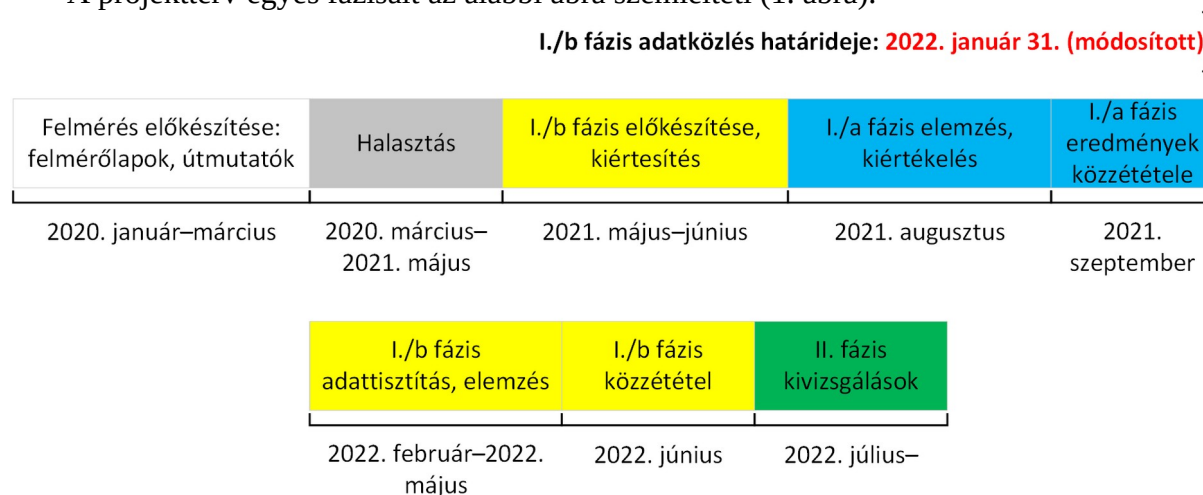
jelenik meg. Az I./a fázis során csak a 100 darabnál nagyobb mértékű esetszámokkal foglalkoztunk és tekintettük statisztikailag megfelelő számosságúnak.

DRL-ként az egyes eljárásokhoz társított, a 2. táblázatban közölt dózismennyiségek eloszlásainak 75. percentiliséit, vagy ahhoz közelebb eső, felfelé kerekített értékeket adtunk meg úgy, hogy a kerekítés legfeljebb 10%-nyi a 75. percentilis értékéhez képest.

Az újabb ajánlások szerint [8] az ún. elérhető dózisként (achievable dose) meghatározható egy adott felmérésből származó eredmény mediánja. Az elérhető dózis azt a célt szolgálja, hogy a diagnosztikai irányadó szint alatt teljesítő intézmények optimálhassák a képalkotó gyakorlatukat a DRL elérése után, természetesen annak fenntartásával, hogy a képminőség diagnosztikai értéke változatlan, vagy legfeljebb jelentéktelen mértékben romlik emellett.

Az NPP II. fázisa során az országos felmérésben résztvevők visszajelzései alapján az NNK szakemberei támogatást nyújtanak a kiugró dózisszinteket közlő munkahelyek gyakorlatának javítására.

A projektterv egyes fázisait az alábbi ábra szemlélteti (1. ábra).



1. ábra: DRL felmérés projekt ütemezése, a színek a fázisokat azonosítják

## EREDMÉNYEK

Az I./a fázis lezárultával a már ismertetett elemzési módszer miatt nagyszámú ábra és táblázat állt rendelkezésünkre, melyek közül e közleményben csak néhányat mutatunk be, modalitásonként csoportosítva azokat. Ezek közül kiemelünk egyeseket, amelyeknél úgy véltük, érdemes felhívni az olvasó figyelmét az eredmények alapjául szolgáló adatokra, az eloszlásaikra.

### Röntgendiagnosztika – felvételezés

3. táblázat: Felvételi röntgenberendezéssel végzett vizsgálatok DRL-jei.

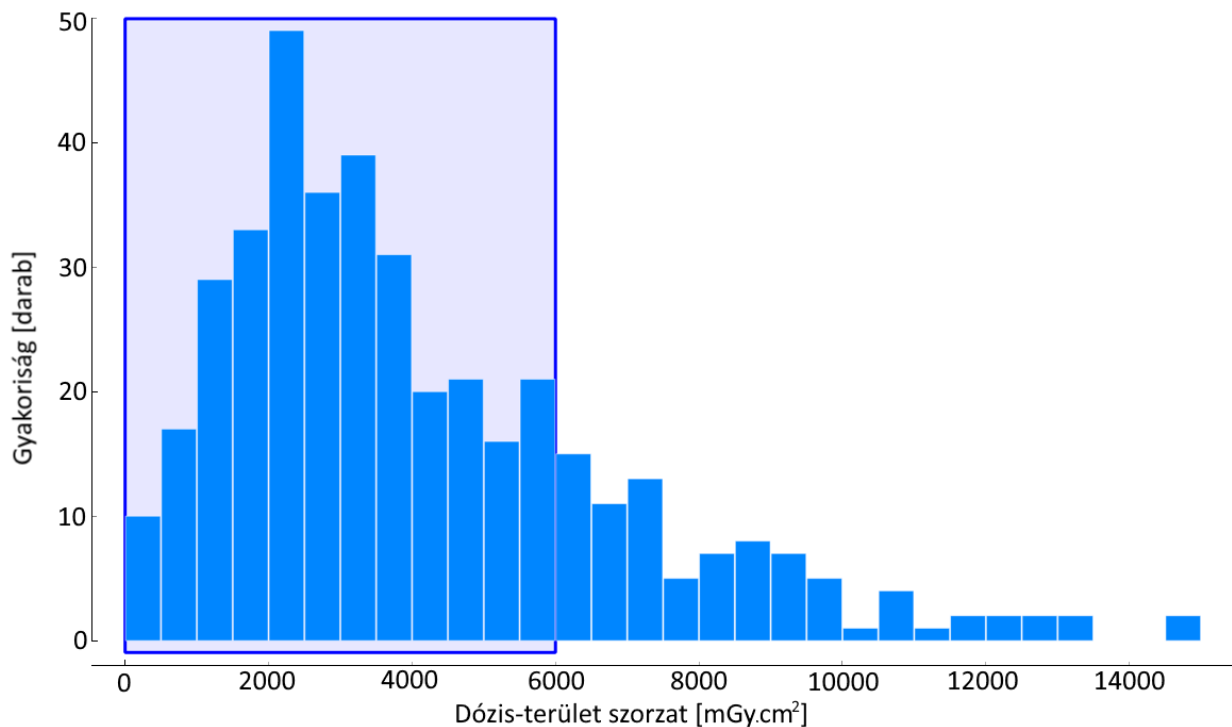
OENO kód	Eljárás megnevezése	Számításba vett esetszám (db)	Javasolt szint (DAP, mGy.cm <sup>2</sup> )	EU adat (DAP, mGy.cm <sup>2</sup> )
31310	Mellkasfelvétel, AP/PA	3.968	600	160*
31820	Térd, kétirányú felvétel	576	300	-
31840	Boka, kétirányú felvétel	418	100	-

OENO kód	Eljárás megnevezése	Számításba vett esetszám (db)	Javasolt szint (DAP, mGy.cm <sup>2</sup> )	EU adat (DAP, mGy.cm <sup>2</sup> )
31650	Medence, AP felvétel	409	6.000	3000*
31440	Has natív felvétel	292	4.000	3000*
31740	Csukló, kétirányú felvétel	275	75	-
31102	Koponyafelvétel, kétirányú	228	1000	650 (AP/PA) +600 (LAT)*
31860	Láb, kétirányú felvétel	225	115	-
31604	Váll, AP felvétel	205	1200	-
31542	Lumbalis gerinc, kétirányú felvétel	202	5.000	2300 (AP) +4200 (LAT)*
31720	Könyök, kétirányú felvétel	191	110	-
31760	Kéz, kétirányú felvétel	184	100	-
31512	Nyaki gerinc, kétirányú	158	750	-
31653	Csípőízület, Lauenstein felvétel	156	2.500	3000**
31810	Femur, kétirányú felvétel	155	1000	-
31731	Alkar, kétirányú felvétel	142	150	-
31762	Kézujjak kétirányú felvétele	139	15	-
31420	Vese és hólyag natív felvétel	133	7.000	-
31541	Lumbalis gerinc, oldalirányú felvétel	124	4.000	4200*

\* [5], 2.4 táblázat

\*\* [5], 1e. táblázat, francia adat

A nemzetközi adatokkal való összehasonlításban a röntgenfelvételezések esetén a „medence antero-posterior” (OENO kód: 31650) felvételtípusnál fordul elő a legnagyobb eltérés a dózis-terület szorzat értékeiben. Ez kisebb vitát is generált a munkacsoport és az ESZK-RT között. Annak javasolt DRL-e kétszerese ugyanis az EU hivatkozott kiadványában szereplő átlagos értéknek. E vizsgálatípus esetén az eloszlásfüggvény és az eszközök és módszerek szakaszban ismertetett Swanson-féle szabály alapján is megfelelőnek mutatkozott a minták eloszlása. A felvételezéshez alkalmazott csőfeszültségek és a vizsgálatok során alkalmazott töltésmennyiség (mAs) használata egyaránt következetes volt. E felvételtípusnál fekvő és álló elrendezésben egyaránt felvételezik a medencét, azonban ennek alapján sem osztályozhatóak tovább az adatok, nem különíthető el egyértelműen kettő vagy több felvételtípus.



