

# A SUGÁRVÉDELEMBEN HASZNÁLTOS MENNYISÉGEK ÉS AZOK MÉRÉSI LEHETŐSÉGEI

Csete István  
Országos Mérésügyi Hivatal

Az ionizáló sugárzások elleni védelem fontos része a sugárforrások és a sugárzási terek mérése. A mérések első sorban a két legfontosabb sugárfizikai mennyiséghez, a radioaktivitáshoz és a különféle dózismennyiségekhez kapcsolódnak. A sugárvédelmi célú aktivitásmérések a radionuklidok azonosításával és aktivitásuk meghatározásával elsősorban az emberi szervezetbe jutó radionuklidoktól eredő (belső) sugárterhelés meghatározását segítik. A dóziskorlátozások és megszorítások ellenőrzéséhez, a gyakorlati alkalmazásokhoz (például ellenőrzött terület határának kijelölése, személyi dózis becslése) elengedhetetlen a különféle dózisegységérték és effektív dózismennyiségek meghatározása mérésekkel és számításokkal. A mérések megfelelő pontosságának, a hitelesítés, a kalibrálás és más méréstechnikai szempontok biztosítására az OMH Sugárfizikai Mérések Osztálya kifejlesztette és nemzetközi összehasonlítással folyamatosan fenntartja a két legfontosabb sugárfizikai SI egység, a becquerel (Bq) és gray (Gy) *elsődleges nemzeti etalonjait*.

## A fontosabb sugárvédelmi mennyiségek definíciója és egységei az SI mértékrendszerben

Egy ember által elszennvedett valamilyen ionizáló besugárzás fizikai hatásának bonyolultságát jól mutatja, hogy még egy külső monoenergiás, egyetlen irányból érkező foton sugárzás esetén is az egyes testszövetekben keletkező töltött részecskék – az elnyelő szövet molekuláitól, atomjaitól függő – bonyolult energiaspektrummal rendelkeznek. Ezen különböző energiájú töltött részecskék energiájuk leadása során a különféle sejtekben többféle biológiai végpontú változásokat képesek okozni. Ilyenek például a különböző sejtpusztulások, mutációk képződése, kromoszómaabberációk, a sejtek rosszindulatú átalakulása stb. (*Köteles Gy.: Sugáregészségtan* [1])

A sugárvédelmi fogalomrendszer egyik legalapvetőbb feltételezése, hogy a különféle sugárzások együttes hatása, elnyelt dózisa időben és sorrendtől függetlenül szuperponálódik.

A sugárvédelem fejlődése során bevezetett újabb és újabb mennyiségek és mértékegységek meg kell feleljenek a sugárvédelem szabályozási feladatainak, másrészt azonban figyelembe kell venni a gyakorlatban rendelkezésre álló mérési lehetőségeket, módszereket. Ez a kérdés a mai napig tartó tudományos diskurzus tárgya orvosok, biológusok és fizikusok között. Mivel a mérőeszközök fejlődése egyre inkább felgyorsult különösen a számítástechnika eredményei alkalmazásával, ezért az utóbbi negyedszázadban többször előfordult, hogy a fogalmak, mennyiségek meghatározását bővíteni, esetenként változtatni kellett.

Megelőlegezve most néhány alapvető sugárvédelmi fogalom és mennyiség ismeretét – melyek megismerésére részben ebben a cikkben, illetve a továbbiakban lesz

mód – a mikrodozimetriai és sugárbiológiai kutatások eredményei az utóbbi 30 évben az alábbi fő kérdéseket vetették fel.

- Az ionizáló sugárzás biológiai hatását kifejezni hivatott minőségi tényező ( $Q$ ) a lineáris energiaátadás (LET) értékén alapuljon-e, és folytonos fizikai változó legyen-e?
- A különböző biológiai hatásokra legyen-e külön  $Q$  érték?
- Milyen a biológiai hatása az úgynevezett alacsony dózisosoknak?
- Legyen-e referenciasugárzás, és melyik legyen az, amire  $Q = 1$ ?
- Milyen összefüggés van egy adott sugárzás esetén a LET és a  $Q$  között a kis dózisos esetén?
- A  $Q$  és a dózisegységérték ( $H$ ) helyett találjunk-e ki valami mást?

Az ideális sugárvédelmi fogalom- és mennyiségrendszernek az alábbiak kellene megfelelnie:

1. Tegye lehetővé mérések és számítások végzését és az eredmények gyakorlati alkalmazását.
2. Az ionizáló sugárzás azonosnak mért vagy számított dózisegységértékei – a LET-értéktől függetlenül – azonos valószínűséggel okozzanak daganatos és örökletes elváltozásokat a sztochasztikus hatású dózistartományban, amellyel a sugárvédelem foglalkozik.
3. Az elkerülhetetlen dózisbecslések alkalmazása ne vezessen a kockázat kettes faktoránál nagyobb alábecsléséhez.
4. Legyen egyszerűen érthető, kezelhető és világos fogalmazású.

