

ja a határfelületen jön létre, melynek folyamata csak nagy vonásokban ismert [13]. A határfelületen a két különböző anyag elektrokémiai potenciáljának gradiense hatására jön létre a disszociáció és az áram. A donor–akceptor jellegű átmenet létrejöhet két polimer között, de polimer és más félvezető jellegű anyag között is. Az exciton energiája az optikai sávzélesség, mely különbözik az elektromos tilosávzélességtől. Az anyagokat úgy kell megválasztani, hogy a heteroátmenet effektív sávzélessége kisebb legyen az exciton energiájánál, hogy az exciton disszociálni tudjon. A polimer abszorpció állandója (α) igen nagy, 100 nm-en belül a napsugárzás releváns része abszorbeálódik. Az exciton élettartama nagyon kicsi, diffúziós úthossza (L_D) igen rövid, 10 nm nagyságrendbe esik. Látható, hogy a diffúziós úthossz sokkal kisebb, mint a behatolási mélység ($1/\alpha$). Ha túl nagy az aktív réteg (d) vastagsága, akkor az excitonok rekombinálnak, mielőtt a határfelületre érnének. Ha nagyon vékony a réteg, akkor az abszorpció gyenge. Az abszorpció hatásfoka $\eta_A = 1 - e^{-\alpha d}$, az excitondiffúzió hatásfoka pedig $\eta_E = e^{-d/L_D}$. Ha keressük a szorzat szélsőértékét, akkor a számolásból $d \sim L_D$ méret adódik, melyből igen kis hatásfokú struktúra keletkezne. A feladat az optikai úthossz növelése anélkül, hogy az excitonoknak hosszan kelljen mozogniuk a határfelület eléréséig. A megoldás az igen nagy felületű átmenet az akceptor és donor jellegű anyagok között, mely 1D nanofonalakkal megoldható (*9.a ábra*). Ezt az átmenetet tömbi átmenetnek nevezik. A következő nagy ötlet, hogy a donor jellegű polimerbe akceptor jellegű 0D nanostruktúrákat kevernek (pl.: C_{60} , CdTe, CdS, CdSe, ZnO, TiO_2 , CIS stb.). A fotogerjesztés hatására a nanokompozitban keletkezett exciton gyorsan talál átmenetet a disszociációhoz (*9.b ábra*). A nanorészecskék alkalmazása esetén a heteroátmenet effektív sávzélessége nemcsak az anyagválasztással, hanem a nanostruktúra változtatásával is hangolható [14].

Köszönetnyilvánítás

A jelen íráshoz kötődő kutatások egy része az OTKA támogatásával valósulhatott meg (T030426, T037509). Továbbá köszönetemet fejezem ki Gyulai József professzor úrnak a kézírathoz fűzött értékes megjegyzéséért.

Irodalom

1. NEMCSICS ÁKOS: *A napelem (első rész) Napsugárból elektromos áram* – Természet Világa 134/9 (2003) 424–426
2. J.J. WYSOCKI, P. RAPPAPORT: *Effect of Temperature on Photovoltaic Solar Energy Conversion* – J. Applied Physics 31 (1961) 571–578
3. NEMCSICS ÁKOS: *A napelem (második rész) Paradigmaváltás a technológiában* – Természet Világa 135/9 (2004) 420–422
4. NEMCSICS ÁKOS: *A napelemek és fejlesztési perspektívái* – Akadémiai Kiadó, Budapest, 2001.
5. M. SERÉNYI, J. BETKO, Á. NEMCSICS, N.Q. KHANH, M. MORVIC: *Fabrication of a-SiGe Structure by Magnetron Sputtering for Solar Cell Purposes* – Phys. Stat. Sol. (c) 0 (2003) 857–861
6. M. SERÉNYI, J. BETKO, Á. NEMCSICS, N.Q. KHANH, D.K. BASA, M. MORVIC: *Study on the RF sputtered hydrogenated amorphous silicon-germanium thin films* – Microelectronics Reliability 45 (2005) 1252–1256
7. Á. NEMCSICS: *Growth information carried by Reflection High-Energy Electron Diffraction* – Quantum Dots: Fundamentals, Applications, and Frontiers (eds. B.A. Joyce et al.) Springer, Dordrecht (2005) 221–237
8. Á. NEMCSICS: *Explanation of the initial phase change vs. incident angle of the RHEED intensity oscillation* – Thin Solid Films 412 (2002) 60–63
9. Á. NEMCSICS: *Valuing of the critical layer thickness from the dead-time constant of RHEED oscillation in the case of InGaAs/GaAs heterojunction* – Applied Surface Science 190 (2002) 294–297
10. Á. NEMCSICS, I. KOVÁCS, Z. LÁBADI, K.-F. HESSE, M. CZANK, P. TURMEZEI, S. MOTRYA: *Novel material for purpose of electrochemical solar cell* – Solar Energy Materials and Solar Cells 89 (2005) 175–183
11. INZELT GYÖRGY: *Kalandozások a kémia múltjában és jelenében* – Vince Kiadó, Budapest, 2003.
12. N. KIROVA, S. BARZOVSKI: *Electronic interactions and excitons in conducting polymers* – Curr. Appl. Phys. 4 (2004) 473–478
13. F.C. KREBS ET AL.: *Lifetimes of organic photovoltaics* – Solar Energy Materials and Solar Cells 86 (2005) 499–516
14. S.R. FORREST: *The Limit to Organic Photovoltaic Cell Efficiency* – MRS Bulletin 30 (2005) 28–32