2. ábra: A medence AP vizsgálat DAP értékeinek lognormális eloszlásfüggvénye, kék kerettel kiemelve az összes adat első háromnegyede

#### CT vizsgálatok

Az alábbi táblázatban (4. táblázat) található referencia adatok a hivatkozott kiadvány [5] 2.10. táblázatában találhatóak.

#### 4. táblázat: CT berendezéssel végzett vizsgálatok DRL-jei.

OENO kód	Eljárás megnevezése	Számításba vett esetszám (db)	Javasolt DRL ( $\Sigma$ DLP, mGy.cm)	Referencia érték [5]
34410	Agykoponya natív CT vizsgálata	1530	1000	1000
34412	Agykoponya CT vizsgálat natív plusz iv. kontrasztanyag adását követőleg	4.439	2.000	-
34422	Arckoponya CT vizsgálata natív	261	1000	-
34424	Gerinc CT vizsgálata (min. 2 csigolya segmentum) natív	3.559	600	500
34432	Nyaki lágyrész CT vizsgálata natív plusz iv. kontrasztanyag adását követőleg	1611	1300	500×2
34440	Mellkas CT vizsgálata natív	153	300	400
34441	Mellkas CT vizsgálata iv. kontrasztanyag adását követőleg	1506	650	-
34442	Mellkas CT vizsgálata natív plusz iv. kontrasztanyag adását követőleg	6.303	950	-
34454	Teljes has és medence CT vizsgálata natív és iv. kontrasztanyag adását követőleg	7.819	3.000	[800 (abd)+550 (pelv)]×2
34460	Medence CT vizsgálata natív	130	550	550

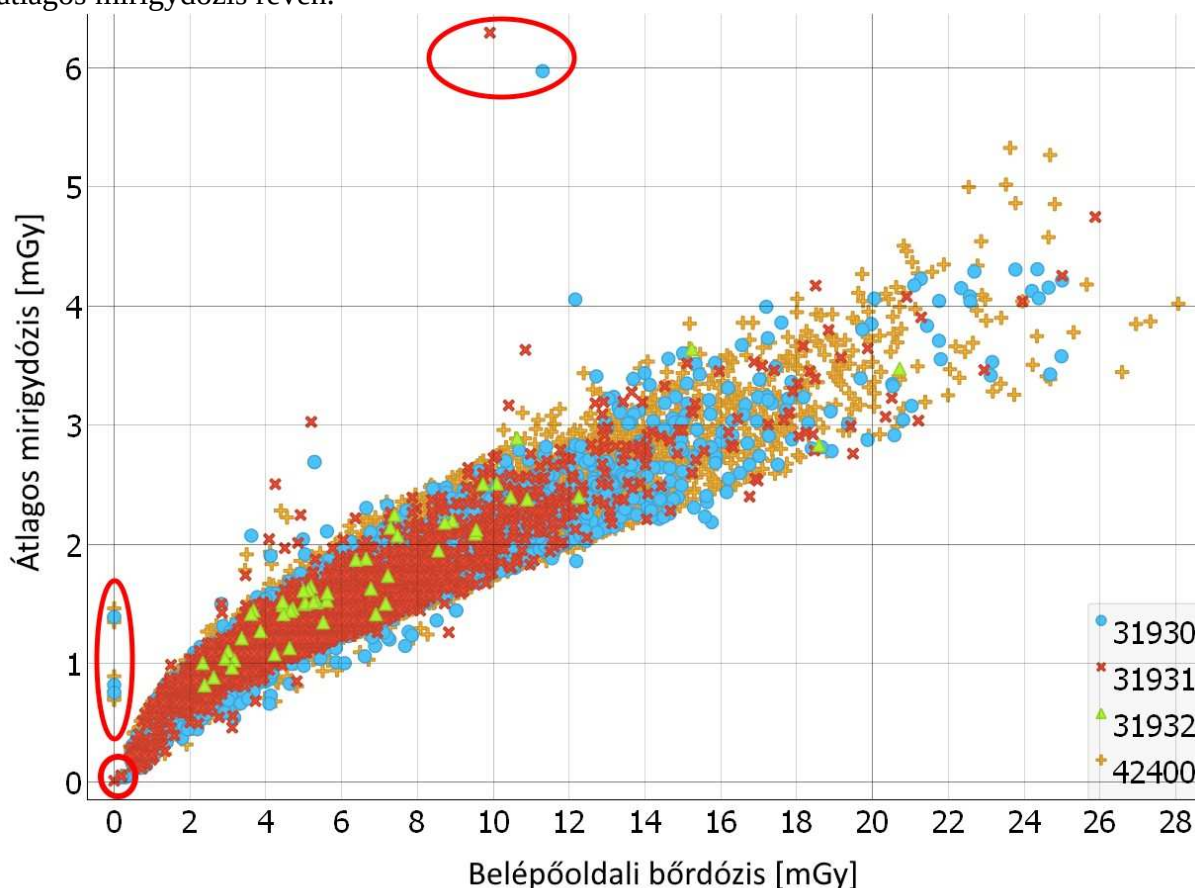
A CT vizsgálatok esetén a medence és a has vizsgálatait (OENO: 34460, 34462 és 34450,

34451) és az angiográfiás CT vizsgálatok (OENO: 34470, 34490-34494) összes DLP és CTDI értékeit az alacsony esetszámok miatt nem vontuk be a felmérésbe.

### Mammográfia

A mammográfia esetén egyetlen berendezéssel vizsgált páciensek expozícióit vettük alapul, amely alapján 1,6 mGy átlagos mirigydózist javasoltunk átmeneti értéként meghatározni felvételenként, azaz egyetlen projekció során. Ezzel tehát egy szabályos emlőszűrés során kiszolgáltatót átlagos mirigydózis  $4 \times 1,6$  mGy a két emlő 2-2 irányú felvételezésével. Összehasonlításképpen, a hivatkozott kiadvány [5] 2.3 és 1.e táblázatai szerint az ugyancsak AGD-ben, felvételenként megadott adat az EU országaiban 1,5 és 4,0 mGy közé esik. A legnagyobb volumenű eljárás az emlőszűrés volt (OENO: 42400), amely mellett a további hasonló (31930 Emlőfelvétel, natív, MLO; 31931 Emlőfelvétel, natív, CC; 31932 Emlőfelvétel, natív, LAT), kisebb számosságú adatot is figyelembe vettük a projekciónként adódó AGD meghatározásához, így csak a jellegében eltérő 31936 OENO kódú, nagyított emlőfelvételeket nem soroltuk be az adatelemzésbe.

Az adatok ellenőrzése során a néhány esetben előforduló rendellenes adatokat kiszűrtük, amelyeket például a 3. ábra szemléltet a belépőoldali bőrdózis függvényében feltüntetett átlagos mirigydózis révén.