A következőkben szereplő fogalmak és definíciók az eddig elért kutatási eredményeket összegezve a Nemzetközi Sugárvédelmi Társaság (*International Commission on Radiological Protection*, ICRP), valamint a Sugárfizikai Mennyiségek Nemzetközi Társasága (*International Committee on Radiation Units and Measurements*, ICRU) publikációinak magyar nyelvű megfelelői és többé-kevésbé megfelelnek a fenti követelményeknek.

## Aktivitás ( $A$ )

Egy adott időpontban, adott energiaállapotban lévő radionuklidra az  $A = dN/dt$  aktivitás a  $dt$  idő alatt bekövetkezett  $dN$  spontán magátalakulások számának várható értékét jelenti. Mértékegysége a becquerel, jele: Bq és  $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$ . (Régebbi egysége a curie (Ci),  $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ .)

## Átadott energia ( $\epsilon$ )

Az ionizáló sugárzás által az anyag egy adott térfogatában átadott energia, számítása az

$$\epsilon = R_{in} - R_{out} + \sum Q$$

összefüggés alapján történik, valószínűségi változó. Vár-

ható értéke  $\bar{\epsilon}$ , az átlagosan átadott energia, ahol  $R_{in}$ ,  $R_{out}$  a vizsgált térfogatba belépő, illetve kilépő összes töltött és töltetlen részecske energiája a nyugalmi energiától eltekintve,  $\Sigma Q$  pedig a térfogatban történt nyugalmi tömegváltozáshoz tartozó energia negatív előjellel. Egységnyi tömegre vonatkoztatva a  $z = \epsilon/m$  a *fajlagosan átadott energia*, ahol  $m$  a tömeg.

### Elnyelt dózis ( $D$ )

A sugárzást elnyelő anyag megadásával együtt használandó, például vízben elnyelt dózis. Definíciója:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}; \quad D = \lim_{m \rightarrow 0} \bar{z},$$

mértékegysége a gray, jele Gy,  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ . A differenciális alakú meghatározást pontszerű mennyiségként használjuk.

### Közölt dózis ( $K$ , kerma)

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm},$$

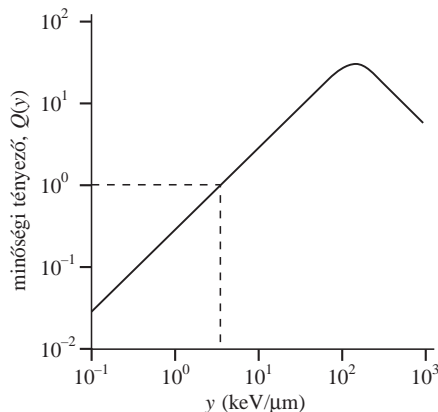
ahol  $dE_{tr}$  a töltetlen ionizáló részecskék által keletkezett másodlagos töltött részecskék kezdeti kinetikus energiájának összege. A közölt és elnyelt dózis kapcsolata  $K = D/(1-g)$  alakban írható, ahol  $g$  a másodlagos töltött részecskék fékezési sugárzása (angolul:  $\delta$ -ray) miatti energiavesztési hányad. (3 MeV energiáig a sugárvédelemben elhanyagolható.) A kerma és az elnyelt dózis olyan mértékben egyenlő egy bonyolult sugárzási tér adott pontjában, amilyen mértékben a töltött részecske egyensúly (CPE) megvalósul. A CPE akkor áll fenn a besugárzott anyag egy pontjában, amikor a töltött részecskék spektrális eloszlása azok maximális hatótávolságán belül állandó. Ez jó közelítéssel igaz, amikor az indirekten ionizáló sugárzások (foton, neutron) töltetlen részecskéinek energiája az adott pontban lényegesen nagyobb, mint a felszabaduló másodlagos töltött részecskék kötési energiája.

A levegőben közölt dózis ( $K_{air}$ ) a  $K_{air}(1-g) = XW/e$  összefüggés szerint kapcsolódik a régebben használatos besugárzási dózis (*exposure*) mennyiségéhez (jele:  $X$ ),  $W$  az átlagos energia, amely egy ionpár keltéséhez szükséges a levegőben,  $e$  pedig az elektron töltése, és így  $W/e = 33,97 \text{ J/C}$ . A besugárzási dózis SI mértékegysége C/kg, régebben a röntgen (R) volt, és  $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ . (Régebben a közölt dózis és az elnyelt dózis mennyiségeinek közös neve a gray helyett, annak pontosan századrésze, a rad volt használatos.)

### Részecskefluens ( $\Phi$ )

$$\Phi = \frac{dN}{da},$$

ahol  $dN$  a  $da$  keresztmetszetű gömb felszínén belépő részecskék száma, mértékegysége  $1/m^2$ .



Ábra. A  $Q(y)$  minőségi tényező értékei a lineáris energia ( $y$ ) függvényében

Egy adott foton-sugárzás spektrumára a levegőben közölt dózis a

$$K_{air} = \int \Phi_E \frac{\mu_{tr}}{\rho} dE$$

integrállal határozható meg, ahol  $\mu_{tr}/\rho$  a levegőtömeg energiaátadási együtthatója  $E$  energián.

