

FIZIKAI SZEMLE

AZ EÖTVÖS LORÁND FIZIKAI TÁRSULAT LAPJA

XI. évfolyam

5. szám

1961. május

A korszerű dozimetria módszerei és problémái

Az utóbbi években folyóiratokban és könyvekben egyaránt egyre gyakrabban olvashatunk dozimetriai kérdésekről. Nemzetközi symposionok és kongresszusok foglalkoznak a dózismérés elvi és gyakorlati problémáinak a megvitatásával. Joggal feltehető tehát a kérdés, hogy mi okozta a dozimetriai kérdések iránti érdeklődés megnövekedését?

A válasz röviden a következőképpen fogalmazható meg: Az ok végsőfokon az ionizáló sugárzásoknak az emberi szervezetre kifejtett káros, pusztító hatásában keresendő. E pusztító hatás következtében ugyanis egyrészt, amint a fizika újabb és újabb sugárfajtákat, sugárforrásokat fedezett fel, az orvostudomány nyomban megkísérelte e sugárzásokat a maga céljaira, pl. nem kívánatos, kórosan szaporodó testszövetek, daganatok elpusztítására felhasználni; másrészt, amilyen mértékben szaporodott az új sugárzó berendezések — reaktorok, gyorsítók — és főleg a radioizotópok felhasználásának rohamos elterjedése útján az ionizáló sugárzások hatásának kitett személyek száma, olyan mértékben növekedett e sugárzások káros hatásai elleni védekezésnek a jelentősége is.

Az ionizáló sugárzások orvosi felhasználásának és a sugárvédelemnek az alapját viszont egyaránt a dozimetria képezi és így érthető a dozimetria iránti érdeklődés fokozódása. Mivel pedig civilizációnk fejlődésének egyik legfontosabb tényezője az atomenergia békés felhasználásának további elterjedése, aminek viszont elválaszthatatlan velejárója az ionizáló sugárzásoknak a szaporodása, nem nehéz megjósolnunk, hogy a dozimetria jelentősége a jövőben még egyre inkább növekedni fog.

A dozimetria feladata

Mint említettük, az ionizáló sugárzások az emberi szervezetre kizárólag roncsoló, pusztító hatást fejtenek ki. E káros biológiai hatások azonban általában csak hosszabb idővel, kisebb besugárzásoknál csak évekkel, sőt évtizedekkel a besugárzások után jelentkeznek. A dozimetria feladata: a különböző fajtájú ionizáló sugárzásoknak olyan jellegű mérése, amelynek alapján a majd később fellépő biológiai hatásokra már a

besugárzások elszenvedésekor, azaz *előre* következtetni lehet.

A fenti követelmény következtében a dozimetriai mérések általában lényegesen különböznek a fizikában használatos sugázmérésektől. Tekintsünk pl. egy gamma-sugárzást. A tapasztalat szerint a testszöveteken áthaladó gamma fotonok semmiféle élettani hatást nem fejtenek ki. Biológiai hatás csak ott és olyan mértékben lép fel, ahol és amilyen mértékben a gamma-sugárzás foto- és Compton-elektronok útján ionizációt fejt ki, vagyis a gamma-sugárzás a testszövetekkel ionizáció útján energiát közöl.

Ebből következik, hogy dozimetriai célokra a kérdéses helyre beérkező gamma fotonok számának pl. GM-csővel való meghatározása, ami a fizikában igen gyakran használt módszer, nem elegendő. De nem elegendő a sugárzás energiájának, azaz az egységnyi idő alatt a sugárzás irányára merőleges felület egységen átáramló energiának a mérése sem. Mert kemény gamma-sugárzás esetén pl. a sugárzási energiának 95%-a a testszöveteken mindenféle hatás kifejtése nélkül keresztül áramlik és élettani hatást annak csupán 5%-a fejt ki, míg lágy gamma-sugárzásnál esetleg csupán az energia 1%-a áramlik keresztül a testszöveteken és 99%-a abban elnyelődve élettani elváltozásokat hoz létre.

De nem vezetne célra a sugárzási energia gyengülésének az a gyakran használt mérési módszere sem, amelynél megmérjük a sugárzás energiáját egy bizonyos pontban testszövetek nélkül, majd a testszövetek közbehelyezése után. A két mérés különbségéből adódó energia különbség ugyanis még mindig nem adja meg a testszövetekben ionizációvá átalakult energiát, a mért energia különbség egy része mint szórt sugárzás a testszöveteket a sugárzás eredeti haladási irányától eltérő irányokban ismét el is hagyja, tehát semmiféle élettani hatást sem fejt ki.

Amint a fenti példából láthatjuk, a gammadozimetria céljaira a fizikában kidolgozott és jól bevált mérési módszerek általában nem felelnek meg, illetve csak durva közelítésben oldják meg a dozimetria problémáit. A többi sugárzás fajtánál a viszonyokat tovább bonyolítja az a tapasztala-

lat, hogy a biológiai hatás a sugárzás által létesített ionizáción kívül az ionizáció lineáris sűrűségétől, azaz a lineáris energiaátadáستól (linear energy transfer, LET) is függ.