3. ábra: Az ESD és az AGD összetartozó értékeinek pontdiagramja; a rendellenes adatokat piros ellipszisek jelölik

A 3. ábra az AGD és az ESD karakterisztikus összefüggését szemlélteti. E pontseregnek az alakja abból adódik, hogy az átlagos mirigydózis meghatározására alkalmazott egyetlen tényezői nem változnak széles tartományban és gyakran egymás hatásait kompenzálják:



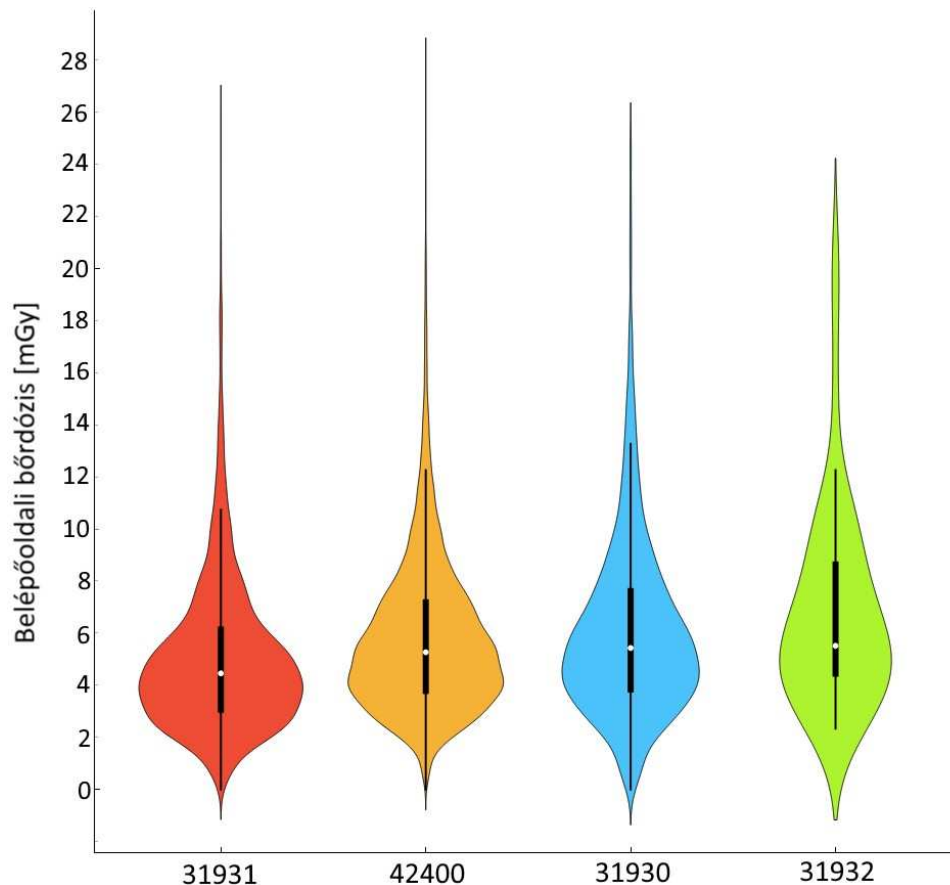
$$AGD = ESD \times g \times c \times s \quad (1)$$

ahol:

- $g$  az 50%-ban zsíros, 50%-ban mirigyes emlő által elnyelt dózist jellemzi,
- $c$  az adott emlő fele-fele arányú mirigyes és zsíros állományútól való eltérésére adott korrekciós tényező,
- $s$  a sugárminőségre jellemző korrekciós tényező.

Az előbbi tényezők mindegyikének egysége mGy/mGy, és a sugárzás minőségét jellemző felezőréteg-vastagságtól (HVL) függ az értékük. A  $g$  értéke 0,07 és 0,6; a  $c$  értéke 0,89 és 1,27 klinikai vizsgálatokra, az 50-64 éves korú nőknél; az  $s$  értéke pedig 1,0 és 1,05 között változhat. A tényezők egymást kompenzáló összefüggésére példaként megemlítjük, hogy a vastagabb emlő leképezéséhez nagyobb csóáram-idő szorzat szükséges és keményebb röntgennyaláb, azonban általában annak a mirigyes szövetű, sugárérzékenyebb állományának jóval alacsonyabb az aránya. A  $g$ ,  $c$  és  $s$ -tényezők látszólag szélesebb tartományban vehetnek fel értékeket, egy adott ESD mellé ezért társul mégis csak szűkebb AGD-tartomány. E dozimetriai formalizmust Dance vezette be a mammográfiában [9].

Az adatok ábrázolására még bevetettük az ún. hegedűgörbét, ami tulajdonképpen egy szemléletesebb képet mutat a hagyományos dobozdiagramról. Ezen leolvasható az adatok minimuma, maximuma, 25. és 75. percentilise, illetve a medián, valamint az adatok számával arányos szélességű a „hegedű” teste. A 4. ábra egy ilyen hegedűgörbét mutat be.



4. ábra: Az egyes OENO kódokhoz tartozó mammográfiás vizsgálatok belépőoldali bőrdózisainak hegedűgörbéi

## KÖVETKEZTETÉSEK

A dózisadatok gyűjtése, az adatelemzés és a feldolgozás több szempontból elengedhetetlen, mert ezzel ki lehet szűrni a hibás, rendellenes adatokat. A hibás adatok szűréséhez és az elemzéshez többféle szakember jártassága szükséges. A felmérés során a statisztikai elemzések alapján felmerült, hogy az OENO kód a dóziselemzés során az eljárás azonosítására önmagában elégtelen lehet. Ezt a következtetést kellett levonni a kiemelt medence AP felvételek esetén (OENO: 31650), mivel további információ a felmérés adataiból nem állt rendelkezésre, ezért a javasolt érték került elfogadásra. A mellkasfelvételek (OENO: 31310) esetén ugyanezen kódhoz sorolja a vizsgálatot végző személyzet ugyanis az automatikus expozícióvezérlő (AEC) nélkül végrehajtott szabadfelvételezést és az összes egyéb, Bucky-állvány előtt, AEC-vel végzett expozíciót is, habár azok dózisaik közel azonosak. Az OENO kódok szerinti besorolás helyett tehát más osztályozás, vagy azok felülvizsgálata szükséges, vélhetően még az sem elégséges, ha az indikációk szerinti osztályozást alkalmazzuk [3] és az egyes OENO kódok szerinti bontásban adunk meg adatokat.

Az I./a fázis eredményei átmenetiek, mert egy egyetemi klinika modern gépparkjával, a leginkább naprakész nemzetközi képzőtechnikák szerint végrehajtott expozíciók elemzésén alapulnak, országosan nem reprezentatívak. Az egyes modalitásoknál legfeljebb kétszeres eltérés várható az I./a és I./b fázis eredményei között, azonban a mammográfiás vizsgálatok esetén ennek akár többszöröse is előfordulhat. Jelenleg még kisebbségben vannak az országban azok a mammográfiás röntgenberendezések, amelyek W/Rh vagy W/Ag anód-szűrő kombinációval képesek a képzőtechnika és teljesen digitálisak. Tapasztalataink szerint ezekkel azonos képminőség mellett kisebb dózis kiszolgáltatása révén van mód képet alkotni. A DRL-ek egyébként összecsengenek az EU fejlettebb országaiban alkalmazottakkal, néhány kisebb eltéréssel.

Az országos felméréshez (I./b) az elektronikus űrlapok kitöltése és feldolgozása is rendkívül munkaigényes, ezért a korszerűségnek megfelelően a későbbi felmérésekhez be kell vezetni az OSr. 4. sz. mellékletének megfelelő adatok központi gyűjtését, elemzését, akár felhőalapú megoldással és érdemes lenne összekapcsolni ezt az Elektronikus Egészségügyi Szolgáltatási Térrel. Az egészségügyi intézményekben ezen felül helyi dózisadatgyűjtő rendszerek alkalmazása javasolt, amelyekből szabadon hozzáférhető változat is elérhető (pl. OpenREM).

Amint azt a jelenlegi felmérés is megmutatta, a diagnosztikai irányadó szintek felmérése elsősorban orvosi fizikusok alkalmazásán, a megfelelő szándékon és akaraton, illetve csapatmunkán múlik.

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Ezúton szeretnék a szerzők kifejezni hálójukat azoknak a radiográfusoknak, asszisztenseknek, szakdolgozóknak és adminisztrátoroknak, akik közreműködtek és közreműködnek az adatgyűjtésben és felbecsülhetetlen értékű munkájukkal hozzájárultak az eredmények létrejöttéhez.

## IRODALOM

- [1] A Tanács 2013/59/Euratom irányelve (2013. december 5.) az ionizáló sugárzás miatti sugárterhelésből származó veszélyekkel szembeni védelmet szolgáló alapvető biztonsági előírások megállapításáról, valamint a 89/618/Euratom, a 90/641/Euratom, a 96/29/Euratom, a 97/43/Euratom és a 2003/122/Euratom irányelv hatályon kívül helyezéséről
- [2] 21/2018. (VII. 9.) EMMI rendelet az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak nem munkaköri kötelezettségük keretében kitett személyek egészsége védelmének szabályairól
- [3] <https://www.nnk.gov.hu/index.php/sugarbiologiai-es-sugar-egeszsegugyi-foosztaly/sugarvedelem/orvosi-sugararterhelesek> (letöltés: 2021. 12. 30.)
- [4] European Commission, Radiation Protection Series No. 154, *European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures*, 2008.
- [5] European Commission, Radiation Protection Series No. 180 part 2/2, *Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries*, 2014.
- [6] A. Hurst, G. C. Brown, and R. I. Swanson, *Swanson's 30-40-30 rule*, American Association of Petroleum Geologists Bulletin, v. 84. 12. pp. 1883–1891. 2000.
- [7] R. Elek, I. Várkonyi, É. Kis, T. Porubszky, Újszülöttek és koraszülöttek röntgendiagnosztikai sugárterhelésének vizsgálata mellkasi, hasi és kombinált felvételek során, Magyar Radiológia (0025-0287) 89. 1. pp. 7-15. 2015.
- [8] Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements, Report No. 172, *Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States*, 2012.
- [9] D. R. Dance, *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*, Physics in Medicine and Biology, 35. 9. pp. 1211-9. 1990. doi: 10.1088/0031-9155/35/9/002.