Lineáris energiaátadás ( $L$  vagy LET) vagy lineáris ütközési fékezőképesség ( $S_{col}$ )

$$L = \frac{dE}{dl},$$

ahol  $dE$  egy anyagban (vízben) a töltött részecskék elektronokkal történő ütközése során  $dl$  távolságon történő átlagos energiavesztését jelenti.

(A LET nem egyszerűen kapcsolható az adott térfogatban történő energia leadáshoz. Elég kis térfogatban a hatás valószínűsége és a helyi energialeadás  $dE$  nem arányosak (lásd az ICRP No. 60 javasolta  $Q(L)$  függvény 10 keV/μm-ig  $Q$  konstans. Direkt módon nehezen mérhető, az effektív  $Q$ -hoz kell a  $D(L_{\infty})$  függvénye.)

Az ICRP No. 60 kiadványban javasolt  $Q(L)$  függvény a következő:

$$\begin{aligned} Q(L) &= 1 & L < 10 \text{ esetén,} \\ Q(L) &= 0,32L - 2,2 & 10 < L < 100, \\ Q(L) &= 300/L^{1/2} & L \geq 100. \end{aligned}$$

Lineáris energia ( $y$ ):

$$y = \frac{\epsilon}{I}$$

valószínűségi változó, ahol  $\epsilon$  az anyagnak (ICRU-szövet) átadott energia a vizsgált térfogatban, amelynek  $\bar{I}$  az átlagos húrja (konvex testre  $\bar{I} = 4V/A$ , gömbre  $2/3 d$ ,  $y = z\rho A/4$ ), a sugárvédelemben  $d = 1 \mu\text{m}$ -es gömb a használatos (ez az alsó méréshatár jelenleg). Mértékegysége: J/m, illetve keV/μm.

Mivel nem kell ismerni a részecske pályaszerkezetét, alkalmazható a hatótávolságnál nagyobb  $\bar{I}$  esetén is, míg a LET nem. A  $D(y)$  elnyelt dózis mérhető, de  $y$  kevésbé alkalmas számításokhoz.

Kísérleti eredmények vannak a relatív biológiai hatá-  
sosság (RBE) és  $\bar{y}_D^*$  függvények hasonlóságára a 100 keV  
– 10 MeV neutronsugárzás-tartományban is. Részletek az  
ICRU 40-ben találhatóak.

### Minőségi tényező ( $Q$ )

Puszta szám, amely egyfajta referenciasugárzást elfogadva  
átvezet a tisztán fizikai mennyiségekből a sugárzás bioló-  
giai hatását is figyelembe vevő sugárvédelmi mennyiségek  
körébe.

$$Q(y) = \frac{a_1}{y} \left[ 1 - \exp(-a_2 y^2 - a_3 y^2) \right],$$

ahol  $a_1 = 5510 \text{ keV}/\mu\text{m}$ ,  $a_2 = 5 \cdot 10^{-5} \mu\text{m}^2/\text{keV}^2$ ,  $a_3 =$   
 $2 \cdot 10^{-7} \mu\text{m}^3/\text{keV}^3$  és értékeit az *ábra* mutatja.

A  $Q(y)$  függvényt elméleti számításokból és a leg-  
újabb, nagy LET-értékű sugárzást is használó kromoszó-  
ma-rendellenességre irányuló kutatási eredményekből  
határozták meg. Maximuma  $140 \text{ keV}/\mu\text{m}$ -nél van. Mivel  
egyetlen energiájú és fajtájú sugárzás esetén is a vizsgált  
térfogatban az elnyelt dózis különböző lineáris energiák-  
nál valósul meg, létezik  $D(y)$  függvény, valamint a jelen-  
legi idevágó ismeretek szerint a relatív biológiai hatás egy  
tartományához csak egy úgynevezett *effektív minőségi*  
*tényezőt*,  $\bar{Q}$ -t lehet és kell rendelni:

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int D(y) Q(y) dy.$$

A régi definícióban (1955) az  $y$  helyett  $L_\infty$  szerepel, ezt az  
ICRP No. 60 megtartotta.

### Dózisegyenérték ( $H$ ):

$$H = \bar{Q} D.$$

Ettől a mennyiségtől már elvárható, hogy értéke arányos  
legyen a biológiai hatással. A dózisegyenérték mennyisé-  
geket csak a sugárvédelemben szabad használni, és nem  
alkalmasak a baleseti nagy (5–10 Gy-nél nagyobb) dózi-  
sok kezelésére, mértékegysége a sievert, jele Sv,  $1 \text{ Sv} =$   
 $1 \text{ J/kg}$ . (Régebben, amikor az elnyelt dózis mértékegysé-  
ge a rad volt akkor a dózisegyenérték egysége a rem.)