Szükségesnek mutatkozott tehát a dozimetria céljainak megfelelő *dózisfogalmaknak* a definiálása és speciális *dózismérési eljárásoknak* a kidolgozása. A dozimetria alapvető problémáival 1925 óta a Nemzetközi Radiológiai Kongresszusok, ill. a Radiológiai Egységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága (International Commission on Radiological Units and Measurements) foglalkozik. Újabb az International Organization for Standardization (ISO) is bekapcsolódott az egységes nemzetközi alapoknak a lefektetésébe. Bár a dozimetria több mint fél évszázados múltra tekinthet vissza, és így igen sok tapasztalattal rendelkezik, az utolsó másfél évtized nagy felfedezéseit nyomonkövető újabb és újabb nehéz problémákat maradék nélkül megoldani eddig még sem elméleti, sem gyakorlati úton nem tudta.

Az 1959. évi IX. Nemzetközi Radiológiai Kongresszus tükrében a dozimetria felépítése ma a következőkben vázolható: A dozimetria egész területét 3 fejezetre oszthatjuk:

1. Az első és legfontosabb fejezetbe tartoznak az alapvető *dózisfogalmaknak* és az ennek alapján történő abszolút dózismérési módszereknek a problémája. A három fundamentális dózisfogalom:

- a) energiadózis,
- b) besugárzási-dózis,
- c) biológiai-dózis.

Mindhárom dózisfogalomnál megkülönböztünk helyi, azaz a besugárzott testszövetek tetszőleges kicsiny térfogatára jellemző dózisokat és integrál, vagy térfogat-dózisokat, amelyek a teljes besugárzott térfogatokra nézve jellemzőek.

2. A második fejezetbe sorolhatjuk a legkülönbözőbb *gyakorlati dózismérési feladatok* elvégzésére alkalmas dozimétereket és dózismérési eljárásokat. Tekintettel arra, hogy egyrészt a mérendő sugárzások fajtája, energiája és intenzitása, másrészt a mérési feladatok, illetve mérési körülmények között igen nagy különbségek mutatkoznak, általában igen jelentős számú, különféle doziméter kifejlesztése vált szükségessé. Így pl. a mérendő dózisintenzitások több mint 12 nagyságrendet ölelnek fel, aminek a mérése természetesen csak különböző típusú készülékekkel végezhető el.

E gyakorlati dózismérők az első fejezetbeli megfelelő abszolút dózismérő berendezéssel való behitelesítésre szorulnak. Igen fontos adat az ilyen relatív mérőeszközöknél a mérhető sugárfajtának, valamint azok energia és intenzitás tartományának szabatos megadása. A részecske-energiák figyelmen kívül hagyása nagyságrendi mérési hibákat is okozhat.

3. A dozimetria harmadik fejezetét végül a különféle *dózis-számítási* módszerek képezik. Bonyos esetekben ugyanis a dózismérés mai technikai adottságaink mellett nem végezhető el, illetve sokszor célszerű az ismert fluxusok és energiák,

illetve aktivitások alapján a várható dózisintenzitásoknak előre való kiszámítása. Ilyen esetek pl.

a) egyes szerveknek az inkorporált radioizotópoktól származó alfa-, béta-, gamma-dózis-megterhelésére vonatkozó számítások,

b) mélydózisok, gócdózisok meghatározása,

c) ionizáló sugárzásokat kibocsátó berendezéseknek, sugárforrásokkal kapcsolatos műveletek elvégzésének megtervezésével összefüggő előzetes sugárvédelmi dózisszámítások.

Alapvető dózisfogalmak

A biológiai elváltozásokkal párhuzamosan haladó fizikai dózisfogalom az *elnyelt-dózis* vagy *energia-dózis*, melyet 1930-ban Christen vezetett be. Definíciója a következő:

Az elnyelt-dózis bármely ionizáló sugárzásra vonatkozóan azzal az energia mennyiséggel egyenlő, amelyet a sugárzás a kérdéses helyen a besugárzott anyag 1 grammjával ionizáló részecskék útján közöl.

$$D_e = dE/dm = \frac{1}{\rho} dE/dv.$$

Az elnyelt-dózis egysége a rad. 1 rad = 100 erg/gramm elnyelt energia.

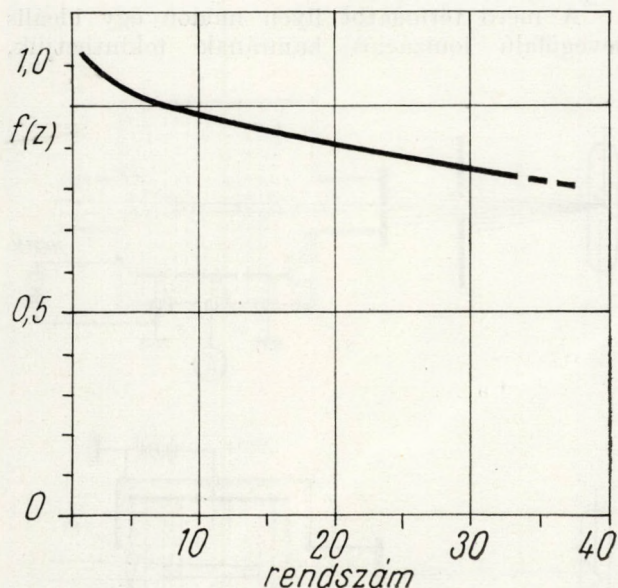
Amilyen egyszerű és világos az elnyelt-dózis definíciója, olyan nehéz adott esetben annak definíció szerinti mérése. Az elnyelt energiák mérésére általában a kalorimetrikus mérési módszerek használatosak. A testszövetekben elnyelt energiának közvetlen kalorimetriás meghatározása azonban jelenlegi technikai adottságaink mellett csak igen korlátozott mértékben végezhető el. Még abban az esetben is, ha kémiai elváltozások nem lépnek fel és az elnyelt energia teljes egészében hőenergiává alakul át, annak mérése a fellépő rendkívül kismérvű hőmérséklet emelkedések következtében legtöbb esetben igen nagy nehézségekbe ütközik. Így pl. 1 rad-nak $2,4 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ nagyságrendű hőmérséklet emelkedés felel meg.