Készült a SOMOS Alapítvány támogatásával

## RADON REFERENCIA TÉR A BFKH METROLÓGIAI ÉS MŰSZAKI FELÜGYELETI FŐOSZTÁLYÁN

Szűcs László\*, Nagyné Szilágyi Zsófia és Kántor Márk Bálint  
BFKH Metrológiai és Műszaki Felügyeleti Főosztály, Budapest

\*szucs.laszlo@bfkh.gov.hu

A kézirat beérkezett: 2022.03.31.

Közlésre elfogadva: 2022.04.05.

### *RADON REFERENCE ATMOSPHERE AT THE METROLOGICAL AND TECHNICAL SUPERVISORY DEPARTMENT OF BFKH*

*The 59/2013 EURATOM Directive requires - among other things - EU countries to draw up a National Radon Action Plan and a radon map with a resolution of approximately 10 km x 10 km. Both indoor and outdoor radon measurements require uniform measurement methods and verified (calibrated) measuring devices. A radon atmosphere with an activity concentration traced back to a national standard shall be used to calibrate the radon measuring instruments. The appropriate reference radon atmosphere is available at the Metrological and Technical Supervisory Department of the BFKH. The establishment and characteristics of radon atmosphere are included in this summary.*

*Keywords - radon, calibration of radon measure devices, reference radon atmosphere.*

Az 59/2013 EURATOM irányelv többek között előírja az EU országai számára, hogy készítsenek Nemzeti Radon Cselekvési Tervet, valamint egy hozzávetőleg 10 km x 10 km felbontású radontérképet. A beltéri és kültéri radonmérésekhez egyaránt egységes mérési módszerekre és hitelesített (kalibrált) mérőeszközökre van szükség. A mérőeszközök hitelesítéséhez egy nemzeti etalonra visszavezetett aktivitáskoncentrációjú radonteret kell alkalmazni. A BFKH Metrológiai és Műszaki Főosztályán rendelkezésre áll a megfelelő referencia radontér, melynek kialakítását és jellemzőit a jelen összefoglaló tartalmazza.

Kulcsszavak – radon, radonmérő kalibrációja, referencia radontér

### BEVEZETÉS

Az EURATOM 2013. december 5-én adta ki az 59/2013 számú irányelvét, amely az ionizáló sugárzások veszélyével szembeni védelmet szolgáló alapvető biztonsági előírásokról szól [1]. Az irányelv kitér az EU tagállamok Nemzeti Radon Cselekvési Tervének elkészítésére, valamint kültéri és beltéri radon mérésekre, amelyek alapját szolgáltatják egy egységes radontérkép létrehozásának. Már létezik az EU radontérképe [2], amely ingyenesen letölthető<sup>1</sup>, de ez hiányos, különösen Európa keleti részein. Az irányelv EU tagállamként Magyarországra is vonatkozik, következképpen létrejött a Nemzeti Radon Cselekvési Terv, amelyet Kormányhatározat [3] hagyott jóvá.

Amint a vonatkozó EURATOM irányelv megjelent a BFKH Metrológiai és Műszaki Felügyeleti Főosztálya, a továbbiakban MMFF (akkor még mint Magyar Kereskedelmi Engedélyezési Hivatal, Metrológiai Hatóság), megkezdte a felkészülést a radonmérő berendezések leendő kalibrációjára, 2019-től hitelesítésére [4][5]. A kalibráció alapvető feltétele egy megbízható, nemzeti etalonra visszavezethető, nemzetközi összehasonlításokban

1 <https://remon.jrc.ec.europa.eu/About/Atlas-of-Natural-Radiation>

részt vett radon referencia tér létrehozása, fenntartása. A radonkamra fizikai megvalósítását részletesen a [6] irodalom mutatja be.

A radon referencia tér és a BFKM MMFF mérési képességének létrehozását a radonkamrán kívül számos egyéb mérőeszköz és mérési módszer segítette elő, ezekről lesz szó a következőkben.

## MÉRŐESZKÖZÖK

A következő sorokban egy rövid összefoglaló található a referencia radontér létrehozásánál alkalmazott mérőeszközökről. Két alapvetően különböző mérési módszer létezik, az operatív (azaz azonnal vagy rövid időn belül) leolvasható mérőeszközök és a hosszú távú (1–3 hónap) integrális jellegű mérőeszközök (nyomdetektoros berendezések). A BFKH MMFF mindkét mérési módszerrel felkészült a kalibrációkra.

### A radonkamra

Az 1. ábra a referencia tér létrehozását biztosító radonkamrát szemlélteti. Előlnézetben az üvegajtón keresztül vizuálisan is megfigyelhető mérőeszközök láthatók, míg a kamra hátsó részében a radongenerátor (hengerben  $^{226}\text{Ra}$  sugárforrás) és egy pufferkamra található. A mérőkamrán (~ 840 liter, később pontosítva) és a pufferkamrán (~ 200 liter) a folyamatosan áramoltatott radonos levegő felváltva halad át, a szelepeket számítógép vezérli. A két áramlási körben lévő radon aktivitáskoncentráció a szelepek nyitvatartási idejével változtatható.



1. ábra: A radonkamra

A  $^{222}\text{Rn}$  forrása egy 633 kBq aktivitású  $^{226}\text{Ra}$  sugárforrás, amelynek emanációs tényezője nagyobb, mint 99 %.

A mérőkamrában lévő hőmérséklet, légnyomás és páratartalom adatokat egy környezeti paraméter mérő folyamatosan továbbítja a számítógép felé. A referencia tér létrehozása előtt, a radonkamra lezárását követően  $\text{N}_2$  gázzal történő átöblítés biztosítja a kezdeti radonkoncentráció  $\sim 0 \text{ Bq}\cdot\text{m}^{-3}$  értékét. Mérések alatt a kamra hátsó falán lévő ventilátorok biztosítják a radon gáz homogenizálódását (opcionálisan ki is kapcsolhatók).

## Referencia mérőeszközök

A kamrában kialakult radonkoncentrációt két AlphaGuard (2. ábra) méri diffúziós üzemmódban, a mérési eredményeik 10 percenként kerülnek rögzítésre a számítógépen lévő adatbázisba.



2. ábra: Az AlphaGuard PQ 2000 radonmérő

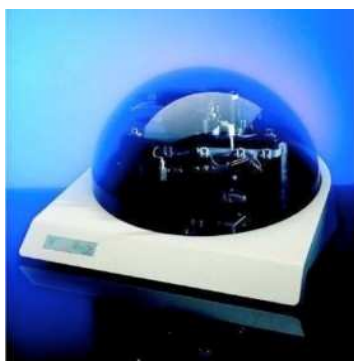
Egyik mérőeszköz kalibrációját a német metrológiai intézet, a PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Németország) végezte [7], a másik gyári kalibrációval rendelkezik [8]. A kalibrációs pontokat valamint a hozzájuk tartozó bizonytalanságokat az 1. táblázat tartalmazza.

1. táblázat: A két referencia radonmérő kalibrációs pontjai

Kalibrációt végző intézet	Kalibrációs pontok [Bq/m <sup>3</sup> ]	Kalibrációs faktor	
		érték	bizonytalanság [%]
PTB	1070 ± 50	1,00	5
	5020 ± 140	1,00	3
Saphymo gyári kalibráció	1073 ± 30	1,025	3
	10289 ± 309	1,027	3

## Nyomdetektoros radonmérő rendszer

A nyomdetektoros mérőrendszerek egy adott pontban (legyen az beltéri vagy kültéri) az expozíciós idő alatti integrált radonkoncentrációt mérik. A BFKH MMFF választása a Radosys Kft Radometer 2000 Model RSV10 típusú készülékére esett. A számláló és marató egységeket a 3. ábra mutatja.