### Sugárzási súlytényező ( $w_R$ )

Az ICRP No. 60-ban [3] definiált dóziszfogalom, amely egy  
szövet vagy szerv egyenértékdózisának,  $H_T$ -nek a számí-  
tásakor veszi figyelembe a sugárzást az RBE értékének  
megfelelően külső és belső sugárzási terek esetén, és  
csak analógiája a  $\bar{Q}$  minőségi tényezőnek. Csak a sugár-  
zás típusától és energiájától függ. A jelenlegi sugárvédel-  
mi szabályozásban  $Q$  és  $w_R = 1$  olyan fotonokra és elekt-  
ronokra, amelyekre  $y$  kisebb, mint  $3,25 \text{ keV}/\mu\text{m}$ .

A jelenlegi sugárvédelmi szabályozás a dózisegyenér-  
ték különböző, nem mérhető átlagértékeit használja. Az  
ICRP 60-as kiadványban az 1991-ben bevezetett két „új”  
mennyiséget az *egyenértékdózist* szervekre vagy szövetre és  
az *effektív dózist* a besugárzott különböző szervek súlyo-  
zott egyenértékdózisainak összegére értelmezzük.

táblázat		
A sugárzási súlytényezők ( $w_R$ )		
fajtája	energiatartománya	súlytényező
foton	minden energián	1
elektron <sup>1</sup> , müon	minden energián	1
neutron	< 10 keV	5
	10 keV – 100 keV	10
	100 keV – 2 MeV	20
	2 MeV – 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
proton <sup>2</sup>	> 2 MeV	5
$\alpha$ -részecske, hasadási termék, nehéz mag	minden energián	20

<sup>1</sup> Kivéve a DNS-be emittált Auger-elektronokat, amelyekre külön mik-  
rodozimetriai megfontolások alkalmazandók.

<sup>2</sup> nem visszaszórt

### Egyenértékdózis ( $H_T$ ):

$$H_T = \sum_R w_R D_{TR},$$

ahol  $D_{TR}$  az átlagos elnyelt dózis a  $T$  szövetben vagy  
szervben az  $R$  típusú külső vagy belső sugárzásból,  $w_R$  az  
 $R$  típusú sugárzás súlytényezője. (A  $D_{TR}$  szervdózis nem  
mérhető mennyiség.)

### Effektív dózis ( $E$ ):

$$E = \sum_T w_T H_T,$$

ahol  $w_T$  a  $T$  szövet súlyfaktora, 12 féle emberi testszövetet  
megkülönböztetve [1, 3]. Az effektív dózis

$$E = \sum_T w_T D_T \sum_R \frac{D_{TR}}{D_T} w_R$$

alakjában a

$$\sum_R \frac{D_{TR}}{D_T} w_R$$

rész a régi  $Q_T$ -vel analóg mennyiség.

A külső vagy belső sugárzás spektrumának és a meg-  
felelő kölcsönhatások adatainak ismeretében, valamint a  
valós besugárzási helyzetet a jelenlegi számítógépek tel-  
jesítményének megfelelően leegyszerűsített fantommal  
modellezve, lehetőség van az effektív dózis számítással  
történő meghatározására. Ilyen eredményeket tartalmaz  
például az ICRU No. 57. riportja.

A gyakorlati sugárvédelemben a  $H_T$ , illetve  $E$  értékeit a  
lehető legjobban közelítő, (felülbecslő) mérhető mennyi-  
ségekre van szükség (ICRU No. 39, 1985).

A sugárvédelmi célú mérések két fő csoportra oszt-  
hatók:

a) Területellenőrzés  $H^*(d)$ ,  $H'(d, \alpha)$  (hordozható  
vagy telepített dózismérők, melyek ember nélkül mér-  
nek, pontszerű, izotróp érzékenységgű mérőeszközök).

b) Az ember által kapott tényleges dózis mérése  $H_p$  (személyi dózismérők, melyek csak az emberrel, illetve fantommal együtt mérnek helyes eredményt).

A sugárzás fajtája:

– gyengén vagy erősen áthatoló aszerint, hogy  $H_E$ , illetve  $H'(0,07, 0)$  (bőrre) legalább 10-szer nagyobb, mint  $E$ , illetve  $H^*(10)$ , vagy nem,

– a béta-sugárzás és fonsugárzás 15 keV alatt, gyengén áthatoló.

A területellenőrzéshez szükséges új mennyiségek jól alkalmazható és precíz definíciójához igen sok ellenőrző számítás és mérés után a következő egyszerűsítések szükségesek és engedhetők meg:

- ICRU gömbfantom az emberi törzs helyett, átmérő 30 cm, 1 g/cm<sup>3</sup>, 76,2% O, 11,1% C, 10,1% H, 2,6% N.

- Kiterjesztett és irányított sugárzási tér feltételezése.

Kiterjesztett a sugárzási tér, ha az egész fantomban ugyanaz a fluens és az irány- és energiaeloszlás, mint a mérés pontjában. (Alkalmasan megválasztott pontban egyetlen mért  $H$  értékkel akarjuk az effektív dózist helyettesíteni.)

Irányított a sugárzási tér, ha változatlan fluens és energiaeloszlás mellett a sugárzás egyetlen irányból érkezik. (A megfelelő mérési pont kiválasztása a gömbfantomban.)