Az elnyelt energiák méréséhez tehát *közvetett mérési eljárást* kellett kidolgozni. Bragg és Gray 1930-ban ismertették mérési elvüket. Kimutatták, hogy pl. gamma-sugárzás esetén a fotonok által keltett elektronok mozgását nem befolyásolja egy, az elektronoknak levegőbeni hatótávolságához képest kicsi, levegővel töltött üregnek a kialakítása. Az elektronok eloszlása az üregben ugyanaz marad, mint az ezt közvetlenül körülvevő testszövetekben. Ennek megfelelően az egységnyi tömegű testszövetnek, illetve levegőnek leadott energia úgy aránylik, mint a két közegnek az elektronokkal szemben tanúsított relatív tömegfékező képessége: s . A relatív tömegfékező képesség lényegében véve a testszövetek és a levegő 1 grammnyi mennyiségében jelenlevő elektronok számától, n_t , illetve n_l -től függ:

$$s = \frac{n_t}{n_l} f(Z),$$

ahol $f(Z)$ a közeg rendszámával lassan változó függvény (1. ábra), testszövetek esetében kerekén 1-nek vehető.

A Bragg–Gray-féle mérési elv szerint tehát a kérdéses helyen a szóban forgó anyagnak levegővel töltött kicsiny üregében létesített ionizációt



1. ábra. A relatív tömegfékező képesség rendszámfüggése

kell mérnünk. Ebből a levegőben mért ionizációból az egységnyi tömegű testszövettel ionizáló részecskék útján közölt energiát E_m -et a következő összefüggés alapján számíthatjuk ki:

$$E_m = I_m \cdot W \cdot s,$$

ahol I_m az üregben létesített egységnyi tömegű gázra vonatkoztatott ionizáció, azaz az 1 g gázra átszámított ionpárok száma, W a gáz 1 ionpárjának létesítéséhez szükséges energia erg-ekben (levegőre nézve $34 \text{ eV} = 5,44 \cdot 10^{-11} \text{ erg}$) és s a relatív tömegfékező képesség, azaz az ionizáló részecskék energiavesztésének aránya a testszövetek és a gáz egységnyi felületre eső egységnyi tömegében.

Mint hogy $1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g}$ elnyelt energia, a fenti egyenletből a radban kifejezett elnyelt-dózist a következőképpen kapjuk meg:

$$D_e = 0,01 \cdot E_m = 0,01 \cdot I_m \cdot W \cdot s \text{ rad}$$

Az elnyelt-dózisnak a mérése azonban még a Bragg–Gray-féle elv alapján is nehézségekbe ütközik, amennyiben a kamrafalnak vagy olyan vékonyknak kell lennie, hogy a belőle származó ionizáció elhanyagolható legyen, vagy szövetekvivalens anyagból kell készülnie. A gamma-sugárzás szempontjából szövetekvivalens anyagnak az előállítása még nem jelent túl nagy nehézséget. Alacsony rendszámú elemek megfelelő számarányával csupán azt kell biztosítani, hogy a kamrafal effektív rendszáma a testszövetek effektív rendszámával legyen azonos, és így az ionizációt

kifejtő foto- és Compton-elektronok száma és energiája azonos legyen a testszövetekben kiváltottakéval.

A neutron sugárzások szempontjából szövetekvivalens anyagnak az előállítása már nagy nehézséget jelent. A neutronsugárzások ugyanis a testszövetekben az ionizációt egyrészt a nagy számban jelenlevő protonok meglökése útján, másrészt a $H^1(n, \gamma) D^2$ magreakciókból származó $2,2 \text{ MeV}$ -os fotonok és a $N^{14}(n, p) O^{14}$ magreakcióból származó $0,6 \text{ MeV}$ -os protonok ionizációja útján fejtik ki. A kamrafalnak és töltő gáznak tehát hidrogén és nitrogén szempontjából is azonos összetételűnek kell lennie a testszövetekkel, ami robbanásveszély, szigetelés stb. szempontjából komoly nehézséget jelent.

Levegővel töltött ionizációs kamrák esetén a protonok által egy ionpár létesítéséhez szükséges energiára $35 \text{ eV} = 5,6 \cdot 10^{-11} \text{ erg}$ -et szokás felvenni. Így a kamrafalban elnyelt-dózis, ha a mért ionizáció Q elektrosztatikai egység per cm^3 :

$$D_{\text{kamrafal}} = 0,9 \cdot Q \cdot s' \text{ rad},$$

ahol s' a kamrafalnak levegőre vonatkoztatott relatív tömegfékező együtthatója protonokra nézve.

A testszövetekkel mindig csak többé-kevésbé megegyező összetételű kamrafalban elnyelt-dózistól a testszövetekben elnyelt-dózist végül is a következőképpen kapjuk meg:

$$D_{\text{szöv}} = D_{\text{kamrafal}} \frac{\sum \sigma_i \cdot k_i \cdot N_i \text{ szövet}}{\sum \sigma_i \cdot K_i \cdot N_i \text{ kamrafal}}$$

ahol σ_i az i -edik atomfajtára vonatkozó szóródási hatáskeresztmetszet, k_i az i -edik atomfajtára eső átlagos energiavesztés aránya és N_i az i -edik fajta atomok száma az egységnyi tömegben.