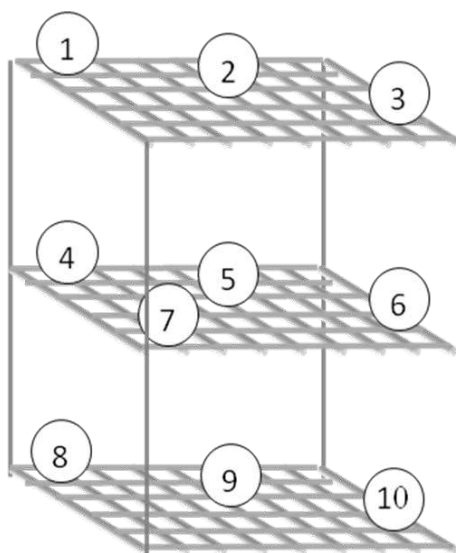


3. ábra: A Radometer 2000 Model RSV10 nyomdetektoros mérőrendszer

Az elérhető mérési bizonytalanság 5 % nagyságrendben ingadozik, leginkább az expozíciós időtől és a radon koncentrációtól függően.

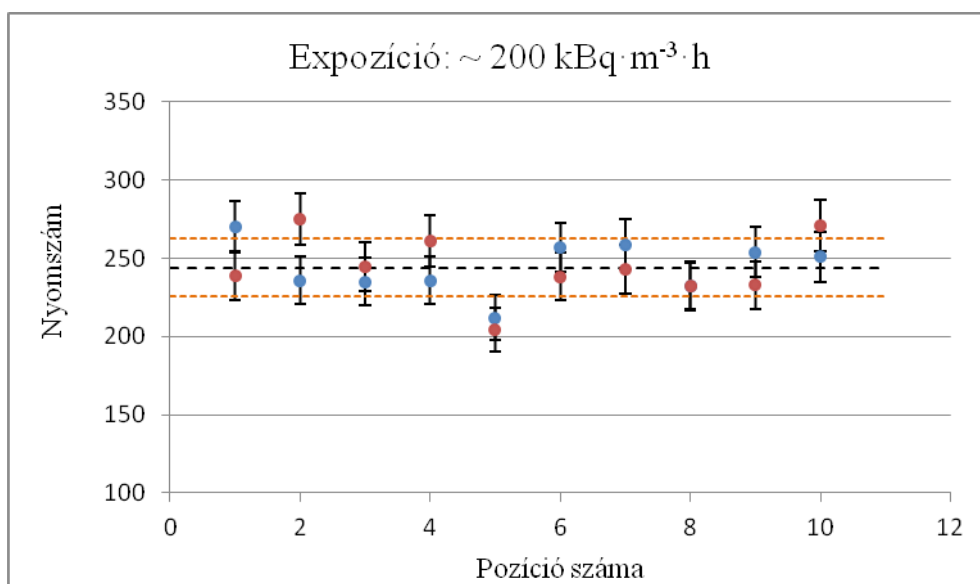
### A RADONTÉR HOMOGENITÁSA

A radonkamrában létrehozott radontér egyik lényeges tulajdonsága a radon térbeli homogenitása. Erre vonatkozólag számos mérési eredmény született. A mérések nyomdetektorok expozíciójával történtek. A nyomdetektorok radonkamrán belüli pozícióit a 4. ábra szemlélteti.

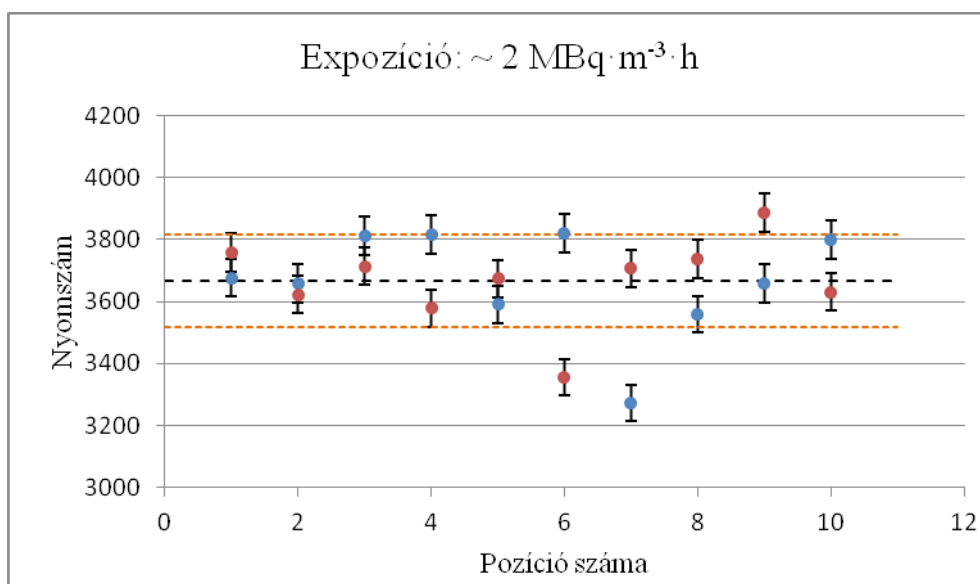


4. ábra: A homogenitás méréshez kihelyezett nyomdetektorok pozíciói

Minden jelzett pozícióba két nyomdetektor került kihelyezésre. Közülük egyet a BFKH MMFF értékelt ki, egyet pedig egy független intézet. Az 5. ábra és a 6. ábra a mérési eredményekről készült grafikonokat jeleníti meg. A kék színnel jelölt értékek a BFKH MMFF mérési eredményei.



5. ábra: Nyomszámok a pozíció függvényében,  $200 \text{ kBq} \cdot \text{m}^3 \cdot \text{h}$  expozíciónál



6. ábra: Nyomszámok a pozíció függvényében, 2 MBq·m<sup>-3</sup>·h expozíciónál. Az 1 szórási sávok az ábrákon piros szaggatott vonallal vannak feltüntetve, a szórások értékét a 2. táblázat tartalmazza.

2. táblázat: A nyomszámok szórása

Expozíció [kBq·m <sup>-3</sup> ·h]	Nyomszám átlagérték
200	~ 7
2000	~ 4,5

A vizsgálatnál a nyomszámok összehasonlítása történt meg, mert az expozíciós értékeket még a kalibrációs tényezők is befolyásolják. Az ábrákon látható, hogy ugyanabban a pozícióban lévő két nyomdetektor esetében egyes esetekben a BFKH MM eredményei magasabbak, más esetben azok alacsonyabbak. Ez egyben azt jelenti, hogy az eltérések statisztikai eredetűek, azaz a radontér az adott statisztikus bizonytalanságon belül homogén.

## A RADONKAMRA ZÁRTSÁGA

A tér homogenitásán túl a másik fontos jellemző a radonkamra zártsága. A zártságvizsgálat során a radonkamra radongázzal való feltöltését követően az összes szelep elzárásra került. Zártság esetén a radongáz aktivitáskoncentrációja csak a <sup>222</sup>Rn radionuklid felezési idejének (3,8232 ± 0,0008 nap) [9] megfelelő mértékben csökkenhet. Két mérésorozat került kiemelésre, annak alátámasztására, hogy statisztikus bizonytalanságon belül valóban az irodalmi értéknek megfelelően történt a tér leépülése.

A mérési adatokat a radonkamrába helyezett AlphaGuard radonmérő 10 percenként továbbította a számítógépes adatbázisba.

A 7. ábra egy hosszabb periódusra (~6 nap) lezárt kamra adatait szemlélteti, míg a 8. ábra egy rövidebb periódust (~3 nap) szemléltet. Mindkét esetben egy exponenciális függvény illesztésére került sor:

$$A_{(t)} = A_0 \cdot e^{-\lambda_{\text{mér}} \cdot t} \quad (1)$$

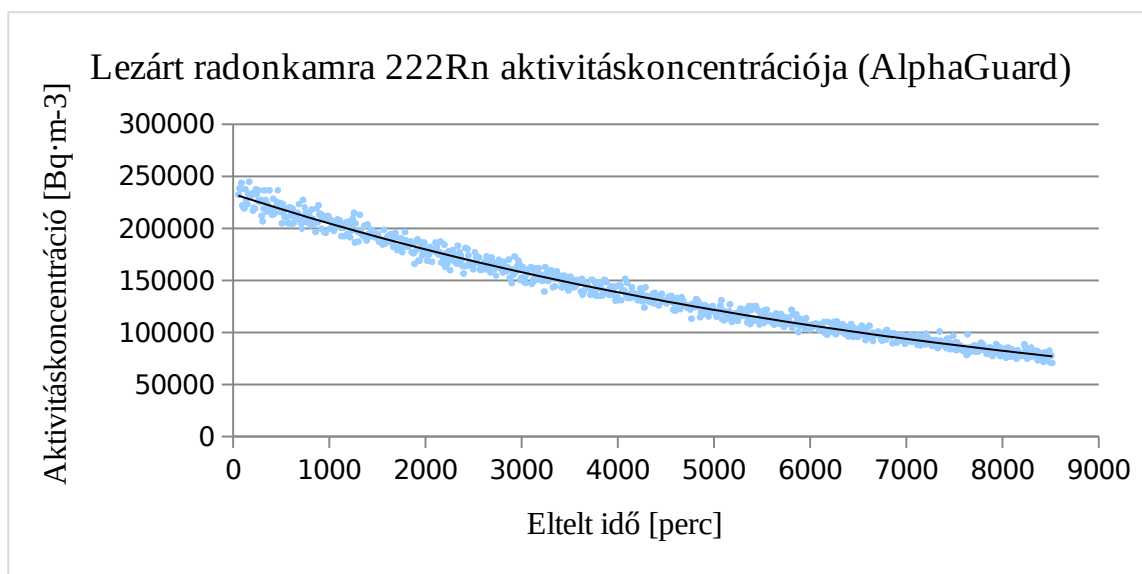
A bomlási állandóra kapott illesztett értékeket a 3. táblázat tartalmazza.