### Környezeti dózisegyenérték, $H^*(d)$

A dózisegyenérték a sugárzási tér egy adott pontjában, amely az ICRU gömb  $d$  mélységében, a kiterjesztett és irányított sugárzási tér esetén a sugárzás irányával ellentétes sugáron lenne. (Erősen áthatoló sugárzások mérésére,  $d = 10$  mm).

### Irány szerinti dózisegyenérték, $H'(d, \Omega)$

A dózisegyenérték a sugárzási tér egy adott pontjában, amely az ICRU gömb  $d$  mélységében, a kiterjesztett sugárzási tér esetén egy  $\Omega$  irányban lévő sugáron lenne.

Gyengén áthatoló sugárzások mérésére,  $d = 0,07$  mm bőrre, 3 mm szemre, és gömb helyett  $30 \times 30 \times 15$  cm-es hasábfantom is használható. Egyirányú sugárzás esetén  $\Omega$  helyett lehet a sugárzás irányához viszonyított  $\alpha$  szöget használni, ha  $\alpha = 0$  akkor  $H'(d) = H^*(d)$ . A mérőeszköz irányfüggése feleljen meg  $H'(d)$  irányfüggésének (*isodirectional*).

### Személyi dózisegyenérték, $H_p(d)$

Az a dózisegyenérték, amely lágy szövetben a test egy adott pontján  $d$  mélységben mérhető. Gyengén, illetve erősen áthatoló sugárzás mérésére,  $d = 0,07$  mm, vagy 3 mm, illetve  $d = 10$  mm ajánlott, valódi testszövet helyett  $30 \times 30 \times 15$  cm-es ICRU szövet, víz, illetve plexi hasábfantomok is használhatók a sugárzás fajtájától függően.

### A dózisegyenérték ( $H$ ) mérési lehetőségei

a) A  $D(y)$  mérése és a  $Q(y)$  ismeretében a  $H$  integrálással kiszámítható.  $D(y)$  mérésére alkalmas méretű alacsony nyomású szövetegyenértékű proporcionális kam-

rát használnak, főleg neutronsugárzás méréséhez. Ha  $\bar{Q} = 1$  a  $H = D$ , akkor a mérésre szövetegyenértékű, energiafüggetlen ionkamra is alkalmas. Főleg mikrodozimetriai alap kutatásokban használatos ez a méréstechnika.

b) Más, pontosan mérhető mennyiség méréséből (be-sugárzási dózis, levegőben közölt dózis, vízben elnyelt dózis) kiindulva, a sugárzás spektrumának ismeretében, konverziós tényezők alkalmazásával lehet meghatározni az operatív dózisegyenérték-mennyiségek  $H^*(d)$ ,  $H'(d, \alpha)$ ,  $H_p(d)$  értékeit. *Ez a jelenlegi legelterjedtebb mérési gyakorlat, a mérőeszközök kalibrálásakor, bitelesítésekor csak ez használható.* Az ISO 4037 szabvány tartalmazza ezeket a konverziós értékeket a kalibráláshoz használandó összes sugárzási fajtára.

### Sugárfizikai etalon mérőeszközök az OMH-ban

A magyarországi sugárvédelmi gyakorlat számára is használható első aktivitásmérések és dózismérések 1958-ban kezdődtek az OMH-ban, az Elektronikus és Sugárfizikai Mérések Osztályán. Kezdetben évi néhány ezer ionkamra személyi dózismérő kalibrálása, illetve a 37 MBq-nél nagyobb aktivitású <sup>60</sup>Co, <sup>226</sup>Ra és <sup>137</sup>Cs izotópok aktivitásának mérése volt lehetséges. Az aktivitás- és dózismennyiségek mérése a hazai Onkológiai Intézet és a leningrádi Mengyelejev Intézet etalonjaira voltak visszavezetve.

1963-tól kezdődött meg az OMH-ban a nemzetközi gyakorlatnak megfelelő,  $4\pi$  térszögű proporcionális számláló, koincidenciamérési elven alapuló abszolút aktivitásmérés.

1965 és 1978 között az alábbi, ma is használt elsődleges etalon aktivitásmérő berendezések készültek az OMH-ban.

1968

Koincidenciamérő berendezés az  $(\alpha, \beta)$ - $\gamma$  koincidienciában bomló, valamint a 0,5 MeV-nél nagyobb maximális energiájú tiszta  $\beta$ -sugárzó radionuklidok aktivitásának mérésére.

Detektorok: normál nyomású  $4\pi$  térszögű Ar+CH<sub>4</sub> gázáramlásos proporcionális számláló  $\alpha$ - és  $\beta$ -részecskékre és NaI(Tl) szcintillációs számláló a fotonokra.

Mérhető radionuklidok: <sup>60</sup>Co, <sup>90</sup>Sr(+<sup>90</sup>Y), <sup>99</sup>Mo, <sup>131</sup>I, <sup>134</sup>Cs, <sup>137</sup>Cs, <sup>241</sup>Am, valamint tracer módszerrel <sup>35</sup>S, <sup>45</sup>Ca, maximálisan 1 MBq radioaktivitásig.

1976

Koincidenciamérő berendezés az elektronbefogásos és  $(\alpha, \beta)$ - $\gamma$  koincidienciában bomló radionuklidok aktivitásának mérésére.