A fentebb vázolt nehézségek miatt az elnyelt-dózis mérése mai napig csak igen kevésbé tudott elterjedni és szükségesnek mutatkozott egy másik, kevésbé közvetlen, de egyszerűen és pontosan mérhető dóziszfogalomnak a bevezetése. Ez a dóziszfogalom a *besugárzási-dózis*, vagy *r-dózis*, amely eredetileg csak röntgen, később röntgen és gamma-sugárzásokra nyert definíciót. A besugárzási-dózis, mint a neve is mutatja, abban különbözik az elnyelt-dózistól, hogy a testszövetekben a biológiai hatást ténylegesen kifejtő elnyelt energia helyett, csupán magának a sugárzásnak a jellemzésére szolgál, amennyiben a definíció szerint:

A besugárzási-dózis a röntgen- és gamma-sugárzásoknak a kérdéses helyen levegőben jelentkező ionizáló képessége.

Joggal felmerülhet a kérdés, hogy a besugárzási-dózis definíciója miért éppen a *levegőben* létrehozott ionizációs hatást vette alapul, amikor számos egyéb, még egyszerűbben észlelhető hatását is ismerjük a röntgen- és gamma-sugárzásoknak. Ilyenek pl. a fotoemulzióra gyakorolt hatás, a fényteltő, szín-elváltozást, vezetőképesség változást stb. létrehozó hatások. Ezeket a hatásokat már a század elején valóban használták is dozimetriai célokra,

míg az első ionizációs kamrás dózismérőt, csak 1914-ben készítette a magyar Szilárd.

A levegőben létesített ionizáció választásának elvi és gyakorlati okai vannak. Az *elvi ok* a következő: valamennyi sugárhatás általában igen nagyfokú, 3–4000%-ig terjedő energiafüggést mutat, azaz egy bizonyos biológiai hatás létrehozásához szükséges sugármennyiséghez tartozó fizikai elváltozás pl. filmfeketedés, nagy mértékben függ a sugárzás hullámhosszától. A levegőben létesített ionizáció egy olyan speciális sugárhatás, amely nagymértékben párhuzamosan halad a biológiai hatásokkal, azaz a kettő viszonya minden hullámhossznál állandó. Ennek oka nyilván abban keresendő, hogy a levegő *effektív rendszáma* (7,4) nagymértékben azonos a testszövetek effektív rendszámával és így a rendszám 4. hatványával arányos fotoelektromos abszorpció, valamint a rendszám első hatványával arányos Compton-szóródás változása mindkét anyagban a foton energiájának a változásánál azonos menetet mutat. Ezzel szemben az összes többi hatásnál jóval magasabb rendszámú elemek szerepelnek, pl. a fotoemulzióknál az ezüst és bróm a 47-es, ill. 35-ös elemek, és ennek következtében főleg a kisebb foton energiáknál a fotoelektromos abszorpció erős rendszám- és energiafüggése nagymértékben érvényesül.

A besugárzási-dózis értéke azonban csak akkor halad párhuzamosan a biológiai hatásokkal, ha valóban csupán a levegőben létesített ionizációs áramot mérjük, és kikapcsoljuk az általában erősen energiafüggő „falihatásokat”. Egyértelmű mérési eredményekhez ezen felül csak úgy juthatunk, ha minden esetben a szekunder elektronok teljes ionizációját mérjük, és pedig telítési áram formájában.

A besugárzási-dózis egységének az *r egységnek* a definíciója ennek megfelelően a következő:

1 *r* az a röntgen- vagy gamma-besugárzási-dózis, amely a fali hatások kiküszöbölésével és a szekunder ionizáció teljes kihasználásával 1 cm³ normál levegőben olyan vezetőképességet hoz létre, hogy telítési áram esetén a mért elektromos töltés a töltés elektrosztatikai egysége.

Mint hogy 1 elektrosztatikai töltésegységnek $2,083 \cdot 10^9$ ionpár felel meg és 1 ionpár létesítéséhez szükséges átlag energia 34 eV, 1 cm³ normál levegőben 1 *r* esetén elnyelődött összes energia:

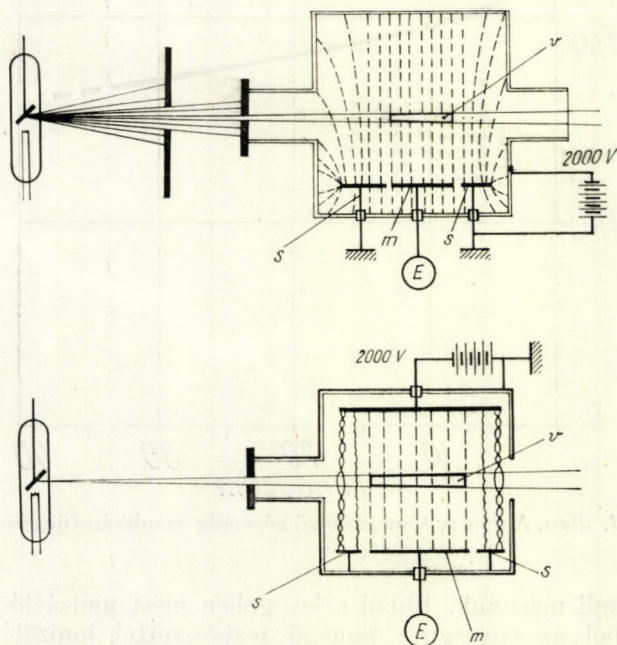
$$2,083 \cdot 10^9 \cdot 34 \text{ eV} = 7,1 \cdot 10^{10} \text{ eV} = 0,114 \text{ erg},$$

amiből 1 g levegőre 87,7 erg elnyelt energia adódik.

Az *r egységnek* a fenti definíció szerinti abszolút mérésére az ún. *hordókamra*, illetve a párhuzamos elektródu *szabadlevegős kamra* használatosak (2. ábra). Ezekben a falihatások teljesen ki vannak küszöbölve azért, hogy egyrészt a kamrába csak egy vékony sugárnyaláb juthat be, amely egyáltalában nem érinti a kamra falait, másrészt a sugárnyaláb keresztmetszetét definiáló ólomrekesz a belőle kiváltott elektronok hatótávolságánál nagyobb távolságban a kamra előtt van elhelyezve. A szekunder elektronok, azaz a foto és Compton elektronok ionizációjának teljes kihasználását a

kamra megfelelő méretei biztosítják. A mérő elektród csupán a vele azonos hosszúságú térfogatból és az ezt körülvevő térből gyűjti össze az ionokat. A földelt segéd-elektrodok elektromos gyűjtőterébe átmenő elektronokat kompenzálják az onnét átjövő elektronok, azaz úgynevezett *elektron egyensúly* áll fenn.

A mérő térfogatot ilyen módon egy ideális levegőfalú ionizációs kamrának tekinthetjük,



2. ábra. Hordókamra és párhuzamos elektródu szabadlevegős kamra az *r*-egység abszolút méréséhez. *v* mérő-térfogat, *m* mérő elektród, *s* segéd elektródok, *E* elektrosztatikai töltésmérő berendezés

amellyel a besugárzási-dózszt az *r egység* definíciójának megfelelően mérhetjük. A telítési áram eléréséhez szükséges stabilizált nagyfeszültség és pl. elektrosztatikai töltésmérő berendezés segítségével ezeknél az úgynevezett abszolút méréseknél 0,5%-os pontosságot érhetünk el.

A 0,3 MeV-nél nagyobb energiájú röntgen és gamma-sugárzások mérésénél az elektronok hatótávolságának a megnövekedését azáltal szokás kompenzálni, hogy a kamrában normál légnyomás helyett 10–20 atmoszféra nyomású levegőt alkalmazunk. A 3 MeV-nél is nagyobb kvantumenergiájú sugárzásoknál viszont az elektronok hatótávolsága már annyira megnő, hogy a szekunder ionizáció teljes kihasználása gyakorlatilag már lehetetlenné válik, tehát a besugárzási-dózisnak a definíció szerinti mérése egyre nagyobb nehézségekbe ütközik.

De ha tudnánk is a nagyenergiájú röntgen és gamma-sugárzásokat *r*-egységekben mérni, akkor is fennállana az az elvi nehézség, hogy a szekunder elektronoknak a testszövetekben is megnövekedvén a hatótávolsága, a sugárzásból elnyelt energia az elnyelődés helyétől jelentős távolságban fejti ki biológiai hatását. Így a sugárzásnak az energia

elnyelődés helyén r egységekben mért ionizáló képessége nagyobb energiáknál egyre inkább el fog térni annak biológiai hatékonyságától, azaz a besugárzási-dózis és az elnyelt-dózis viszonya 3 MeV felett egyre inkább megváltozik.

A fentebb vázolt elvi és gyakorlati okokból kifolyóan a besugárzási-dózisnak és az r egységnek a használatát az ICRU a 3 MeV-s foton energiáig rendszeresítette.

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy a besugárzási-dózis közvetlenül magára a besugárzásra, nevezetesen annak levegőbeni ionizáló képességére jellemző. Nem adja meg a kérdéses helyen a levegőben létesített ionizáció nagyságát és nem is a levegőben elnyelt energiának a mértéke. Az r egységekben mért besugárzási-dózisból azonban a biológiai hatások szempontjából valóban mérhető elnyelt-dózszt könnyen ki tudjuk számítani. Így az r egységekben szabatosan mérhető besugárzási-dózis a röntgen és gamma-sugárzásoknál ma is a gyakorlati dozimetria alapját képezi.

Egy tetszés szerinti közegben, pl. izom, zsír, csont az elnyelt-dózszt a mért besugárzási-dózisból minden olyan pontban, ahol elektronegyensúly áll fenn, a következőképpen számíthatjuk ki:

$$D_{\text{elnyelt}} = D_{\text{besug}} \cdot 0,877 \frac{\mu/\rho_{\text{közeg}}}{\mu/\rho_{\text{levegő}}},$$

ahol μ/ρ a kérdéses közegre és foton energiára vonatkozó tömeggyengülési együttható, amelynek értékeit az ICRU a dózismérésekkel kapcsolatos elemekre és anyagokra pontos mérések alapján táblázatokban foglalta össze (1). Olyan helyeken, ahol nem áll fenn elektronegyensúly, pl. a sugárforrások közelében, ahol az intenzitás rohamosan változik vagy két közeg határfelületének a környékén, mint pl. csont és testszövet, levegő és testfelszín közelében, az elnyelt-dózis meghatározása csak a Bragg–Gray-féle elv alapján történhet.

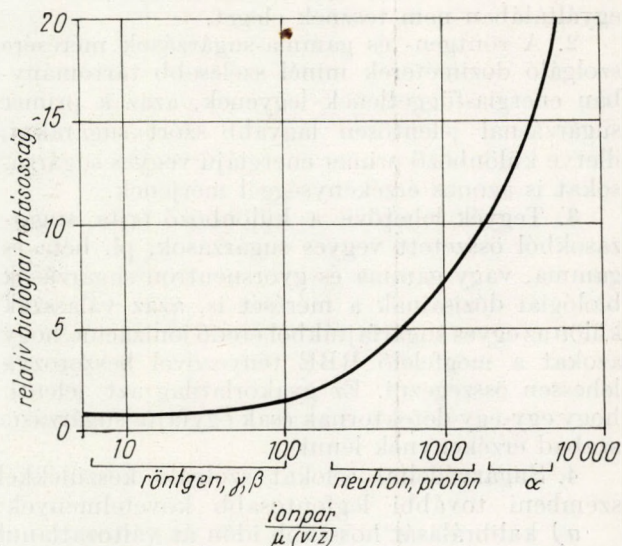
Az elnyelt-dózszt és besugárzási-dózszt közös néven *fizikai dózisoknak* szokás nevezni. Az a tapasztalat, hogy ugyanazon biológiai hatás létrehozásához a különféle ionizáló sugárzásokból általában különböző fizikai dózisokra van szükség, egy harmadik alapvető dóziszfogalomnak, a *biológiai dózisnak* a bevezetését tette szükségessé.

A vizsgálatok azt mutatták, hogy a különféle ionizáló sugárzások különböző biológiai hatékonysága nem azok fizikai mivoltával, hanem az általuk létrehozott ionizáció lineáris ionsűrűségével áll kapcsolatban. Ugyanaz az elnyelt energia nagyobb fajlagos ionizáció mellett nagyobb biológiai hatást vált ki, azaz biológiailag hatékonyabb. A különböző sugárzások biológiai hatékonyságát a legrégebben ismert ionizáló sugárzásnak, a röntgen-sugárzásnak a biológiai hatékonyságára szokás vonatkoztatni és éppen ezért *relatív biológiai hatékonyságnak* nevezni. Jelölése RBE (Relative Biological Effectiveness), definíciója:

$$RBE = \frac{D_r}{D_k},$$

ahol D_r és D_k ugyanazon biológiai elváltozás létrehozásához szükséges elnyelt-dózisokat jelentik röntgen-sugárzásból, illetve a kérdéses sugárzásból.

A relatív biológiai hatásosságnak a lineáris ionsűrűségtől való függését a 3. ábra szemlélteti, melyen a különféle sugárzásoknak az általuk létesített lineáris ionsűrűség szerinti hozzávetőleges elhelyezkedése is fel van tüntetve.



3. ábra. A relatív biológiai hatásosság (RBE) függése a fajlagos ionizációtól (ionpárok száma 1 mikronnyi úthosszon vízben)

A biológiai dózisok mérése *rem* egységekben történik (roentgen equivalent man), melynek definíciója a következő: A rem valamely korpuszkuláris sugárzásnak azt a mennyiségét jelenti, amely ugyanakkora biológiai károsodást idéz elő emberben, mint amekkorát 1 r röntgen, vagy gamma sugárzás elnyelése.

Az RBE fenti definíciójából következik, hogy bármilyen ionizáló sugárzás biológiai dózisát rem egységekben, azaz a biológiai elváltozásokkal párhuzamosan haladó, tehát azok jellemzésére legalkalmasabb egységekben úgy kapjuk meg, hogy a radban mért dózszt megszorozzuk a szóban forgó sugárzásra vonatkozó RBE tényezővel:

$$D_{\text{rem}} = D_{\text{rad}} \cdot RBE.$$

A biológiai dózis bevezetését legfőképpen az indokolja, hogy mind a terápiás besugárzásoknál, mind pedig a sugárvédelmi mérések kiértékelésénél lehetővé teszi a különböző biológiai hatásosságú sugárzások dózisainak az összegezését és így a várható biológiai hatás megbecsülését.

Példa: Az egyéni dózismérők 100 mrad gamma és 100 mrad gyors neutron dózszt mutatnak. A várható biológiai hatás

$$100 + 100 \cdot 10 = 1100 \text{ mrem-nek,}$$

azaz 1100 mrad közönséges röntgensugár dózisnak fog megfelelni.

Gyakorlati dózismérési célokra olyan mérőeszközökre van szükség, amelyek eleget tesznek a következő legfontosabb követelményeknek:

1. A tér bármely irányából érkező sugárzásra nézve lehetőleg azonos érzékenységek, azaz a primer sugárzáson kívül a legkülönbözőbb irányokból jövő szórt sugarakat is mérik. E követelménynek pl. az abszolút r -meghatározó berendezések egyáltalában nem tesznek eleget.

2. A röntgen- és gamma-sugárzások mérésére szolgáló doziméterek minél szélesebb tartományban energia-függetlenek legyenek, azaz a primer sugárzásnál jelentősen lágyabb szórt sugarakat, illetve különböző primer energiájú vegyes sugárzásokat is azonos érzékenységgel mérjenek.

3. Tegyük lehetővé a különböző fajta sugárzásokból összetett vegyes sugárzások, pl. béta és gamma, vagy gamma és gyorsneutron sugárzások biológiai dózisainak a mérését is, azaz válasszák külön az egyes sugárfajtákból eredő ionizációt, hogy azokat a megfelelő RBE tényezővel beszorozva lehessen összegezni. Ez gyakorlatilag azt jelenti, hogy egy-egy detektornak csak egyfajta sugárzásra szabad érzékenynek lennie.

4. Sugárvédelmi célokat szolgáló készülékkel szembeni további legfontosabb követelmények:

- a) kalibrálását hosszabb időn át változatlanul megtartsa.
- b) nulla-pontját sugárzás esetén is ellenőrizni lehessen,
- c) időállandója kicsi legyen,
- d) az intenzitás tartomány határán ne mutasson telítési jelenséget,
- e) ionizációs kamrák saját töltésvesztése, filmek saját feketedése, egyéb detektorok fading jelenségei kicsinyek legyenek.

f) a készülékek legyenek könnyűek és kicsinyek, hőmérséklet változás, légnyomás, nedvesség, por, szél, fény, elektromos és mágneses terek, savgázok, rázás és durva kezeléssel szemben érzéketlenek.

A fentebb felsorolt követelmények maradék nélküli kielégítése természetesen igen nagy feladatot jelent és mai dozimétereink ezeknek a követelményeknek még csak bizonyos határok között tesznek eleget.

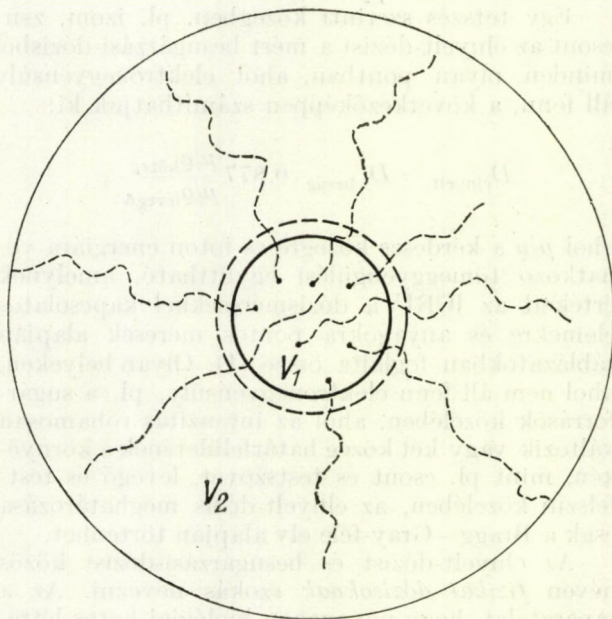
A doziméter detektorok között első helyen, mint leggyakrabban használt detektorokat a különféle ionizációs kamrákat kell megemlítenünk. Ezután következik a fotoemulzió, majd a különféle számlálócsövek, szcintillátorok, félvezetők, kémiai doziméterek, üveg-doziméterek, fluoreszcens, elektronemissziós, termoemissziós stb. doziméterek, amelyeknek jó része még a kifejlesztés stádiumában van.

Nem lehet célunk a számos, egymástól alapvetően különböző doziméter típusnak az ismertetése. A dozimetria elvi alapjainak kitisztázása során betöltött szerepe, valamint nagy gyakorlati jelentősége miatt csupán a besugárzási-dózisok mérésére használatos *ionizációs kamrákra* szeretnénk kissé részletesebben kitérni.

Az irányeffektustól mentes kisebb-nagyobb méretű henger, vagy gömb alakú ionizációs kamráknál az r egység definíciójában szereplő falihatás nincsen kiküszöbölve, sőt ellenkezőleg, az ionizáció túlnyomó részét a kamrafalból kiváltott elektronok hozzák létre. Mivel pedig a kiváltott elektronok száma ugyanakkora dózisintenzitásnál nagy mértékben függ az egyes fotonok energiájától, azaz a sugárzás hullámhosszától, az ilyen kamrák általában azonos dózisintenzitású, de különböző hullámhosszúságú sugárzásoknál igen eltérő értékeket mutatnak.

Ahhoz, hogy valamely ionizációs kamra a különböző hullámhosszúságú röntgen, illetve gamma sugárzásokra egyértelműen hitelesíthető legyen, szükséges, hogy falai úgynevezett *levegő-ekvivalens anyagból* készüljenek.

E fontos fogalom lényegéhez a következő gondolati kísérlettel juthatunk el. Képzeljünk el egy kis, fal nélküli ionizációs kamrát (4. ábra). Az r egy-



4. ábra. A szekunder elektronok ionizációjának teljes kihasználása. V_1 átsugárzott térfogat, V_2 a teljes ionizáció kifejtéséhez szükséges térfogat

ség definíciója szerint a mérendő ionizációs áramhoz hozzájárulnak mindazok a levegőrészek, amelyek egy olyan gömbhéjon belül fekszenek, amelynek vastagsága azonos a szóba jöhető legnagyobb energiájú szekunder elektron hatótávolságával. Ha ezt a gömbhéjat összenyomjuk egy vékony réteggé, az ionizációs áramban nyilván nem fog semmi változás sem bekövetkezni. Ha ezután egy hasonló ionizációs kamrát olyan szilárd anyagból készítünk, amely a hullámhossztól függetlenül úgy viselkedik, mint ez az összehúzott levegőréteg, akkor ez az ionizációs kamra is teljesen azonos áramot fog szolgáltatni, azaz akkorát, mintha a mérőtérfogatot szabad levegő venné körül. Az ilyen anyagot, amely tehát elnyelés és szóródás szempontjából egyaránt ugyanúgy viselkedik,

mint az összepréselt levegő, *levegőekvivalens anyag-nak* nevezzük.