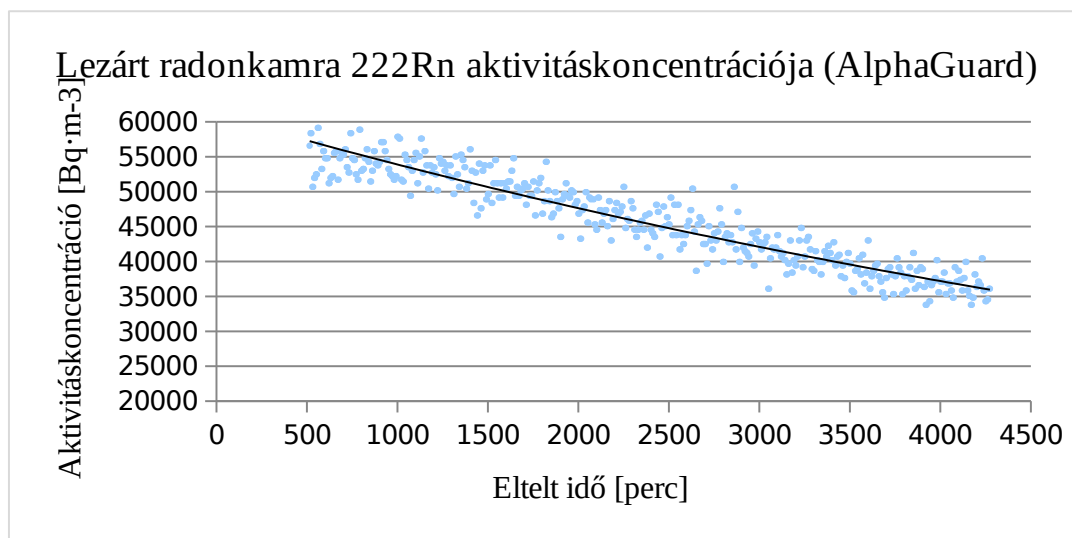
3. táblázat: Az illesztésből kapott bomlási állandók.

Bomlás időtartama [nap]	Illesztésből adódó bomlási állandó [nap]	Az irodalmi értéktől való eltérés [%]
6	3,7024	-3,16
3	3,8944	+1,86

A fentiekén kívül is történtek mérések, amelyek  $\pm 3$  %-os szórás képet mutattak. A fentiekből az a következtetés vonható le, hogy ezek az irodalmi értéktől eltérő értékek a mérőeszköz helyén lévő radonkoncentráció fluktuációjából származik. Ha csak negatív eltérések lettek volna, az a kamra szivárgására utalt volna, de számos pozitív is volt, amelyet nehéz fizikailag magyarázni.



7. ábra: A radonkoncentráció csökkenése ~ 6 nap alatt



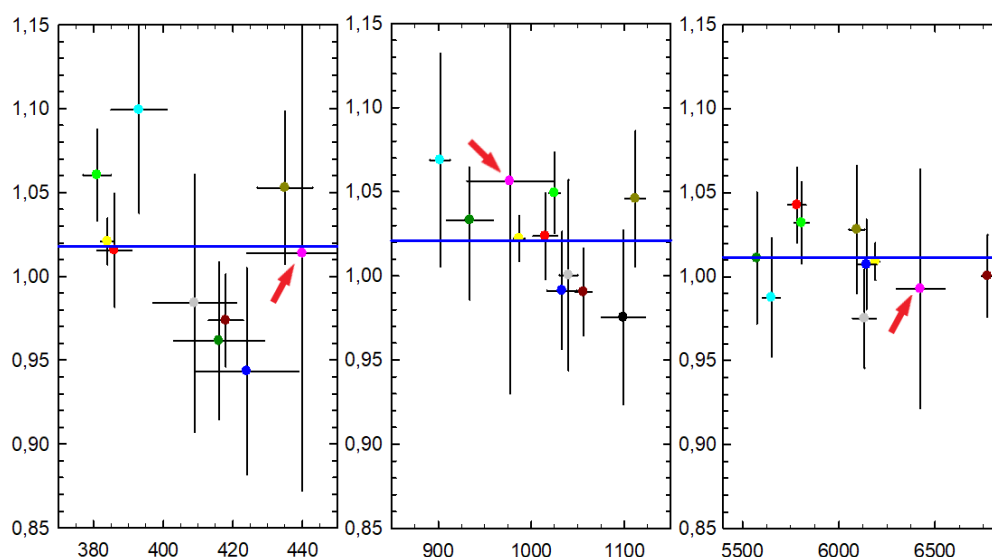
8. ábra A radonkoncentráció csökkenése ~ 3 nap alatt

## NEMZETKÖZI BEÁGYAZOTTSÁG

Bár a referencia mérőeszközök kalibráltak (mindkét mérőeszköz, így a BFKH MMFF radontere is a PTB nemzeti etalonjára van visszavezetve), szükség van nemzetközi összehasonlító mérésekben való részvételre. Az EURAMET (európai metrológiai szövetség) által az EMPIR<sup>2</sup> program keretében kiírt projektfelhívására hét nemzeti metrológiai intézet, egyetem és sugárvédelmi intézetek részvételével és a BEV<sup>3</sup> koordinálásával összeállításra került egy 3 éves kutatási projekt „Metrology for radon monitoring” megnevezéssel.

Az EU által támogatott projekt keretében a BfS<sup>4</sup> szervezett egy nemzetközi összehasonlító mérést, amelynek során egy AlphaGuard radonmérőt kellett a résztvevő referencia térben kalibrálni. A résztvevőknek a referencia tér radon aktivitáskoncentrációját és a mérés időpontját kellett megadni, a mérési adatokat a BfS munkatársai olvasták ki. A méréseket 3 különböző aktivitáskoncentrációra esetén kellett elvégezni (400 Bq·m<sup>-3</sup>, 1000 Bq·m<sup>-3</sup> és 6000 Bq·m<sup>-3</sup>).

Az összehasonlító mérés eredményeiről szóló publikációra [10] hivatkozva a BFKH MMFF eredményei a 9. ábrán láthatók (piros nyíllal kiemelve).



9. ábra: A nemzetközi összehasonlító mérés eredményei (nyíl: BFKH MMFF)

A grafikonok függőleges tengelyén a résztvevő által megadott radon aktivitáskoncentráció és a BfS által a mérőeszközből kiolvasott mért érték hányadosa (kalibrációs faktor), a vízszintes tengelyen pedig az aktivitáskoncentráció (Bq·m<sup>-3</sup>) van felvéve. A kék vonal a résztvevők mérési bizonytalanságaival súlyozott átlagát jelenti. A BFKH MMFF mérési eredményeinek relatív nagyobb bizonytalanságát a megadott aktivitáskoncentráció bizonytalanságának mértéke (6-8 %) okozza, mivel a referencia tér radon aktivitás koncentrációja is egy (a MÉRŐESZKÖZÖK fejezetben bemutatott) AlphaGuard alapján lett meghatározva. Azonban így is az átlaghoz képesti eltérés kisebb mint  $\pm 5\%$ .

## RADONMÉRŐ ESZKÖZÖK KALIBRÁCIÓJA/HITELESÍTÉSE

A kalibrációs vagy hitelesítési eljárás ismertetése előtt néhány szóval a két fogalomról. A kalibráció során a mérőeszköz által mutatott érték és a referencia érték közti arányszám ( $k$ )

2 European Metrology Programme for Innovation and Research

3 Bundesamt für Eich- und Vermessungswesen (Az Osztrák Metrológiai Intézet)

4 Bundesamt für Strahlenschutz (A Német sugárvédelmi intézet)

kerül meghatározásra. Ez az arányszám a kalibrációs faktor. Lineáris mérőeszköznél ez a teljes méréstartományra ugyanaz, nemlineáris esetben a mérési pont értékétől függő. A kalibráció egy „technikai” fogalom.