Detektorok: nagy nyomású (max. 2 MPa)  $4\pi$  térszögű Ar+CH<sub>4</sub> gázáramlásos proporcionális számláló egybeépített előerősítővel és NaI(Tl) szcintillációs számláló a fotonokra.

Mérhető radionuklidok: <sup>54</sup>Mn, <sup>57</sup>Co, <sup>67</sup>Ga, <sup>75</sup>Se, <sup>85</sup>Sr, <sup>99</sup>Tcm, <sup>109</sup>Cd, <sup>133</sup>Ba, <sup>152</sup>Eu, <sup>169</sup>Yb, <sup>192</sup>Ir, <sup>201</sup>Tl

1978

Folyadékszcintillációs koincidenciamérő berendezés az  $(\alpha, \beta)$ - $\gamma$  koincidienciában bomló, a 0,5 MeV-nél kisebb

maximális energiájú tiszta  $\beta$  sugárzó és az elektronbefogásos radionuklidok aktivitásának mérésére.

Detektorok: folyadékszintillátor (SUPERSOLVE) + fotoelektronsokszorozó és NaI(Tl) szcintillációs számláló a fotonokra.

Mérhető radionuklidok:  $^{54}\text{Mn}$ ,  $^{55}\text{Fe}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $^{14}\text{C}$ ,  $^{63}\text{Ni}$ .

1978

Nagyfelületű  $4\pi$  proporcionális számlálós mérőberendezés  $\alpha$  és  $\beta$  sugárzó nagyfelületű sugárforrások felületi aktivitásának, illetve kilépő részecskeszámának mérésére.

Detektor:  $4\pi$  térszögű,  $\text{CH}_4$  gázáramlásos (65 kPa) proporcionális számláló.

Mérhető radionuklidok:  $^{14}\text{C}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{90}\text{Sr}(+^{90}\text{Y})$ ,  $^{147}\text{Pm}$ ,  $^{204}\text{Tl}$ .

Az aktivitásmérések másodlagos etalon mérőeszközei kalibrált  $4\pi$ -gamma-üregionizációs kamrák (mérés-tartományuk 50 keV felett maximum 3 GBq  $^{60}\text{Co}$  ekvivalens aktivitásig) és a kalibrált félvezető gamma-spektrométerek.

Sugárvédelmi célú aktivitás- és szennyezettségmérésekhez gyakran szükségesek különféle *Radioaktív Hiteles Anyagminták* (RHA-k). Az RHA-k készítését 1968-ban kezdte meg az OMH. Kezdetben 80–100 darab készült évente, melyek több mint 30 radionuklid között oszlottak meg. 1978-ra már 54 különféle radionukliból készültek folyadék és szilárd etalonok, s az évi gyártás 250–300 darab volt. A legnagyobb igény az RHA-k iránt 1986–1988-ban, a csernobili atomerőművi baleset után volt, amikor az évi darabszám már elérte az 5–600-at. Az évek során a sugárforrások választéka jelentősen bővült új, nagyfelületű (max. 600  $\text{cm}^2$ ), nagytérfogatú (max. 1500  $\text{cm}^3$ ), Marinelli geometriájú  $^{85}\text{Kr}$ -gáz és extra alacsony aktivitású RHA-k kifejlesztésével.

Az első OMH-gyártmányú dozimetriai etalon mérőeszközök 1965-ben készültek el. Ezek különböző térfogatú, gömb alakú, grafit falú és úgynevezett szabadlevegős ionizációs kamrák voltak. Ezekkel az akkori gyakorlatnak megfelelően a röntgentartománytól a  $^{60}\text{Co}$  energiájáig széles intenzitástartományban volt mérhető a besugárzási dózismennyisége röntgen egységben. Az ionizációs áram méréséhez szükséges rezgőkondenzátoros elektrométert és az urán árametalont az NDK mérésügyi hivatalában kalibrálták.

Az ICRU 1963-ban definiálta a ma is érvényes besugárzási dózis- és a levegőben közölt dózismennyiségeket, melyek elsődleges etalonjai, a röntgensugárzás tartományában (10–320 kV), az úgynevezett szabadlevegős ionizációs kamrák, a  $^{137}\text{Cs}$  és  $^{60}\text{Co}$  radionuklidok gamma-sugárzására pedig az úgynevezett Bragg–Gray-elve alapuló grafit falú üregionizációs kamrák. Ezek az etalonok 1972 és 1978 között, szintén az OMH-ban készültek, és folyamatosan részt vesznek nemzetközi összehasonlításokban. A velük mért levegőben közölt dózis értékének eltérése más nemzetek hasonló elsődleges etalonjaihoz viszonyítva nem több, mint néhány tized százalék.