Ahhoz, hogy valamely anyag levegőekvivalens legyen szükséges, hogy effektív rendszáma a levegő effektív rendszámával, azaz 7,4-el legyen egyenlő. Az effektív rendszám definíciója a következő:

$$Z_{eff} = \sqrt[3]{\frac{a_1 Z_1^4 + a_2 Z_2^4 + \dots}{a_1 Z_1 + a_2 Z_2 + \dots}}$$

ahol $a_1, a_2, \dots$ a $Z_1, Z_2, \dots$ rendszámú atomok száma egybizonyos térfogatban.

Ilyen levegőekvivalens anyagok pl. 97% grafit és 3% szilíciumoxid keveréke, a grafittal vezetővé tett és 7,4-es effektív rendszámra beállított különböző levegőbakelitok stb.

Az ilyen levegőekvivalens anyagból készült ionizációs kamrában létesített ionizációs áram összehasonlítva különböző hullámhosszúságú sugárzásoknál egy abszolút r -kamra ionizációs áramával a 0,06–3 MeV-s energia tartományban $\pm 15\%$ -nál kisebb eltérést mutat. Az ilyen ionizációs kamrák tehát alkalmasak dózismérési célokra és a röntgen doziméterek évtizedek óta csaknem kizárólag ezeket a kamrákat alkalmazzák sugárdetektoroknak. A komplett készülékek abszolút r -meghatározó berendezés segítségével egyértelműen behitelesíthetők.

Dozimetriai problémák

Végül a dozimetria eddig még kielégítően meg nem oldott problémái közül szeretnék néhányat megemlíteni.

1. A 3 MeV feletti energiájú röntgen és gamma sugárzások dózismérése. Mint láttuk, az r egységekben mért besugárzási-dózis csupán a 3 MeV alatti sugárzások jellemzésére használhatók. De nem teljesen megnyugtató a Bragg–Gray-féle elv alapján végzett közvetett energia-dózis mérése sem. A fentebb említett $E_m = I_m \cdot W \cdot s$ formulá-

ban szereplő W értéke nagy foton energiákra nem ismeretes, de valószínűnek látszik, hogy nem 34 eV. De ha az elnyelt energia nem halad párhuzamosan az ionizációval, akkor felmerül a kérdés, hogy a biológiai hatás nagy energiájú röntgen-sugárzásoknál az ionizációval vagy az elnyelt-energiával halad-e párhuzamosan, avagy egyikkel sem.

2. *Impulzusüzemű készülékek dózisteljesítményének a mérése.* A betatron és egyéb hasonló típusú készülékeknel a sugárzás kibocsátása rendkívül rövid idők alatt, igen nagy intenzitással történik. Nyilvánvaló, hogy ilyen körülmények között nemcsak a mérés fizikai feltételei változnak meg, pl. az ionizációs kamráknál távolról sincsen meg a telítési áram eléréséhez szükséges feszültség, hanem a biológiaiak is. Így e téren is még számos kérdés tisztázásra vár.

3. *A közepes energiájú neutronok dózisainak a meghatározása.* A gyors és lassú neutronok fizikai és biológiai dózisainak a meghatározása, ha nem is nevezhető minden tekintetben kielégítőnek, de mégis megoldott feladat. A közepes energiájú neutronok dozimetriája viszont, pl. magának a fizikai dózishoz a mérési metodikája, még csaknem teljesen megoldatlan probléma.

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy a dozimetria eddig kialakult fogalmai és mérési, valamint számítási módszerei a felmerült feladatok nagy részét megoldották, viszont jó néhány kérdés még megoldásra vár.

dr. Bozóky László

Országos Onkológiai Intézet

IRODALOM

- [1] G. J. Hine G. L. Brownell: Radiation Dosimetry, Academic Press Inc. Pub. New York, 1956.
- [2] Report of the International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU) 1956, National Bureau of Standards, Handbook 62. Washington, 1957.
- [3] R. G. Jaeger: Dosimetrie und Strahlenschutz, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1959.
- [4] Bozóky L.: Védekezés atommagsugárzás ellen, Műszaki Könyvkiadó Budapest, 1960.

Szembehaladó fénysugarak interferenciaképességének kísérleti bizonyítékai

Hetvenegy évvel ezelőtt (1890-ben) mutatta ki Otto Wiener, az akkor 23 éves strassburgi fizikus azt, hogy szembehaladó fénysugarak is képesek interferálni egymással, más szóval, hogy nemcsak haladó, hanem álló fényhullámok is előállíthatók. Wiener kísérlete a fénynek mind az elektromágneses, mind a kvantumelmélete számára útjelzőnek bizonyult, ezért úgy véljük, a hetvenéves évforduló után érdemes áttekintést adni az optikai térnek erről az először Wiener által kimutatott érdekes tulajdonságáról.

Ismertetésünk két részre tagozódik. Az első részben az elméleti optikából felelevenítjük mind-

azt, ami a Wiener-féle interferenciátér kísérleti tanulmányozásának megértéséhez szükséges, a második részben jelentőségének megfelelő részletességgel ismertetjük Wiener kísérletének alapfelfogatait, munkafázisait, ill. eredményeit, ezt követőleg pedig áttekintést adunk mindazokról a további kísérleti munkákról, amelyek az álló fényhullámok terét tették vizsgálatok tárgyává.

1. §. Mint ismeretes, *állóhullámok* oly tértartományban valósulnak meg, amelyben a

$$\square \psi = 0 \quad (1)$$

hullámegyenletet kielégítő ψ ún. hullámfüggvény