A hitelesítés inkább egy jogi fogalom, és a joghatással járó mérésekre terjed ki [11]. A gyakorlatban az adott radon mérőeszköz átesik egy kalibráción (meghatározásra kerül egy  $k$  kalibrációs faktor) és ha ez a faktor eleget tesz a

$$\left(1 - \frac{X}{100}\right) \leq k \leq \left(1 + \frac{X}{100}\right) \quad (2)$$

egyenlőtlenségnek, ahol  $X$  egy százalékban megadott szám, akkor a mérőeszköz hiteles, egyéb esetben nem. A kötelező hitelesítésű mérőeszközök [12] esetén kiállított hitelesítési bizonyítványnak csak azt kell tartalmaznia, hogy az eszköz *hiteles* vagy *nem hiteles*.

A mérőeszközök hitelesíthetőségének feltétele a hitelesítési engedély, amely az adott mérőeszköz sikeres típusvizsgálata után kerül kiadásra. A típusvizsgálat célja annak eldöntése, hogy a mérőeszköz megfelel-e a rá vonatkozó metrológiai követelményeknek, nemzetközi szabványoknak [13][14], a gyári paramétereknek, illetve a típusvizsgálati előírásnak.

A BFKH MMFF azonban a sugárfizikai mérőeszközök esetében a hitelesítési bizonyítványban feltünteti a kalibrációs faktorokat is annak érdekében, hogy a velük való mérések a lehető legjobbak legyenek. 2020. január 1-je óta a radonmérő eszközök kötelező hitelesítésűek. Az operatív jellegű (a mért érték azonnal vagy rövid időn belüli leolvasható) mérőeszközök hitelesítése a radonkamrában referencia radontérben történik. Az eljárás hasonló, mint a dózisteljesítmény mérők esetében.

Alapvetően különbözik az integráló jellegű radonmérők (nyomdetektorok) hitelesítése. Ebben az esetben az egész mérőrendszer hitelesítése történik meg, beleértve a nyomdetektort, a marató rendszert, a lyukszám olvasó mikroszkópot, valamint a kiértékelést vezérlő szoftvert. A nyomdetektorok besugárzása 2–5 nap alatt történik a BFKH MMFF referencia radonterében. Vele együtt a radontérben van a referencia radonmérő AlphaGuard, ami folyamatosan (10 percenként) szolgáltatja az aktivitáskoncentráció értékeket. A besugárzási idő végén az adatok integrálásával meghatározható az expozíciós érték:

$$E = \sum_{i=1}^N (C_{Rn(i)} \cdot t_i) \quad (3)$$

ahol  $E$ : az expozíció [ $\text{kBq} \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{h}$ ],  
 $C_{Rn(i)}$  a radon aktivitáskoncentráció értéke az  $i$ -edik mérési időpontban [ $\text{kBq} \cdot \text{m}^{-3}$ ],  
 $N$ : a mérési adatok száma ( $N$ =a mérés időtartama [órában]/6),  
 $t_i$ : a mérésidő az  $i$ -edik mérési időpontban [ $t_i = 1/6$  óra]

Ugyancsak a térben van 10 db BFKH MMFF tulajdonú nyomdetektor is, a saját nyomdetektoros mérőrendszeren történő kiértékeléshez.

A hitelesítést kérő intézmény által biztosított nyomdetektorok visszakerülnek a megrendelőhöz, aki a saját rendszerén (marató, lyukszám olvasó, szoftver) kiértékeli és meghatározza az expozíció mértékét. Hiteles a mérőrendszer, ha a felhasználó által meghatározott és a referencia mérőeszközök által meghatározott expozíciós értékek nem térnek el jobban, mint a vonatkozó hitelesítési előírásban meghatározott érték.

## MEGFONTOLÁSOK A RADONMÉRŐ ESZKÖZÖK KALIBRÁCIÓJÁHOZ

Az operatív mérőeszközök esetén nincsenek jelentős megfontolnivalók. Bár nehézséget okozhat pl. az AlphaGuardok memóriájának kiolvasása, mert azt csak az adott eszköz gyári számára beállított szoftverrel lehet elvégezni.

A nyomdetektoroknál az expozíciós idő megválasztása lényeges lehet. Maguk a műanyag nyomdetektor lapocskák egy diffúziós kamrában vannak, azért hogy a kamrába csak a radon juthasson be, a levegőben lévő aeroszolra kiülepedett radon bomlástermékek pedig nem.

A diffúziós kamrában az egyensúly kialakulásához szükséges tipikus idő 2-3 óra [15], ami azt jelenti, hogy az expozíciós időnek jelentősen hosszabbnak kell lennie, hogy az egyensúly kialakulásáig eltelt átmeneti állapot által okozott bizonytalanság minél kisebb legyen.

Az átlagos beltéri radonkoncentráció:  $\sim 30\text{--}50 \text{ Bq}\cdot\text{m}^{-3}$ , a 3 hónapra ( $3 \times 30$  nap: 2160 óra) kihelyezett nyomdetektor expozíciója ebben az esetben, átlagosan:  $(65\text{--}108) \text{ kBq}\cdot\text{h}\cdot\text{m}^{-3}$ . Ez az expozíciós érték azt jelenti, hogy egy  $90 \text{ kBq}\cdot\text{h}\cdot\text{m}^{-3}$  értékű mérési pontot mindenképpen be kell iktatni a kalibrációba. Az expozíció megvalósítása két úton történhet:

- állandó radon koncentráció esetén:

$$E = C_{Rn} \cdot t_{\text{exp}} \rightarrow t_{\text{exp}} = \frac{E}{C_{Rn}} \quad (4)$$

ahol  $E$ : az expozíció [ $\text{kBq}\cdot\text{m}^{-3}\cdot\text{h}$ ],  
 $C_{Rn}$ : a radon aktivitáskoncentráció értéke [ $\text{kBq}\cdot\text{m}^{-3}$ ],  
 $t_{\text{exp}}$ : az expozíciós idő [h]

- lezárt radonkamrában, folyamatosan csökkenő radonkoncentráció mellett:

$$dE = C_{Rn(t)} \cdot dt$$

$$E = C_{Rn(0)} \int e^{-\lambda t} dt \rightarrow E = C_{Rn(0)} \frac{1 - e^{-\lambda t_{\text{exp}}}}{\lambda} \rightarrow t_{\text{exp}} = \frac{-1}{\lambda} \ln \left( 1 - \frac{E \cdot \lambda}{C_{Rn(0)}} \right) \quad (5)$$

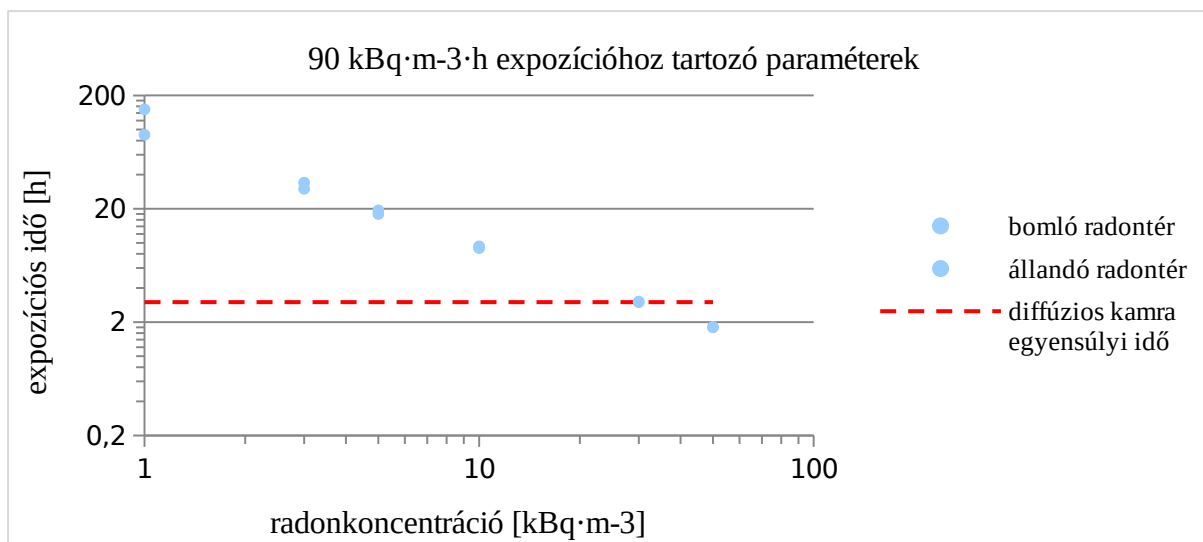
ahol  $E$ : az expozíció [ $\text{kBq}\cdot\text{m}^{-3}\cdot\text{h}$ ],  
 $C_{Rn(0)}$ : a radon aktivitáskoncentráció értéke a kamra lezárásakor [ $\text{kBq}\cdot\text{m}^{-3}$ ],  
 $t_{\text{exp}}$ : az expozíciós idő [h],  
 $\lambda$ : a radon bomlási állandója [ $\text{h}^{-1}$ ]

Mindkét expozíciós mód esetén a 4. táblázat tartalmazza a  $90 \text{ kBq}\cdot\text{h}\cdot\text{m}^{-3}$  besugárzáshoz tartozó időtartamokat, különböző kezdeti radonkoncentráció esetére.

4. táblázat: Az expozíciós idők, különböző besugárzási módoknál

Kezdeti $^{222}\text{Rn}$ koncentráció [ $\text{kBq}\cdot\text{m}^{-3}$ ]	Expozíciós idő [h]	
	állandó radontérrel	bomló radontérrel
1	90	151
3	30	34
5	18	19
10	9	9
30	3	3
50	1,8	1,8

A 4. táblázat adatait a 10. ábra szemlélteti.



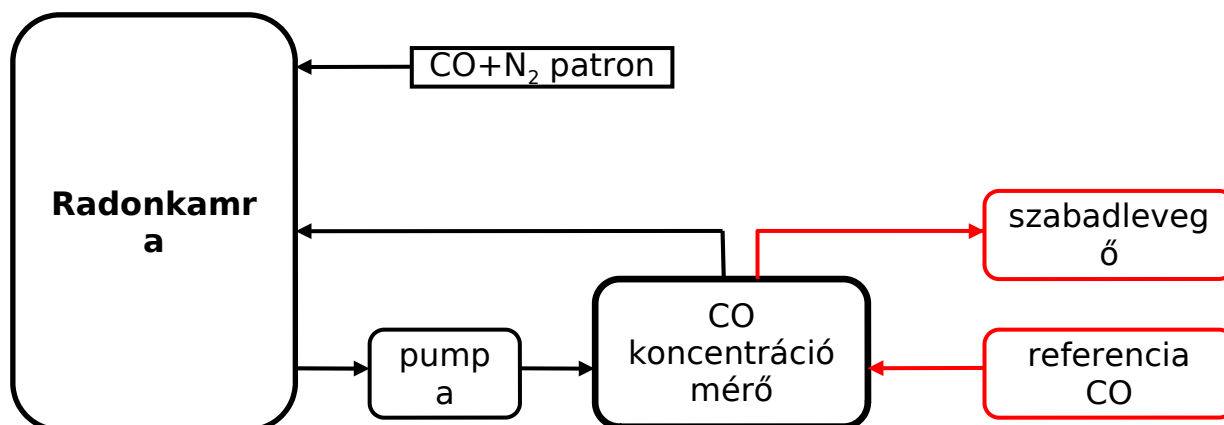
10. ábra: A besugárzási módokhoz kapcsolódó expoziációs idők 90 kBq·h·m<sup>-3</sup> kalibrációs pontnál

3 órás diffúziós kamra egyensúlyi idő esetén legalább 30 órás (1,5–2 napos) besugárzásra és 3 kBq·m<sup>-3</sup> vagy az alatti radonkoncentráció szükséges, azaz nem szabad nagy koncentrációval rövid idejű expoziót megvalósítani.

## A RADONKAMRA TÉRFOGATÁNAK MEGHATÁROZÁSA

A kamra térfogatának meghatározása nem egyszerű feladat. A kamra fala rozsdamentes acéllemez, ezért a nyomásváltozáson alapuló mérések a lemezek kidudorodásával, illetve behorpadásával járnak, ami meghamisítja a mérési eredményeket. A kamrában lévő berendezések (ventillátorok, vezetékek, csatlakozók) pedig a geometriai térfogatot torzítják.

A térfogat meghatározása egy szénmonoxid koncentrációt mérő berendezés segítségével történt. A CO koncentráció meghatározás alapja a gázon keresztülmenő infravörös fény intenzitás csökkenésének mérése (Maihak S715 CO koncentráció mérő).



11. ábra: A radonkamra térfogatának mérési elrendezése

A radonkamra térfogatomerési elrendezését a 11. ábra vázolja. A CO+N<sub>2</sub> patronban szén-monoxid és nitrogén gáz keveréke volt, ismert szén-monoxid koncentrációval. A kamrába betöltött gázkeverék térfogatát az ismert gáztörvény határozta meg:

$$pV = nRT \quad (6)$$

ahol  $p$ : a gáztérben lévő nyomás [Pa],  
 $V$ : a gáz térfogata [ $\text{m}^3$ ],  
 $n$ : a gázmennyiség [mol],  
 $R$ : az általános gázállandó [ $=8,314 \text{ J} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ ],  
 $T$ : a hőmérséklet [K]

Az „ $n$ ” mólok számát a betöltött gázkeverék tömegének és az átlagos molekulásúlynak a hányadosa adta. Merve a CO koncentrációját, a radonkamra térfogata meghatározható:

$$V_{\text{radonkamra}} = \frac{CO_{\text{koncentráció, mérésnél}}}{CO_{\text{koncentráció, betöltéskor}}} \cdot V_{\text{CO+N}_2 \text{ gáz, betöltéskor}} \quad (7)$$

ahol  $V_{\text{radonkamra}}$ : a radonkamra mért térfogata [ $\text{m}^3$ ],  
 $CO_{\text{koncentráció, mérésnél}}$ : a CO gáz mért koncentrációja [ppm],  
 $CO_{\text{koncentráció, betöltéskor}}$ : a CO gáz betöltéskor ismert koncentrációja [ppm],  
 $V_{\text{CO+N}_2 \text{ gáz, betöltéskor}}$ : a CO+N<sub>2</sub> gáz térfogata betöltéskor (6)-ból [ $\text{m}^3$ ],

A 11. ábra által tartalmazott, pirossal jelzett ágak a CO koncentrációmérő helyszíni kalibrációját szolgálta (referencia CO gáz használatával).

A fenti módon meghatározott térfogat:  $(843,8 \pm 5,9)$  liter.

## FEJLESZTÉSEK

Pillanatnyilag a BFKH MMFF referencia radontere a PTB-re van visszavezetve. A mérőképesség emelésére megtörténtek a fejlesztések az abszolút módon mérő primer etalonként történő alkalmazásra. A hardveres rész már elkészült, a következő hónapokban a gyakorlati mérések következnek. Speciális körülmények között (primer mérés) a referenciater aktivitáskoncentrációjának bizonytalansága 2 % alá fog esni.

## IRODALOM

- [1] Council directive 2013/59/EURATOM, Official Journal of the European Union. Volume 57, 2014
- [2] European Atlas of Natural Radiation. Publications Office of the European Union, 2019.
- [3] A Kormány 114/2019. (III.13) Korm. határozata a Nemzeti Radon Cselekvési Terv elfogadásáról. Magyar Közlöny, 41. szám, 1115. oldal, 2019
- [4] 178/2019. (VII.18.) Korm. rendelet a 127/1991. Korm. valamint a 365/2016 Korm. rendeletek módosításáról (radonmérő eszközök kötelező hitelesítésűvé válása).
- [5] 18/2019. (VII.18.) ITM. rendelet a 78/1997. IKIM rendelet módosításáról (radonmérő eszközök hitelesítési díjai)
- [6] Szögi Antal, Az MKEH Metrológiai Hatóság Sugárfizikai és kémiai mérések osztályán kifejlesztett radon ( $^{222}\text{Rn}$ ) nemesgáz aktivitásmérő kalibrátor bemutatása, előadás, XVI. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam, Hajdúszoboszló, 2016. (Az előadás hozzáférhető a [https://elftsv.hu/svonline/docs/kulonsz/2016sv/XLI\\_Sv\\_Tanf\\_2016.htm](https://elftsv.hu/svonline/docs/kulonsz/2016sv/XLI_Sv_Tanf_2016.htm) honlapon)
- [7] Calibration Certificate, Reference No: PTB-4046931, 2010.
- [8] Certificate of Calibration, Saphymo GmbH traceable to PTB, 2014.
- [9] Monographie BIPM-5, Vol. 4, 2008.

- [10] Thomas R. Beck et al., The Metrological Traceability, Performance and Precision of European Radon Calibration Facilities. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18, 2021
- [11] Az 1991. évi XLV. törvény a mérésügyről.
- [12] A 127/1991 (X.9) Korm. rendelet az 1991. évi törvény végrehajtási utasítása.
- [13] MSZ EN 11665:2012 A környezeti radioaktivitás meghatározása
- [14] MSZ EN 61577:2014 Radon és radonbomlástermékek mérőműszerei
- [15] [http://www.radosys.com/index\\_htm\\_files/RSKS\\_RS\\_Man82-130129\\_c.pdf](http://www.radosys.com/index_htm_files/RSKS_RS_Man82-130129_c.pdf)