Egy adott anyagban elnyelt dózis definíciója 1968 óta (ICRU 11) változatlan. Mérésére csak a 80-as évekre sikerült (nem az ionizációra alapuló) elsődleges mérőeszközt kifejleszteni, először grafit-, majd vízkaloriméter formájá-

ban. Az OMH-ban a vízben elnyelt dózis etalonja egy grafit anyagú kaloriméter. 1986-ban épült osztrák és NAÜ-együttműködés keretében. A kaloriméterrel kvázi adiabátiikus vagy izoterm módszerrel lehet minimum 0,5 Gy dózist mérni. Érzékenysége 1,4 mK/Gy, így a rutinnérésekhez másodlagos etalon ionizációs kamrák használatosak. Kiterjesztett mérési bizonytalansága ( $k = 2$ ) 1,0%.

A sugárvédelemben használatos mérőeszközökkel mérhető, úgynevezett operatív mennyiségeket és azok ma is használatos definícióit, melyek az effektív dózis meghatározására szolgálnak, 1985-ben, illetve 1992-ben az ICRU 39-ben és az ICRU 47-ben publikálták. Ezek a környezeti dózisegyenérték  $H^*(d)$ , illetve a személyi dózisegyenérték  $H_p(d)$  mennyiségek. 1996 óta az OMH-ban is lehetőség van, a levegőben közölt dózis mennyiségéből kiindulva, az ISO 4037-III szabvány ajánlásait követve, a  $H^*(d)$ , illetve  $H_p(d)$  mennyiségekben hitelesíteni a területellenőrzésre, illetve a személyi dozimetriára használt mérőeszközöket.

A fotonsugárzáson kívül a  $^{90}\text{Sr}(+^{90}\text{Y})$ ,  $^{147}\text{Pm}$ , és a  $^{204}\text{Tl}$   $\beta$ -sugárzásának vízben, illetve lágy testszövetben elnyelt dózisének mérésére van etalon mérőeszköze (plexi anyagú extrapolációs ionizációs kamra) az OMH-nak.

Magyarország mint a Nemzetközi Méteeregylemény tagja, 1999 októberében aláírta a Nemzetközi Súly- és Mértékügyi Bizottság (CIPM) által kidolgozott, az országos etalonok és a mérési bizonyítványok elfogadásáról szóló Kölcsönös Elismerési Megállapodást (MRA). E megállapodás B melléklete tartalmazza a mérésügyi hierarchia tetjén álló, úgynevezett kulcs-összehasonlítások adatbázisát és az elsődleges etalonok – ezen összehasonlításokból meghatározott – egyenértékűségi fokát. A C melléklet tartalmazza az aláíró országok nemzeti mérésügyi intézményeinek, úgynevezett rutin kalibrálási és mérési képességet tartalmazó CMC adatbázist. E két naprakész elektronikus adatbázist a Nemzetközi Súly és Mértékügyi Hivatal (BIPM) gondozza, amelyben megtalálhatók az ionizáló sugárzás mérésére vonatkozó magyarországi (OMH) adatok is. (<http://kcdb.bipm.org/appendixC>). A C melléklet 74 radioaktivitással kapcsolatos és 40 dozimetriával kapcsolatos mérési, kalibrálási szolgáltatást tartalmaz. Az ezekre vonatkozó OMH által kiállított bizonyítványban szereplő mérési eredményt és azok mérési bizonytalanságát mind az 59 aláíró ország elfogadja, elősegítve ezzel többek között a sugárvédelmi célú mérések világméretű egységességét is.

## Összefoglalás

Az első részben ismertetett dozimetriai mennyiségek ( $K$ ,  $D$  stb.) megfelelő fizikai alapot adnak az elméleti és gyakorlati sugárvédelem számára. A legfontosabb és egzaktul mérhető mennyiség a vízben elnyelt dózis, melynek mérését ionometrikus és kalorimetrikus elsődleges etalonokra alapozott mérés technika biztosítja világszerte.

A sugárvédelmi szabályozást szolgáló egyenértékűsítés ( $H_p$ ) és effektív dózis ( $E$ ) mennyiségek értékeit a legtöbb gyakorlati sugárzási esetben megfelelő pontossággal közelítik a mérhető, jelenleg használt operatív

mennyiségek, mint a környezeti ( $H^*$ ) és a személyi ( $H_p$ ) dóziségenértékek.

A gyakorlatban felmerülő bonyolult sugárzási terek mérés technikájának fejlődése (in-situ foton-, illetve neutronspektrometria), a számítógépes modellezés (Monte Carlo módszerek, jelenleginél realisabb fantomok, újabb adatbázisok az ionizáló sugárzás és az anyag fizikai kölcsönhatására), és az effektív minőségi tényező pontosabb meghatározását segítő sugárbiológiai és mikrodozimetriai kutatások eredményei, remélhetőleg még precízebbé és ugyanakkor egyszerűbbé is fogják tenni a sugárvédelmi fogalomrendszert a nem túl távoli jövőben.