BELSŐ SUGÁRTERHELÉS MEGHATÁROZÁSA EGÉSZTESTSZÁMLÁLÁSSAL

Andrási Andor
KFKI Atomenergiakutató Intézet

A radioaktív izotópoktól származó sugárterhelésnél megkülönböztetnek külső és belső dózist aszerint, hogy a sugárforrás az emberi testen kívül helyezkedik el, vagy valamilyen úton (belégzéssel, lenyeléssel stb.) már bekerült az emberi szervezetbe. A belső sugárterhelés meghatározása bonyolultabb művelet, mint a külsőé, hiszen a sugárzó anyag részt vesz az anyagcsere-folyamatokban, és a kémiai-fizikai tulajdonságainak megfelelően oszlik el, tartózkodik ott, illetve távozik onnan. Ez esetben a közvetlen mérés – amint az a külső forrásnál történik – rendszerint nem kivitelezhető, a dózis meghatározását az emberi szervek, szövetek vagy akár az egész test aktivitásának idő szerinti méréséből, majd számításokkal, modellezéssel lehet elvégezni.

A belső sugárterhelés jellemző mennyiségei

Az emberi szervezetbe került radioaktív anyag sugárzása folyamatosan éri az emberi testet. Ezért a nGy/s, nSv/s, nSv/h stb. egységben mérhető dózisteljesítmény helyett – a szervezetbe került radionuklid felezési idejétől és anyagcserejétől függően – a rövidebb-hosszabb időtartamra, rendszerint évekre összegzett dózisteljesítményt használjuk a belső sugárterhelés jellemzésére.

A lekötött dózis

A belső sugárterhelés időben összegzett, integrált dózisteljesítményét lekötött dózissnak nevezzük, és egy adott T

szövet, szerv esetén az egyenértékű dózis kvantitatív formában a következőképpen írható:

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t) dt,$$

ahol t_0 az izotóp bekerülésének időpontja, az integrandus a T testszövetet, szervet ért egyenértékű-dózisteljesítményt jelöli a t idő függvényében, τ pedig az időintervallumot, amelyre az integrálás történik. A sugárvédelemben az integrálási időtartamot – hacsak valami másként nem indokolja – felnőttek esetében 50 évre, gyermekeknél pedig 70 évre (várható életkorra) javasolják megválasztani.

Az egész szervezetre vonatkozó lekötött effektív dózist az egyes szervek, szövetek lekötött egyenértékű-dózisainak súlyozott összegzéséből kapjuk, azaz

$$E(\tau) = \sum_T w_T H_T(\tau),$$

ahol w_T a testszöveti súlytényező, amely a T testszövetnek a teljes ártalomban való járulékos arányát fejezi ki. $E(\tau)$ a lekötött effektív dózis (egysége: Sv), mely a belső sugárterhelés meghatározása szempontjából alapvetően fontos mennyiség, mert a dóziskorlátozási rendszere is ezt tekinti a belső sugárterhelés esetében a korlátozás alapjaként.

Forrásszerv–célszerv

A kérdéses T testszövetet ért $H_T(\tau)$ lekötött egyenértékű-dózis meghatározása során két fő tényezőt kell figyelembe venni. Az egyik a lekötött egyenértékű-dózisteljesítmény időfüggéséből adódik, mely a testszövetben jelenlevő radioizotóp aktivitásának a biokinetikai folyamatok és a fizikai bomlás következtében előálló időbeli változását jellemzi. Az időben változó aktivitás közvetlen méréssel, például egészsztesztzámlálással meghatározható. A fentiekből következik, hogy az aktivitás időintegrálja megadja az integrálási idő alatt a T szervben bekövetkezett összes bomlások számát. A lekötött egyenértékű-dózisteljesítmény másik, időtől független része az egy radioaktív bomlásból származó sugárzás energiájának az adott testszövetben történő elnyelődésére utal.

Az elmondottak kiterjeszthetők az $E(\tau)$ lekötött effektív dózisra is, csak akkor figyelembe kell venni a többi testszövetben az izotóp biokinetikáját, valamint az egyes testszövetek aktivitásaitól származó sugárzások elnyelődését a saját és áthatoló (elsősorban γ) sugárzások esetében a többi testszövetben is.

Megkülönböztetve az S forrásszervet a T célszerv testszövettől, 50 éves integrálási időt feltételezve a lekötött effektív dózis (E_{50}) egy adott izotópra a következő kifejezéssel adható meg

$$E_{50} = \sum_T w_T \sum_S U_S \sum_i \frac{Y_i \epsilon_i AF(T \leftarrow S)_i w_{R,i}}{M_T},$$

ahol

$$U_S = \int_{t=0}^{50} q_S(t) dt$$

az S forrásszervben a kérdéses izotóp 50 év alatti összes bomlásainak száma, $q_S(t)$ az S forrásszervben a kérdéses izotóp aktivitása a t idő függvényében, Y_i az izotóp i -edik sugárzásának bomlásonkénti gyakorisága, ϵ_i az izotóp i -edik sugárzásának energiája, $AF(T \leftarrow S)_i$ az S forrásszervből kiinduló i -edik sugárzás energiaelnyelési hányadát jelenti a T céltárgyszervben (T -ben elnyelt energia osztva S -ben emittált energia) és M_T a céltárgyszerv tömege.

A lekötött effektív dózis fenti kifejezésében szereplő utolsó összegzést fajlagos effektív energiának szokták nevezni és $SEE(T \leftarrow S)_i$ szimbólummal jelölni. Ezt a mennyiséget, amely egy adott izotóp egy bomlására vonatkoztatva a céltárgyszerv tömegegységében elnyelt energia nagyságára jellemző, táblázatokban adják meg. Ha az ϵ_i energiát MeV-ben és az M_T tömeget grammban adjuk meg, akkor egy $1,6 \cdot 10^{-10}$ -es átszámítási tényező segítségével az E_{50} lekötött effektív dózist a fenti kifejezés alapján sievertben (Sv) kapjuk meg.

Ez az eljárás és technika terjedt el a nukleáris orvostudományban az Amerikában kidolgozott MIRD-módszer (Medical Internal Radiation Dose) néven.

Izotópfelvétel és dózistényező

Felvételnek hívjuk a radioizotópok emberi szervezetbe jutásának folyamatát belégzés, lenyelés útján, vagy akár a bőrön keresztül. A felvett radionuklid és annak aktivitása fontos szerepet játszik a jelenleg érvényes dóziskorlátozási rendszerben. A Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (International Commission on Radiological Protection, röviden ICRP) célszerűnek látta, hogy a dóziskorlátozási rendszer elemeként bevezesse, és a belső sugárterhelés meghatározása szempontjából fontos szerepet adjon a dózistényezőnek, amely az egységnyi felvétel következtében előálló lekötött effektív dózist adja meg, azaz

$$e(\tau) = \frac{E(\tau)}{I}.$$

ahol I a felvett aktivitás (Bq) és $e(\tau)$ a dózistényező, melynek értéke természetesen függ az integrálási időtől és specifikus a radioizotópra, annak fizikai és kémiai tulajdonságaira, valamint az izotóp testbe kerülésének út-vonalára (belégzés, lenyelés, vagy bőrön keresztüli felvétel). Gyermekek esetében az életkort is figyelembe kell venni, ugyanis az anyagcsere, az egyes izotópok biokinetikája korfüggő. A definícióból következik, hogy a dózistényező egysége Sv/Bq, amelynek értékeit a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság a különböző esetekre kiszámolva táblázatok formájában teszi közzé.

A dózistényező meghatározása lényegében a lekötött effektív dózis számítását jelenti, mely során figyelembe veszik a radioizotóp szervezetbe jutásának, majd a szervezeten belüli transzportfolyamatoknak sokrekeszes modellel történő leírását. A transzport, az anyagcsere, a beépülés és kiválasztás lehetséges útjaira és sebességére jellemző paramétereket általában egy átlagos, az úgynevezett referenciaemberre vonatkoztatják.

A másik tényező a fizikai dózis meghatározására vonatkozik, amely számításba veszi a sugárzás terjedését és elnyelődését minden egyes szövetben, az emberi anató-

miai viszonyokat, a forrás- és céltárgyszervek méretét, alakját, egymáshoz viszonyított távolságait, az emittált sugárzás fajtáját, energiáját és a hozamot, valamint a céltárgyszerv tömegét a tömegegységre jutó elnyelt energia, a dózis meghatározása céljából.

Az elmondottak szerint a dózistényezők ismeretében a belső sugárterhelés meghatározása leegyszerűsödik a felvétel értékének meghatározására, amely azonban a legtöbb esetben közvetlenül nem mérhető. A gyakorlatban az egészsztestszámlálóval végzett mérésekkel egy adott szervben, vagy az emberi test egészében lévő radioaktív izotóp aktivitását határozzuk meg egy, a testen kívül elhelyezett detektorral. Ha ez nem lehetséges (pl. tisztán β -sugárzó izotópok esetén), akkor közvetett méréssel, az emberi exkréció (pl. ürített vizelet, vagy széklet) aktivitásából, esetleg az ember tartózkodási helyén mért levegő, vagy akár a fogyasztott élelmiszer aktivitáskoncentrációjából kinetikai modellek segítségével közvetve következtünk a testen lévő radioizotóp mennyiségére, és ezen keresztül a felvétel nagyságára.

A belső sugárterhelés meghatározása egyszerűnek tűnhet, de ez csak a tett feltevések miatt van így. Feltételeztük, hogy a mérésre kerülő személy biokinetikáját és egyéb fizikai jellemzőit a referenciaemberre elvégzett modellszámítások jól leírják. Ezt az egyszerűsítést azonban nem mindig tehetjük meg. Ugyancsak feltételeztük, hogy a felvétel ismert és egy bizonyos időpontban következett be, nem számolva azzal, hogy a felvétel időpontja gyakran ismeretlen, és lehet, hogy többször megismétlődő vagy időben elhúzódó (krónikus) felvétellel állunk szemben. Előfordulhat az is, hogy egyszerre több izotóp jelenlétével kell számolni. Feltételezésekkel kell élni az izotóp és hordozója fizikai és kémiai tulajdonságait illetően is, nem beszélve a radioizotóp szervezetbe kerülésének útjáról.

Mindaddig, amíg a várható sugárterhelés nem éri el az a szintet, amely felett sugárvédelmi szempontból indokolt már a személyes jellemzők és a felvétel körülményeinek részletes ismerete, a referenciaeljárás elfogadhatónak tekinthető. Bonyolultabb esetekben a belső sugárterhelés meghatározásához különböző számítógépi kódok állnak rendelkezésre, amelyekkel az adott esetre legjobban illő feltételeket lehet figyelembe venni.

Az egészsztestszámlálás technikája

Az egészsztestszámláló az emberi szervezeten kívül elhelyezett detektorral az ember szervezetében jelenlévő radioizotóp minőségét és mennyiségét (aktivitását) közvetlenül méri. Természetesen ilyen berendezéssel egy izotóp csak akkor mérhető, ha az általa kibocsátott sugárzás kellő mértékben áthatoló ahhoz, hogy az emberi testen kívül elhelyezett detektor érzékelni tudja. Ilyen a karakterisztikus röntgen- és gammasugárzás bizonyos energiatarományban (általában 10–3000 keV), valamint a nagyobb energiájú béta-sugárzás által kiváltott fékezési röntgensugárzás.

Mérőeszközként olyan detektort célszerű alkalmazni, amely alkalmas mind a sugárzás energiájának, mind pedig a kibocsátott fotonok számának meghatározására.

Míg az előző az izotóp azonosítását, az utóbbi az izotóp aktivitásának meghatározását teszi lehetővé. A mérőberendezés tehát lényegében egy gammaspektrométer azzal a különlegességgel, hogy a mérendő minta az emberi test. Figyelembe véve ezt a tényt és azt, hogy a detektor a radioizotóp bomlása során keletkező fotonoknak csak bizonyos hányadát méri – tehát relatív mérésről van szó – a kalibrálásnak döntő szerepe van. Az egészsztestszámlálás szó arra utal, hogy a mérési geometria megválasztásánál alapvető szempont, hogy a detektor jelzése, amennyire csak lehet, független legyen a sugárforrásnak a testen belüli helyétől és eloszlásától. Adott esetben szükség lehet ennek éppen a fordítottjára is, nevezetesen a forrás helyének vagy a testen belüli eloszlásának ismeretére, ami megfelelő mérési geometria alkalmazásával megvalósítható. A mérési feladat általában indokolja, hogy az ember szervezetében már kis mennyiségű radioaktív anyag jelenlétét ki tudjuk mutatni. Ezért az ilyen típusú mérések jellegzetessége, hogy az alsó kimutatási határ csökkentésére törekszik a mérés érzékenységének növelésével és a háttérsugárzás zavaró hatásának csökkentésével.

Mérési követelmények

Az izotópozonosítás és -elválasztás az egészsztestszámlálásnál is elsősorban a nagy energia-felbontóképességgel rendelkező félvezető gamma-spektrometria révén lehetséges. Ennek különös jelentősége van olyan esetekben, amikor uránhasadási és felaktiválási termékeket tartalmazó keverék meghatározásáról van szó.

A mérő-értékelő rendszer érzékenységének elég nagy-nak kell lennie ahhoz, hogy figyelembe véve a mérési időt, a valószínűen várható izotópokra vonatkozóan a legkisebb kimutatható aktivitás és az izotóp felvételi időpontjának reális feltételezése mellett tegye lehetővé a nemzetközi ajánlásokban és a hazai szabályzásban szereplő aktivitási szintek biztonságos meghatározását. Ugyanis egy átlagos ember körülbelül 10 percet még viszonylag türelmesen tölt egy mérőeszköz alatt (miközben zenét hallgat, esetleg mikrofonon keresztül társalog stb.), ennél hosszabb idő után azonban már mozogni kezd, s az elmozdulás növeli a geometriából eredő mérési hibát.

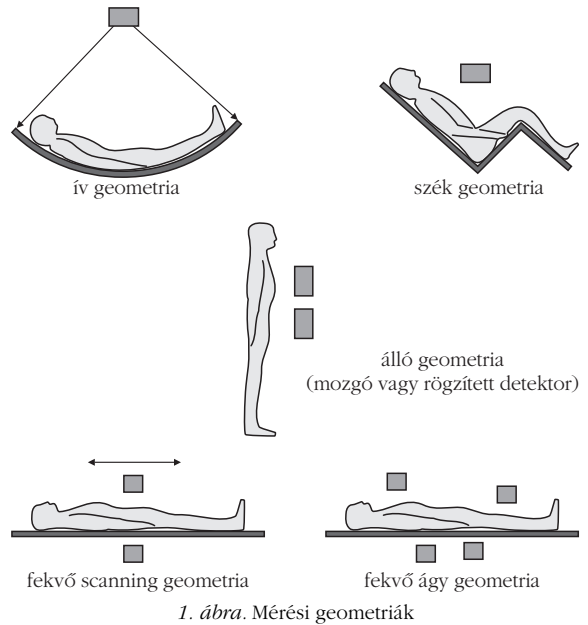
Az általános követelmények, mint például a megbízhatóság, a stabilitás és reprodukálhatóság természetesen itt is lényegesek. Szcintillációs detektorok esetén az időben változó hőmérséklet megváltoztathatja az energiakalibrációt, így megnehezíti az izotópozonosítást, és befolyásolhatja az aktivitászámítás eredményét. Ugyancsak problémát okozhat a környezeti háttér intenzitásában és spektrumalakjában megmutató időben ingadozás is. A Ge alapú félvezető detektorok esetén ezek a problémák gyakorlatilag nem jelentkeznek, mert az energiakalibráció időben stabilnak tekinthető, és a jó energiafelbontás miatt a háttérspektrumban bekövetkező esetleges változás nem zavarja a spektrum kiértékelését. Általában arra törekszünk, hogy a relatív hiba legyen minimális, amely a számlálási statisztikán kívül mindenekelőtt a mérési geometria reprodukálhatóságától függ.

Mérési geometria

A mérési geometria a mérendő személy és a mérő detektor egymáshoz képesti elhelyezkedését adja meg. A legalkalmasabb mérési geometria megválasztása során a mérési feladat határozza meg, hogy a detektor jelzése a testen belüli radioaktív forrás helyétől és eloszlásától függő, vagy éppen ellenkezőleg minél függetlenebb legyen. Minden esetben fontos szempontként kell kezelni, hogy a mérendő személy a mérés közben kényelmes és nyugodt testhelyzetben tudjon maradni.

Amennyiben a mérés arra irányul, hogy nem az egész testben, hanem annak valamelyik szervében található radioizotóp mennyiségét kell meghatározni, akkor a mérő detektort vagy detektorokat úgy kell elhelyezni, hogy kellő érzékenység mellett a más szervből jövő fotonok a mérést lehetőleg ne zavarják. Adott esetben a detektor megfelelő árnyékolásával és kollimátor elhelyezésével ez a szempont jobban megvalósítható. Ilyen, szervre irányuló tipikus mérési feladat a tüdőben, vagy a pajzsmirigyben lerakódott izotópok meghatározása, de ide sorolható csontkereső izotópok esetében a koponya, vagy a térdizület aktivitásának mérése is. Nagyobb mennyiségű izotóp jelenléte esetében a feladat úgy is megvalósítható, hogy egy vagy több detektort kollimátorral ellátva mozgatunk a test felett, és a helyfüggő fotonintenzitás-eloszlásból következtetünk az egyes szervekben található izotóp mennyiségére. Természetesen ugyanez a helyzet, ha a detektor áll, és a mérendő személyt mozgatják hozzá képest. Az ilyen mozgó rendszerekkel végzett méréseket nevezzük profil, vagy kétdimenziós mozgás esetén rektilineáris scanning eljárásnak.

A hagyományos értelemben vett egészszestszámlálásra az a törekvés jellemző, hogy a detektor jelzése nagy érzékenység mellett minél kevésbé függjön a radioizotóp testen belüli helyétől és eloszlásától. Nyilvánvaló, hogy ez a törekvés leginkább akkor tud teljesülni, ha nagy számú vagy méretű detektorral vesszük körül a mérendő személyt akár 2π vagy 4π jelleggel. Ennek azonban a költség- és műszakimegoldás-vonzata olyan mértékű, amelyet a szakmai szempontok csak különleges esetben indokolnak. Kellően jó mérési határfok biztosításával egy vagy csak kis számú detektor is már a pontossági feltételeknek eleget tevő eredményre tud vezetni. Az egészszestszámlálók döntő többsége az utóbbi mérési geometriát



1. ábra. Mérési geometriák

alkalmazza az 1. ábrán bemutatott, vagy ahhoz hasonló detektor–személy elrendezések mellett.

Néhány mérési geometria jellemző tulajdonságát foglalja össze az 1. táblázat.

Detektorok, elektronika és jelfeldolgozás

A NaI(Tl) szcintillációs detektorokat régóta elterjedten alkalmazzák nagy hatásfokú gamma-spektrometria céljára. Közepes energiafelbontó-képességük miatt az izotópok egymás melletti meghatározása segítségükkel csak egyszerűbb spektrumok esetén lehetséges. A fotoelektron-sokszorozó hőmérsékletfüggése ronthatja az energiakalibráció stabilitását, azonban előnye, hogy a detektor szobahőmérsékleten is üzemeltethető. Kisenergiás fotonok mérésére használják még az úgynevezett phoswich detektorokat, amelyek különböző méretű, talliummal aktivált nátrium és céziumjodid kristályok kombinációi (NaI(Tl)+CsI(Tl)). Előnyük, hogy elektronikus jelalakdiszkriminációval a zavaró háttér csökkenteni lehet. A szerves kristállyal működő szcintillációs detektorok előnye, hogy szinte akármilyen nagy méretben elő lehet őket állítani, tehát nagyon nagy hatásfokú mérést tesznek lehetővé. Igen rossz energiafelbontó-képességük miatt azonban egészszestszámlálásra manapság gyakorlatilag már nem használják ezeket.

Egyre elterjedtebben alkalmazzák a félvezető alapú detektorokat, mindenekelőtt a rendkívül jó energiafelbontó-képességük miatt. Jóllehet nagy méretű detektorok előállítására technológiai nehézségekbe ütközik, és ennek megfelelően a költségük is igen magas, mégis a jó energiafelbontásuk és kis hátte-

Néhány egészszestszámlálás mérési geometria összehasonlító táblázata					1. táblázat
geometria	mechanikus elrendezés	detektorjelzés-egyenletesség	forráseloszlás-érzékenység	mérési határfok	^{137}Cs kimutatási határ (Bq)
ív	rögzített	nagyon jó	nincs	kicsi	300
szék	rögzített	gyenge	nincs	nagy	100
álló	rögzített	jó	lehetséges	nagy	70
scanning	mozgó detektor/ ágy	jó	van	nagy	100
árnyékolt detektor	rögzített/ mozgó	közepes	van	közepes	130

rük következtében a velük elérhető legkisebb kimutatható aktivitás megközelíti a szcintillációs detektorokét, különösen összetett gammaspektrumok esetében. Általános egészsztesztzámlálás céljára a széles energiatartományt átfogó, nagy tisztaságú germánium detektorokat (HPGe), vagy egyes szervek mérésénél a kisenergiás fotonok meghatározásánál lítiummal driftelt szilícium planár-detektorokat alkalmaznak. Ezeknek hátránya, hogy csak a folyékony nitrogén alacsony hőmérsékletén üzemeltethetők. Újabban speciális célokra, mint például radioaktív anyaggal szennyezett seb mérésére előnyösen alkalmazhatóak a csak kis méretben előállítható tiszta szilícium vagy kadmiumtellurid (CdTe) detektorok, amelyek hűtés nélkül szobahőmérsékleten is működnek. Ezek mozaikszerű elrendezésben nagyobb méretben is alkalmazásra kerülhetnek a jövőben.

Az egészsztesztzámlálásnál alkalmazott elektronika alapvetően megegyezik egy szokásos gamma-spektrometriai mérésnél használt egységgel, mint például nagyfeszültségű tápegység, elő- és főerősítő, analóg-digitál konverter (ADC), amplitúdóanalizátor. Manapság már jószerével az összes funkciót számítógéppel egybeépített elektronika látja el. Bizonyos geometriai elrendezéseknél (pl. scanning geometria) a mérés mellett az elektronika biztosítja a mozgásvezérlést is. A mért gammaspektrumok kiértékelését, nevezetesen az izotópazonosítást és aktivitásmeghatározást megfelelő számítógépes szoftverek végzik.

Árnyékolás

A mérőrendszert körülvevő árnyékolás célja, hogy csökkentse a kozmikus sugárzás és a mérőhely környezetének természetes és mesterséges izotóptartalmától származó háttérsugárzás zavaró hatását. Árnyékoló anyagoknak magas rendszámú és nagy sűrűségű anyagok alkalmasak, amelyek hatásosan gyengítik a gammafotonok intenzitását. Ilyen anyagok a vas vagy acél és az ólom. Kétféle árnyékolási típust lehet megkülönböztetni: az egyik olyan, hogy teljesen körülveszi a detektort és a mérendő személyt, a másik típus pedig csak részlegesen veszi körül vagy csak a detektort, vagy a detektort és a mérendő személyt úgy, hogy csak szórt sugárzás érheti a detektort, direkt sugárnyaláb nem. A teljesen zárt árnyékolást kell alkalmazni minden olyan esetben, amikor kis energiájú sugárzás (10–100 keV) nagy érzékenységgel meghatározása a cél. Ilyen például a transzurán elemek izotópjainak jelentős része. Ennél a mérési feladatnál nem elegendő az egyrétegű masszív árnyékolás (pl. 10–20 cm vas), hanem további belső rétegek szükségesek az egyre csökkenő energiájú másodlagos sugárzások elnyelése érdekében (pl. ólom, réz, kadmium vagy ón).

Kalibráció

Tekintve, hogy minden egészsztesztzámlálós mérésnél relatív mérésről van szó, a kalibráció az aktivitás meghatározásának talán a leglényegesebb része. Leggyakrabban az emberi testet geometriailag és anyagösszetétel szerint utánpótló fantomokat használnak, bennük az adott aktivitáseloszlást kell tudni megfelelően szimulálni. A test saját elnyelése miatt különösen a kis energiájú fotonok mérésénél

különösen kell pontosan utánozni a valóságos méreteket és eloszlást a fantomokban. Különösen a tüdőben lerakódott ^{239}Pu , vagy ^{241}Am izotópok mérése igényel gondos kivitelezést, kalibrálást, antropomorf mellkasfantom használatot, benne a lágy szövetek és a csontok megfelelő eloszlásával.

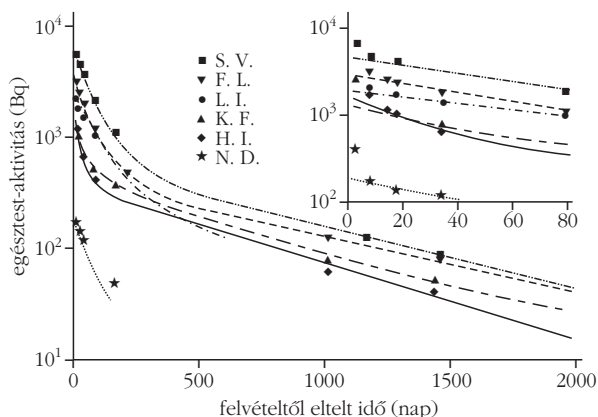
Nagyobb fotonenergiáknál, mint például ^{137}Cs esetén, és amikor a szervezeten belüli izotópeloszlás jó közelítéssel egyenletesnek feltételezhető, a kalibráció során elegendő az emberi test alakját csak durván közelítő műanyag edényekből összeállított fantomalakzattal közelíteni. Ilyenkor a testszövet anyagának és az egyenletesnek feltételezett forráseloszlásnak szimulációjaként az izotóp egyszerű vizes oldata is megfelelő.

A számítástechnika és az orvosi háromdimenziós digitális képalkotás fejlődésének köszönhetően manapság már arra is van lehetőség, hogy ha a sugárvédelmi szempontok azt indokolják, az adott személyről először komputer tomográffal (CT) vagy mágneses rezonancia felvétellel (MRI) készült kép alapján modellezik az emberi testet, néhány mm élhosszúságú mérési geometriát és a feltételezett izotópeloszlást, majd Monte-Carlo fotontranszport kód segítségével számítják ki a mérési határfokot. Ezzel a módszerrel könnyen lehet szimulálni különböző körülményeket, így például optimalizálni lehet a mérési geometriát különböző feltételezett izotópeloszlásokra, vagy össze lehet hasonlítani a különböző méretű és alakú fantomokat a határfok-kalibráció jószágának ellenőrzésére. A módszer leginkább a kis energiájú fotonok méréstechnikájánál jelent nagy segítséget. Természetesen ezt az eljárást csak jól felkészült laboratóriumban lehet elvégezni, ahol mind a technikai, mind pedig a személyi feltételek adottak.

Egésztesztzámlálás Magyarországon

Az ember szervezetébe került radioaktív anyag meghatározására az első próbálkozások a huszadik század 20-as éveiben történtek, amikor is a rádiumos lumineszkáló festékkel dolgozó nők szervezetébe jutott meglehetősen nagy mennyiségű sugárzó anyagot a testből kilépő áthatoló gammasugárzás detektálásával kívánták meghatározni. Kezdetben ionizációs kamrát, majd GM-csőves detektorokat használtak különösebb árnyékolás nélkül. A legkisebb kimutatható Ra-mennyiség 50–100 μg volt, mely 3–4 MBq egyensúlyi aktivitásnak felel meg. A szcintillációs detektorok megjelenésével, a méréstechnika fejlődésével az 1950-es években már 0,001 μg rádium is kimutathatóvá vált. A fejlesztéseket ekkor már az atomenergia igénye, a hasadvány- és korróziós termékek meghatározása determinálta. Az 1980-as évektől kezdődően egyre inkább elterjedt a félvezető alapú detektorok alkalmazása a kis és a nagy energiájú fotonok tartományában egyaránt, és a technika iránti igény különösen az orvosi izotópkalkulációknál nőtt mind a dolgozók, mind a páciensek mérésével.

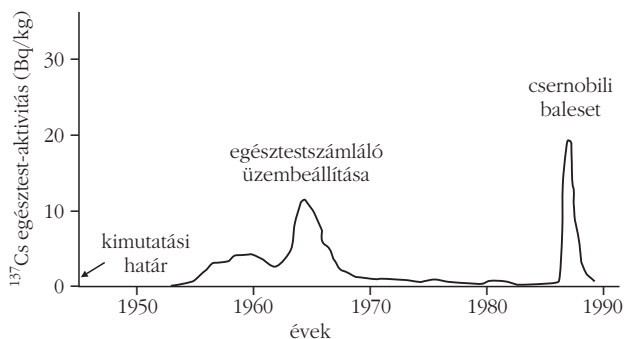
Az 1950–60-as években a radioaktív izotópok alkalmazásának elterjedése a kutatás, az ipar és egészségügy területein, a hazai atomreaktor létesítése és a hozzá kapcsolódó izotópgyártási tevékenység, valamint az uránbá-



2. ábra. A Co-60 aktivitásának csökkenése egészsztestben néhány, a KFKI-ban az 1980-as években akut módon szennyeződött felnőtt esetén.

nyászat felfutása mind szükségessé tették hazánkban is az emberi szervezetbe került radioizotópok sugárvédelmi szempontból történő meghatározását, és a belső dózisterhelés becslését. Magyarországon 1964-ben épült az első kis méretű egészsztestszámláló az Országos Onkológiai Intézetben az egészségügyi személyzet sugárvédelmi ellenőrzése céljából. A kezdetben plasztik szcintillátorral működő rendszer elektronikáját és detektorát a jobb felbontás érdekében később továbbfejlesztették. A berendezést kisebb-nagyobb kihagyásokkal mindmáig használják, jelenleg korlátozott mértékben, mindenekelőtt orvosi kutatási célú alkalmazásokhoz.

Ugyancsak 1964-ben helyezték üzembe a Központi Fizikai Kutatóintézet nagy méretű egészsztestszámlálóját, amely részint belső sugárterhelés kockázatának kitétt intézeti dolgozók ellenőrzésére, részint kutatási feladatokra és országosan felmerülő mérési igények kielégítésére épült. A mérő-értékelő rendszer az elmúlt több mint négy évtized során számos továbbfejlesztési fázison ment keresztül. Ezek során a megvalósítható mérési elrendezések, beleértve az aktivitáseloszlás mérését is, az alkalmazott detektorok és a rendelkezésre álló mérésvezérlő és



3. ábra. A Cs-137 radionuklid megjelenése a fővárosi lakosságban.

adatfeldolgozó elektronika szempontjából az ország leg-sokrétűbben használható egészsztestszámlálójává vált. Az elmúlt évtizedekben több ezer ellenőrző mérést végeztek vele, amelyek során többször is észleltek inkorporációs eseményhez kötött izotópfelvételt (2. ábra). A leggyakrabban előforduló izotópok ^{57}Co , ^{60}Co , ^{131}I , ^{137}Cs és ^{192}Ir voltak. A hazai lakosság mesterséges izotóptól származó belső sugárterhelésének meghatározása érdekében széleskörű vizsgálatok folytak 1964 után az atomfegyver-kísérletek, majd 1986 után a csernobili baleset következményeinek felmérésére (3. ábra).

Az Országos Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutatóintézetben 1981-ben üzembe helyeztek egy székárnycolt detektor típusú mérőberendezést, amelyet az ország különböző munkahelyein dolgozók belső sugárterhelésének mérésére több éven át használtak. 1990-ben felépült egy saját tervezésű, korszerű scannelő mérőberendezés, amely jelenleg a kutatások mellett elsősorban hatósági sugárvédelmi, sugáregészségügyi feladatokat lát el. Ennek keretében többek között vizsgálták a Paksi Atomerőműben az 1990-es évek végén előfordult inkorporációs eseményben érintett dolgozók ^{58}Co , ^{60}Co és ^{54}Mn izotóptól származó belső sugárterhelését. A csernobili reaktorbalesetet követően az egészsztestszámláló mérési eredményeik fontos részét képezték a hazai la-

2. táblázat

A hazai egészsztestszámlálók jellemzői

intézmény	üzemeltetés éve	árnyékolás	detektor	geometria	alkalmazás
Onkológia	1964–	kis méretű zárt	1 db NaI(Tl)	szék	<ul style="list-style-type: none"> • baleseti készenlet • orvosi kutatás • személyzet sugárvédelme
KFKI-AEKI	1964–	nagy méretű zárt	2 db NaI(Tl) 1 db HpGe	<ul style="list-style-type: none"> • scanning • szék • ív 	<ul style="list-style-type: none"> • foglalkozási sugárvédelem • kutatás • orvosi alkalmazás • baleseti alkalmazás
MÉV	1966–81	(1) részlegesen nyitott (2) alagút	(1) 1 db NaI(Tl) (2) 1 db NaI(Tl)	(1) szék (2) ágy	<ul style="list-style-type: none"> • uránbányászok radonterhelése
OSSKI	1981–	(1) részleges (2) nagy méretű zárt	(1) 2 db NaI(Tl) (2) 2 db HpGe	(1) szék (2) scanning	<ul style="list-style-type: none"> • foglalkozási sugárvédelem • kutatás • baleseti alkalmazás
PART	1982–	(1) nyitott (2) részlegesen nyitott (3) részlegesen nyitott	(1) 1 db NaI(Tl) (2) 1 db NaI(Tl) (3) 2 db HpGe	(1) ív-szék (2) szék (3) scanning	<ul style="list-style-type: none"> • személyzet sugárvédelme
BME NTI	1997–	részlegesen nyitott	1 db NaI(Tl)	ív-szék	<ul style="list-style-type: none"> • oktatás

kossági sugárterhelés átfogó vizsgálatának, és jelentős szerepet kapott a berendezés az élelmiszerláncban keresztül történő ^{137}Cs izotópkinetika ellenőrzésénél.

Pécsett, a Mecseki Ércbányászati Vállalat Egészségügyi Szolgálatánál 1966-ban üzembe helyeztek egy úgynevezett shadow-shield típusú ólomárnyékolással ellátott, nagy szcintillációs detektorral működő egészszteszámológót, mindenképp az uránbányában dolgozók radon leányelemektől eredő sugárterhelésének rendszeres ellenőrzésére. A mérőrendszer árnyékolását 1970-ben továbbfejlesztették, és a mérőelektronikát modernizálták. Az 1981-ig tartó üzemeltetés során mintegy 50 000 ellenőrző mérést végeztek, számos esetben igen nagy radon-expozíciót találtak. Az eredményeket szigorúan titkos adatként kellett kezelniük, így publikálásukra nem kerülhetett sor. Később, 1983-ban az anyagi támogatás megvonása miatt a berendezést lebontották.

Meg kell még említeni, hogy az elmúlt években a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetemen is létrehoztak egy kisebb teljesítőképességű egészszteszámológós mérőrendezést, amelyet elsősorban oktatási célokra használnak.

Minőségbiztosítási programok keretében az országban rendszeresen üzemeltetett egészszteszámológós mérőhelyek, de mindenképp a KFKI AEKI és az OSSKI laboratóriumai gyakran részt vesznek hazai és nemzetközi szervezésű összehasonlító mérési akciókban, amelyek bizonyítják az alkalmazott módszerek és a mérési eredmények megbízhatóságát.

A 2. táblázatban összefoglaltuk a hazánkban létesített egészszteszámológós mérőrendszerek legfontosabb paramétereit: az üzembe helyezés évét, az árnyékolás, a detektor és a mérési geometria jellemzőit, valamint a jelentősebb alkalmazási területeket.

SZÁZ ÉVE HALT MEG LUDWIG EDUARD BOLTZMANN, A STATISZTIKUS FIZIKA MEGALAPOZÓJA

Iglói Ferenc

MTA SZFKI, SZTE Elméleti Fizikai Tanszék

Száz éve, 1906. szeptember 5-én a Trieszt melletti Duinóban meghalt *Ludwig Boltzmann* osztrák fizikus, a 19. század elméleti fizikájának egyik legnagyobb alakja. Eredményei közül elsősorban a statisztikus mechanika megalapozását, a termodinamika második főtételének mikroszkopikus értelmezését, a nem-egyensúlyi és transzportfolyamatok leírását, valamint a feketetest-sugárzásra vonatkozó Stefan-féle T^4 -es empirikus törvény mikroszkopikus levezetését szokás megemlíteni. Nevét a fizikában többek között a Boltzmann-állandó, a Maxwell-Boltzmann-eloszlás, a Boltzmann-tényező, a Boltzmann-féle transzportegyenlet és a Stefan-Boltzmann-törvény viseli. A 19. század egyik legnyitottabb, a konvenciókhoz nem ragaszkodó gondolkodója volt. Elméleti meggondolásait az anyag atomos, molekuláris felépítésének feltételezésére építette egy olyan időszakban, amikor az a tudományos közfelfogással szöges ellentétben állt. Elméletének jelentőségét saját korában nem ismerték fel, és eredményei tudományos viták keresztüztüében álltak. Ez is hozzájárult egyre inkább elhatalmasodó depressziójához, mely végül is öngyilkossághoz vezetett.

Ludwig Eduard Boltzmann 1844. február 20-án született Bécsben, a Landstrasse nevű kerület főutcájának

egyik házában. Apja császári adóhivatalnok, nagyapja pedig, aki Berlinből költözött Bécsbe, órásmester volt. Anyja *Katharina Pauernfeind*, akinek családja salzburgi illetőségű. A család nem sokkal Ludwig születése után Felső-Ausztriába költözött, előbb Welsbe, majd Linzbe. Itt járt Ludwig középiskolába is, ahol a tehetséges fiú osztályelső volt. 15 éves korában elvesztette apját, de anyja anyagi lehetőségeivel továbbra is biztosította, hogy csak a tanulmányaira kelljen koncentrálnia. 1863-ban a bécsi egyetemre iratkozott be fizikát tanulni, ma az egyetem fizikai intézete a Boltzmann-gassén található. Tanárai között volt a magyar származású *Petzval József*, a fotografiai lencsék tökéletesítője, *Andreas von Ettingshausen* és *Josef Stefan*. Stefan, akinek neve a feketetest-sugárzással kapcsolatban volt ismert, irányította a Boltzmann doktori értekezésével kapcsolatos vizsgálatokat is, melynek eredményeként 1866-ban a gázok kinetikus elmélete témakörben doktori címet nyert el.

1867-ben magántanári habilitáció után még két évig Stefan intézetében dolgozik, majd 25 évesen a grazi egyetem matematikai fizika professzorának nevezik ki. Közben több hónapig Heidelbergben (*Robert Bunsen* és *Leo Königsberger* mellett) és Berlinben (*Gustav Kirchhoff*



Ludwig Eduard Boltzmann (1844–1906)