#### Irodalom

1. KÖTELES GY. (szerk.): *Sugáregészségtan* – Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 2002
2. International Commission on Radiation Measurement and Units; ICRU-report No. 10c, 19, 33, 39, 40, 43, 47, 51, 57
3. International Committee on Radiological Protection; ICRP publications No. 26, 60, 74

4. Mutual recognition of national measurement standards and of calibration and measurement certificates issued by national metrology institutes, Paris, 14 October 1999 (1999)
5. H.O. WYCKOFF, F.A. ATTIX: *Design of free-air ionization chambers* – NBS Handbook 64 (1957)
6. York IAEA; Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments, Safety Report Series No. 16 (2000)
7. International Standard Organization; X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose-rate meters and for determining their response as a function of photon energy: ISO-4037 Part 1 (1996), Part 2 (1997) and Part 3 (1999)
8. ISO standards, numbers: 6980, 8529, 8769
9. IEC standards, numbers: 61526, 61846, 61512, 61283
10. IAEA; Assessment of Occupational Exposure due to External sources of radiation, IAEA Safety Standard series, No. RS-G-1.3 (1999)
11. General requirements for the competence of testing and calibration laboratories ISO/IEC 17025: 1999
12. Guide to the expression of uncertainty in measurement (ISO, IEC, OIML,...) 1993
13. ISO 3534-1 1993 Statistics Vocabulary and symbols
14. Expression of the Uncertainty of Measurement in Calibration EA-4/02 1999
15. I. CSETE et. al.: BIPM Reports, numbers: 2000/05, 02/12, 03/08, 94/13

## BIOLÓGIAI ISMERETEK ÉS SUGÁRVÉDELMI SZABÁLYOZÁS

Köteles György

„Fodor József” Országos Közegészségügyi Központ  
Országos „Frédéric Joliot-Curie” Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézete

Az ionizáló sugárzás és a radioizotópok 108–109 évvel ezelőtti feltalálása örömet okozott, mindenki azt hitte, nagyon fontos eszközökhöz jutott a betegségek kezelésében. Ez így is van azóta is, de hamarosan rádöbbenek, hogy ezek a sugárzások igen veszélyesek, súlyos károkat okozhatnak a szervezetben. A szakmai társadalom reagált: létrehozta azt a bizottságot, amelyik a védelem feltételeit vizsgálja. Ez lett a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP). A széles körű társadalom félelme akkor terebélyesedett, amikor a hirosimai és nagaszaki bombázás eredményeiről értesültek. Ezt fokozta a hidegháborús fenyegetések miatti aggodalom, majd az atomerőművi balesetek Pennsylvaniában és Csernobilban. Azóta a sugárzás, az atom szavak hallatán sokan megrémülnek, anélkül, hogy tudnák miről is van szó. Rendszerint ez a helyzet például a kisebb atomerőművi üzemzavarok bejelentésekor is.

A jelen tanulmány célja a jogos aggodalmakat ápolni, erre felhívni a figyelmet, az indokolatlan aggályoskodásokat pedig csökkenteni. Az indokolatlan szorongás, félelem önmaga is egészségkárosító tényező!

A sugárzás tehát veszélyes, mint a tűz, de mint ahogyan a tűzvédelem teszi lehetővé a tűz elengedhetetlen, biztonságos alkalmazását, úgy a sugárvédelem intézkedik a sugaras technológiák biztonságos alkalmazásáról.

Körülöttünk természetes és mesterséges sugárforrások vannak, ezektől jól ismert, jól mérhető sugárterhelést kapunk, ezek nagyságrendje kijelöli számunkra a „mi a sok és mi a kevés” határait, jogszabályi, szervezeti, műszeres felkészültségünk van a sugárzási viszonyok ellenőrzésére és ha szükséges a munkahelyeken dolgozók és a lakosság megóvására az egészségkárosító sugárterhelésektől.

Az alábbiakban részint a sugárvédelmi határértékek változása, másrészt a jelenlegi biológiai ismeretek szerinti biológiai–egészségi hatásokat kiváltó dózistartományok kerülnek tömör ismertetésre.

### A sugárvédelmi határértékek változása

A röntgensugárzás és a rádium felfedezését követő első két évtizedben számtalan sérülés történt, hiszen nem ismerték a hatásokat. Ez különösen csúcsondott az I. Világháború idején, amikor igen egyszerű, védelem nélküli, hordozható röntgenkészülékeket használtak. A német röntgentársaság már 1913-ban ajánlásokat tett közze, a brit röntgentársaság 1915-ben realizálta a védelem szükségességét, és 1921-ben erre vonatkozó ajánlásokat fogalmazott meg. A 20-as évek elején más országok is felzárkóztak a sugárvédelmi gondolatkörre, mint Olaszország, Norvégia és a Szovjetunió. Az első hazai Sugárvédelmi Szabályok megfogalmazására 1930-ban kezdődtek törekvések. 1925-ben az I. Nemzetközi Radiológiai Kongresszuson a nemzetközi együttműködés szükségessége vetődött fel. Ennek eredményeképpen megalakult az ICRU és 1928-ban az ICRP (akkori nevén *International X-ray and Radium Protection Committee*). A Bizottság mintegy 3 és fél oldalas ajánlást adott ki a röntgen- és rádiumexpozícióval szembeni védekezésről, nem fogalmazott meg ugyan határértékeket, de ajánlotta sugaras munkahelyen dolgozóknak a hosszabb szabadságot és a munkaórák csökkentését. Néhány mérföldkő: