III. kötet

SUGÁRVÉDELMI ÉS BELSŐDOZIMETRIAI ISMERETEK

Jegyzet

radiofarmakológiai szakasszisztensek
részére

Írta:
Dr. Farkas György

Szerkesztette:
Dr. Krasznai István

Egészségügyi Szakképző és Továbbképző Intézet 1995.

Jóváhagyta:

a Népjóléti Minisztérium II. Főosztálya

Engedélyszáma: 20084/92.

lektor:
Dr. Csernay László

Kiadja az Egészségügyi Szakképző és
Továbbképző Intézet

Felelős kiadó:
Salczerné dr. Hok Mária

Utánnyomás a kiadó kizárólagos joga
Példányszám: 500 pld.

Tartalomjegyzék

1.	**ATOMFIZIKAI, SUGÁRFIZIKAI ÉS MÉRÉSTECHNIKAI ALAPISMERETEK**	**10**
1.1.	Sugárzás és az anyag	11
1.1.1.	Elektromágneses sugárzás	12
1.1.2.	Az anyag	13
1.1.3.	Az anyag kettős természete	14
1.2.	Az atom felépítése	15
1.2.1.	Az atom szerkezete	15
1.2.2.	A héjelektronok helyzeti és mozgási energiája. Ionizáció. Gerjesztés.	17
1.2.3.	Karakterisztikus sugárzás	19
1.2.4.	Kémiai kötés	21
1.3.	Az atommag felépítése	21
1.3.1.	Magerők	21
1.3.2.	Az atommag stabilitása	22
1.3.2.1.	Az atommag kötési energiája	24
1.3.2.2.	Az atommag gerjesztett állapota	25
1.3.3.	Magmodellek	25
1.4.	Az atommag bomlásának módjai	27
1.4.1.	A bomlások fajtái	27
1.4.2.	Elágazó és egymás utáni bomlások	29
1.4.3.	A radioaktív bomlás sebessége	31
1.4.3.1.	Aktivitás	33
1.4.3.2.	Aktivitás egységei	34
1.4.3.3.	Aktivitás elágazó bomlás és bomlási sorok esetén	36
1.4.4.	Alfa-bomlás	40
1.4.5.	Béta-bomlás	40
1.4.5.1.	Negatív béta-bomlás	40
1.4.5.2.	Pozitív béta-bomlás	41
1.4.5.3.	A béta-sugárzás energiaeloszlása	42
1.4.5.4.	Elektronbefogás (EC)	43
1.4.6.	Izomer átalakulás	44
1.4.7.	Spontán maghasadás	45
1.4.8.	Kölcsönhatás az elektronhéjjal	45
1.4.8.1.	Belső konverzió (IC)	46
1.4.8.2.	Szekunder kölcsönhatások a mag és az elektronhéj között	47
1.4.9.	A radioaktív izotópok bomlási sémái	48

1.5. A sugárzások kölcsönhatása az anyaggal 52
1.5.1. Töltéssel bíró részecskék és a közeg kölcsönhatása 52
1.5.1.1. Alfa részecskék elnyelődése 54
1.5.1.2. Elektronok elnyelődése 56
1.5.2. Röntgen- és gamma-sugárzás kölcsönhatása az anyaggal 64
1.5.2.1. A sugárzás intenzitásának gyengülése 64
1.5.2.2. A kölcsönhatás mechanizmusa 69
1.5.2.3. Compton szórás 70
1.5.2.4. Fotoeffektus 75
1.5.2.5. Párképződés 77
1.5.2.6. Kölcsönhatási együtthatók 79
1.5.2.7. A fotonok százalékos sugártávolsága 83
1.5.3. A fékezőképesség általános fogalma 85
1.6. Fizikai dózisfogalmak 85
1.6.1. Az elnyelt dózis 87
1.6.2. Közölt dózis 87
1.6.3. A besugárzási dózis 88
1.6.3.1. A besugárzási dózis és az elnyelt dózis közötti kapcsolat 90
1.6.3.2. A Bragg-Gray elv 91
1.6.3.3. Besugárzási dózisteljesítmény 93
1.6.4. Dózisszámítás pontszerű, levegőben levő sugárforrásra 93
1.6.5. Az áthatoló és a nem áthatoló sugárzás fogalma 96
1.6.6. Egyensúlyi elnyelt dózisteljesítmény fogalma 97
1.6.7. A szövetekvivalens anyag fogalma 100

2. SUGÁRVÉDELMI ISMERETEK 102
2.1. Az ionizáló sugárzás biológiai hatásának mechanizmusa 102
2.1.1. Az ionizáló sugárzás hatása az élő anyagra 102
2.1.2. A sugárhatást, sugárérzékenységet befolyásoló tényezők 105
2.1.2.1. A LET érték 106
2.1.2.2. Relatív biológiai hatékonyság (RBE) 106
2.1.2.3. Hőmérséklet 107
2.1.2.4. Oxigén 107
2.1.2.5. Kémiai módosító tényezők 107
2.1.2.6. Biológiai tényezők 107
2.1.3. A szervezet sugárkárosodása 108
2.1.3.1. Determinisztikus sugárhatás 109
2.1.3.2. A kockázat fogalma 110
2.1.3.3. Sztochasztikus sugárhatás 112
2.2. A sugárvédelmi dózisfogalmak 118
2.2.1. Egyénre vonatkozó sugárvédelmi dózisfogalmak 118
2.2.1.1. A dózisegyenérték 118
2.2.1.2. Az effektív dózisegyenérték 119
2.2.1.3. Lekötött dózisegyenérték,lekötött effektív dózisegyenérték 120
2.2.2. A népességre (csoportra) vonatkozó egyes dózisfogalmak 120
2.2.3. Megjegyzések a dózisegyenérték méréséhez 121
2.3. A sugárvédelem szabályozása 123
2.3.1. A sugárvédelmi szabályozás rövid története 123
2.3.2. A lakossági sugárterhelés 125
2.3.2.1. Természetes eredetű sugárterhelés 125
2.3.2.2. Mesterséges forrásokból eredő sugárterhelés 127
2.3.3. A dóziskorlátozás filozófiája 128
2.3.4. Dóziskorlátozás 130
2.3.5. A sugárvédelem szervezési kérdései Magyarországon 132
2.3.6. Nemzetközi Sugárvédelmi Szervezetek 136
2.3.7. Várható változások a sugárvédelmi előírásokban 140

3. BELSŐ SUGÁRTERHELÉS 142
3.1. Bevezetés. A belső sugárterhelés fogalma 142
3.2. A belső sugárterhelés elnyelt dózisértékeinek számítása 144
3.2.1. A számítás igényének történeti kialakulása 144
3.2.2. Az elnyelt dózisértékeket befolyásoló paraméterek 145
3.2.3. Az abszorpciós hányad fogalma 148
3.2.4. A specifikus abszorpciós hányad fogalma 152
3.2.5. A reciprocitási elv 153
3.2.6. A Synder-féle antropomorfológiai fantom 154
3.2.7. Az egységnyi kumulációhoz tartozó "S" elnyelt dózis 160
3.2.8. Dózisszámítás a "vonatkoztatási ember"-től eltérő geometriai modell esetén 164
3.3. A halmozódási értékek meghatározása 169
3.3.1. A dózisszámítás biokinetikai paraméterei 170
3.3.1.1. A kumulált aktivitás 172
3.3.1.2. A tartózkodási idő 174
3.3.2. A kumulált aktivitás meghatározása 178
3.3.2.1. Állatkísérletek 182
3.3.2.2. Humán mérések 185
3.4. Radiofarmakonok egységnyi aktivitásához (MBq) tartozó H_E és E értékek 187
3.5. Az izotópdiagnosztikai vizsgálatok sugárterhelése 189

Appendix

A.1. A foton abszorpciójának Monte Carlo számítása 192
A.1. Táblázat. Különböző szervek és szövetek kortól függő tömegei 196
A.2. Táblázat. Kistérfogatú gömb és ellipszoid abszorpciós hányada 197
A.3. Táblázat. A szervek nagyságát közelítő, egységnyi sűrűségű gömb és ellipszoid abszorpciós hányada 198
A.4. Táblázat. Egységnyi kumulált aktivitáshoz tartozó "S" értékek jód-131-re 199
A.5. Táblázat. Radiofarmakonok effektív dózisegyenértéke (H_E) és effektív dózisa (E). 201

A JEGYZET IRÁSÁNÁL FELHASZNÁLT IRODALOM

- Dr. Virág Elemér: Sugárvédelmi ismeretek
  BME Mérnöktovábbképző Intézet Budapest, 1990.
- A Sugárvédelem alapvető biztonsági szabályai (Sugárvédelmi alapszabályzat) - a BSS rövidített magyar fordítása
  Országos Atomenergia Bizottság, Budapest 1984.
- A SZEM 7/1988.(VII.20.) számú rendelete
  Magyar Közlöny 33/1988. száma (1988. július 20.)
- A MSZ 62/1-89.sz. szabványa: Ionizáló sugárzás elleni védelem
  Magyar Szabványügyi Hivatal, Budapest 1989. június 1.
- Sztanyik B. László: Sugárzás és egészség
  Fizikai Szemle (1992.) XLII. évf. 427-432.
- Sztanyik B. László: A sugárvédelmi szabályozás új korszaka
  Szabványosítás (1984.) 2. szám 48-51. oldal
- Alapfokú Sugárvédelmi Ismeretek
  Szerk.: Fehér István, Paksi Atomerőmű Rt. Budapest, 1992.
- Sugársérülések megelőzése és gyógykezelése
  Szerk.: Sztanyik B. László, Zrinyi Kiadó, Budapest 1989.
- Farkas György: A radiofarmakonokkal végzett diagnosztikai vizsgálatok szervdózisai
  Szent-Györgyi Albert Orvostudományi Egyetem, orvos-biológiai doktori értekezés (1987.)
- Átfogó Sugárvédelmi Ismeretek - Jegyzet
  Semmelweis Orvostudományi Egyetem - Rektori Hivatal 1994.
  Szerkesztette: Dr. Farkas György
- Sugárvédelmi Ismeretek - Jegyzet
  Semmelweis Orvostudományi Egyetem - Rektori Hivatal 1995.
  Szerkesztette: Dr. Farkas György
- M. J. Berger: Energy Deposition in water by photons from point isotropic sources
  J. Nucl. Med. Supplement No.1. (1968.) 15.
- G. L. Brownell et. al.: Absorbed fractions for photon dosimetry
  J. Nucl.Med. Supplement No.1.(1968.) 27.
- R. Loevinger and M. Berman: A Schema for Absorbed-dose Calculations for Biologically distributed Radionuclides
  J. Nucl.Med.Supplement No.1.(1968.) 7.

- W.S. Synder et. al.: Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in varions organs of a heterogeneous phantom
  J. Nucl.Med. Supplement No.3. (1969.) 5.
- M. J. Berger: Distribution of absorbed dose around point sources of electron and beta particles in water and other media
  J. Nucl. Med. Suppl. No. 5. (1971.) 12.
- W.S. Synder et al.: Revision of MIRD Pamphlet No.5.
  Health Phy. Div. Annual Progr. Rep. ORNL-4979.5.
- W.S. Synder et al.: "S" absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs
  MIRD Pamphlet 11. - Soc.Nucl.Med. New York, 1975.
- MIRD PRIMER for Absorbed Dose Calculations
  The Society of Nuclear Medicine - MIRD Revised Edition, New York, 1991.
- Report of the Task Group on References Man
  ICRP Publication No. 23. (1975.)
- Methods of Assessment of Absorbed Dose in Clinical Use of Radionuclides
  ICRU Report No. 32. Washington, 1979.
- Recommendations of the International Commision on Radiological Protection
  ICRP Pulication 26.
- Recommendations of the International Commision on Radiological Protection
  ICRP Publication 60.
- Radiation Dose to Patiens from Radiopharmaceuticals
  ICRP Publication 53.

BEVEZETÉS

A nukleáris medicina fejlődése megkövetelte, megköveteli az izotóp laboratóriumi munka további ésszerű tagozódását. A szaktudás megszerzésére indult tanfolyam felvételi követelménye volt, hogy a jelentkező rendelkezzen izotóp laboratóriumi asszisztensi képesítéssel. Ez magába foglalja azt a feltételezést is, hogy az atomfizikai, sugárbiológiai, méréstechnikai, sugárvédelmi, stb. alapismereteket már elsajátította és tudja. Csak ilyen körülmények mellett lehet a sugárvédelmi és dozimetriai anyagot a bővített sugárvédelmi ismereteket meghaladó keretekben, rövid formában közreadni. A régebben tanult ismeretek felelevenítésére, a könnyebb értelmezhetőség kedvéért a hallgatók figyelmébe ajánlom a :

- Prof. Dr. Vittay Pál szerkesztésével 1986-ban megjelent: Radioizotópok diagnosztikai alkalmazása és az Izotóplaboratóriumi asszisztensek gyakorlati munkafüzete című, az Egészségügyi Minisztérium által kiadott jegyzeteket,
- Györgyi Sándor és Krasznai István szerkesztésében 1985-ben megjelent: Orvosi izotóptechnika (Medicina) könyvet,
- A 7/1988.(VII.20.) SZEM rendeletet,
- A MSZ 62/1-1989 Ionizáló sugárzás elleni védelem c. szabványt.

Korunk egyik fontos kérdése az, vajon az ionizáló sugárzások alkalmazása mennyire hasznos vagy káros az egyén és a társadalom részére. Amennyiben haszon származik belőle, akkor az elkerülhetetlen káros hatásoknak hol szabhatunk határt? Milyen módszerekkel vethetünk gátat a sugárzástól származó nemkívánatos jelenségeknek?

E kérdéskörhöz ad ismereteket a jegyzet, amelyet az izotóp-laboratóriumi gyakorlatban haszonnal forgathat a tisztelt olvasó.

1. ATOMFIZIKAI, SUGÁRFIZIKAI ÉS MÉRÉSTECHNIKAI ALAPISMERETEK

Az 1800-as években, kémiai kutatások során, az a tudományos feltételezés került előtérbe, hogy az elemek egyfajta atomokból, a vegyületek molekulái pedig különböző, de meghatározott súlyarányban kapcsolódó atomokból állnak (*Dalton* - 1803). 1808-ban *Gay-Lussac* meghatározta a vegyülő gázok térfogati törvényét, majd ezt követően mondta ki *Avogadro* híres tételét, amely szerint bármely (kémiailag homogén) gáz 1 mol tömegének a térfogata normál állapotban 22,41 liter. Ez az érték valójában csak akkor értelmezhető, ha elfogadjuk az atomok (molekulák) létezését, miszerint az azonos térfogatú, nyomású és hőmérsékletű gázokban egyenlő számú molekula van. Ennek alapján lehetővé vált a vegyületek kémiai képletének és molekulasúlyának (M), valamint az elemek atomsúlyának (A_N) egyértelmű meghatározása. M és A_N puszta számok, amelyek azt fejezik ki, hányszor nagyobb a kérdéses molekula vagy atom tömege a H atom tömegénél (1961 óta a ^{12}C tömegének 1/12-énél). Későbbiekben (1865) meghatározták az 1 mol normál állapotú gázban levő atomok illetve molekulák számát.
Ennek az ún. *Avogadro számnak* az *értéke*:

$$L = 6{,}0225\ E + 23/mol \sim 6{,}023\ 10^{23} mol^{-1}$$

Ez az érték az anyag mindhárom halmazállapotára egyaránt érvényes.
Az atom "oszthatatlanságának" tényével kapcsolatban is kételyek merültek fel. *Faraday* elektrolit kísérletei során pozitív és negatív ionok létezését feltételezte, ami az elektromosság atomos szerkezetére utalt. Ennek alapján megállapította, hogy minden anyag grammegyenérték súlynyi mennyiségének kiválasztásához 96500 C (coulomb) töltés szükséges. *Faraday* elképzeléseit az elemi töltés létezésére "később számos fizikai jelenség" alapján igazolták. Ez az elemi töltés az *elektron töltése, nagysága*:

$$-1{,}602\ E\text{-}19\ \text{coulomb}\ (C \equiv A{\cdot}s).$$

A gáztörvények, az elektrolitikus disszociáció, a gázok ionizációja, valamint a gázkisülések során tapasztaltak vezettek abba az irányba, hogy összefüggést keressenek pl. a sugárzások és az anyag atomos szerkezete között.
A mai atomelmélet megalapozója (1906) *Rutherford* volt. Alfa sugarak szóródását, áthaladását vizsgálta gázban és vékony fémfóliákon. E kísérletek eredményeinek magyarázatául azt a hipotézist állíotta fel, hogy az atom középpontjában van a pozitív töltésű atommag és e körül keringenek az elektronok. Az atom kifelé semleges, tehát az elektronok száma egyenlő az atommag pozitív töltéseinek számával.

A Rutherford-féle atommodell segítségével sok ismert fizikai jelenséget értelmezni lehetett, de sajnos az elektrodinamikai alapelvekkel nem lehetett összhangba hozni. *Bohr* 1913-ban a *Planck-féle kvantumelmélet* felhasználásával módosította ezt az elképzelést.
Tételei a következőek voltak:

1. Az atom elektronjai a mechanikailag lehetséges pályák közül csak egyes meghatározott ún. stacionárius pályákon (kvantumpályákon) keringhetnek, és míg e pályákon tartózkodnak, az atom fényt nem sugároz ki, s így energiája változatlan.
2. Fénykibocsátás csak akkor következik be, amikor egy elektron valamelyik stacionárius pályáról ugrásszerűen egy másikra megy át. A kisugárzott energia:

$$h\nu = E_n - E_m$$

ahol a h a Plank féle állandó, ν a fény rezgésszáma, $E_n - E_m$ a két pálya energiájának különbsége.

A későbbiekben - az elméleti és kísérleti eredmények alapján - a Bohr-féle atommodell még további finomításra, fejlesztésre szorult.
A kvantummechanikai elgondolások alapján, már tudjuk, hogy a valóságban nem a naprendszerbeli bolygók mozgásával analóg atom felépítéssel van dolgunk. *Sommerfeld* (1915) a színképek finom szerkezetének magyarázásánál azzal a feltételezéssel élt, hogy az elektronok térbeli helyüket változtató ellipszis pályák félnagytengelye és tengelyviszonya szigorú törvényszerűségek szerint (kvantumosan) alakul.
Az anyag kettős természetének teljes magyarázatául egyedül az ún. állapotfüggvények szolgálnak megoldással. Ezzel lassan-lassan már a matematikai formalizmusok világába értünk és valóban egyes atomfizikai jelenségeket már csak bonyolult matematikai módszerekkel tudunk értelmezni és tárgyalni.
Ez a magyarázata annak a gyakorlatnak, hogy bizonyos esetekben az atomfizika tárgykörébe tartozó jelenségeket egyszerűbb és szemléletesebb modellel tudjuk értelmezni - kézzel foghatóan tudjuk magyarázni, más esetekben meg kell elégednünk a közölt eredményekkel.

1.1. Sugárzás és az anyag

Jelen anyagban az ionizáló sugárzással kapcsolatos törvényszerűségekkel foglalkozunk. Pontosabban; azokról a sugárzásokról van szó, amelyeket a

radioaktív anyagok bomlásuk során kibocsátanak. Ezeknek két külön csoportját különböztetjük meg, úgy mint a részecske- és az elektromágneses sugárzást. Az előző különösen a terápiás alkalmazásnál, míg az utóbbi a diagnosztikai eljárásokban játszik fontos szerepet.

1.1.1. Elektromágneses sugárzás

Az összes elektromágneses sugárzás ugyanazzal az alaptulajdonsággal és jellemezhetőséggel rendelkezik, egyedül csak az energiájuk nagyságában létezik különbség. Különböző neveket használnak elnevezésüknél, amely utalhat akár az energiájuk nagyságára, vagy akár keletkezésük eredetére. Röntgen sugárzás (angolul: X-rays) és gamma-sugárzás rendelkezhet ugyanazzal az energiával, a különbség csak abban van, hogy hogyan keletkeztek. Fékezési (röntgen) sugárzás keletkezik akkor, amikor az elektronok mozgási energiája megváltozik (gyorsul vagy lassul) és ezt általában úgy hozzuk létre, hogy céltárgyat nagysebességű elektronokkal bombázunk.
A gamma-sugárzás viszont a radioaktív atomok magátalakulása során keletkezik. Más, jól ismert elektromágneses sugárzások: a látható fény, a rádióhullámok, az ultraibolya és az infravörös sugárzások. Az ismert, hogy a nagyenergiájú gamma és az alacsonyenergiájú rádióhullámok között igen nagy energiakülönbségek és az anyaggal való kölcsönhatásbeli különbségek fordulnak elő.
A sugárzás energiáját *SI* egységben - joule (J)-ban mérjük, de az atom- és magfizikában megengedett az elektron volt (eV) használata is.

1 eV közelítőleg $1{,}6\cdot10^{-19}$ ($\equiv$ 1,6·E-19) joule.

Az elektromágneses sugárzást kettős természetűnek fogjuk fel. Egyszer, mint sugárzást, máskor mint energiacsomagocskák sokaságát (mely csomagot "foton"-nak nevezünk). E foton energiájának nagysága: $E = h\,\nu$, ahol a h a Plank féle állandó ($h = 6{,}6\cdot10^{-34}$ J·s), ν a foton rezgésszáma.
Mivel a látható fény rezgésszáma $\sim 10^{15}\cdot s^{-1}$, ezért (kerekítve) energiája:
$E = h\,\nu = 6{,}6\cdot10^{-34}\cdot10^{15} = 6{,}6\cdot10^{-19}$ J. Egy 60 wattos égőből másodpercenként közelítőleg $n = 10^{20}$ láthatófény-foton emittálódik ($n\cdot h\nu = 60$).

Hasonlóképpen, amikor a radioaktív anyag elektromágneses sugárzást bocsát ki, akkor ezek a fotonok is meghatározott energiával rendelkeznek.
A fotonnak nincs töltése, nincs nyugalmi tömege és vákumban a fény sebességével halad.
Bizonyos esetek tárgyalásánál hasznos az elektromágneses sugárzást, mint hullámot felfogni. Erre középiskolai tanulmányok során számos példát láthattunk, így ismeretes a hullámhossz (λ), a frekvencia (ν), az amplitudó (A), a fénysebesség (c) fogalma.
További ismert fogalmak:

- összefüggés a frekvencia és a hullámhossz között: $\nu = \dfrac{c}{\lambda}$
- összefüggés az energia és a frekvencia között $E = h\nu$,
- e kettőből következik: $E = \dfrac{h\cdot c}{\lambda}$.

1.1.2. Az anyagi részecskék sugárzása

A radioaktív bomlás (magátalakulás) során a nuklid, részben vagy egészében részecskékből álló anyagot bocsájt ki, de a részecske (korpuszkula) mellett foton kibocsátásra is sor kerülhet. Egyes esetekben - a bomlás során - csak fotonok kerülnek ki a nuklid kötelékéből.
Abból a célból, hogy megértsük e sugárzás típusokat, majd a sugárzás és az anyag kölcsönhatását, ismernünk kell az anyag felépítésének alapvető építőköveit. Megint csak utalni szeretnék a korábban tanultakra, így az anyag tömegére, mely a gravitációs erőn keresztül hat a másik anyagra - és arra, hogy ez az anyag vagy semleges, vagy töltéssel rendelkezik (pozitív vagy negatív töltéssel). A töltéssel bíró részecskék is kölcsönhatásba kerülhetnek egymással az elektrosztatikus törvény szerint (az azonos töltésűek taszítják egymást).
Két pontszerű tömeg közt fellépő gravitációs erő egyenesen arányos a két pont tömegével és fordított arányban áll a kettő közti távolság négyzetével.
Két pontszerű töltés közt fellépő elektromos erő egyenesen arányos az egyes pontok töltésével, négyzetesen fordított arányban áll a két pont közötti távolsággal.
A tömeg *SI* egysége a kilogramm (kg),
a töltésé a Coulomb (C $\equiv$ amper·sec).

Egy anyagi részecskének létezik mozgási- és potenciális energiája, és ha külső erő nem hat, akkor e kettő összege állandó. A töltött részek elektromos erőtérrel is rendelkeznek, hatásukat hasonlóan értelmezhetjük, mint a tömeg gravitációs erőterét.
Az anyag molekulákból, atomokból, az atomok elemi részekből építődnek fel. Eme építőkövekből többet is találtak, de számunkra közülük csak a következő négy fontos.
Azokat a részecskéket, melyekből az atommag felépül (és amelyeket egységesen nukleonnak hívunk) protonnak és neutronnak nevezzük. A proton

pozitív elektromos töltésű, a neutron nem rendelkezik töltéssel. Tömegük közel egyenlő.

A harmadik tárgyalt részecske típus az elektron, amely a negatív elektromos töltésű (töltése pontosan akkora, mint a protoné). Az elektron - mint már közismert - az atommag körüli pályákon foglal helyet.
A pozitron megfeleltethető az elektronnak, azzal hogy ennek pozitív töltése van. Úgy is értelmezhetjük, hogy ez egy "anti-elektron", és ha kontaktusba kerül az elektronnal, mindkettő megsemmisül. Később látni fogjuk, hogy ez a megsemmisülés fontos szerepet fog játszani a megsemmisülési elektromágneses sugárzás ("annihilációs sugárzás") értelmezésénél.

proton (*p*)	töltése: + 1,6·E-19 C;	tömege: 1,7·E-27 kg
neutron (*n*)	töltése: 0;	tömege: 1,7·E-27 kg
elektron	töltése: - 1,6·E-19 C;	tömege: 9·E-31 kg
pozitron	töltése: + 1,6·E-19 C;	tömege: 9·E-31 kg

az elektron és a proton tömegének aránya 1 : 1836.

1.1.3. Az anyag kettős természete

Évszázadunk kezdetén *A. Einstein* mutatott rá arra, hogy az anyag és az energia nem két elkülönülő jelenség, hanem szoros kapcsolatban vannak egymással. A relativitás-elméletben, amelyben a fizikai mennyiségek viszonylagosságát tárgyalják, bizonyos koordináta rendszerekben írják le az anyag fizikai állapotát. Ezek a rendszerek egymáshoz képest bonyolult mozgásokat végezhetnek, de a legegyszerűbb egy anyagi rész tárgyalása akkor, ha az azt leíró koordináta rendszerben ez az anyag nyugalomban van. Amennyiben az anyagi résznek tömege van, akkor azt e koordinátában nyugalmi tömegnek nevezzük. Ez a nyugalmi tömeg nem egyenlő azzal az ún. mozgó tömeggel, amelyet egy másik koordináta rendszerben nagy sebességgel száguldó részecskeként találnánk.

Például, ha közel fénysebességgel a Földünkbe csapódó kozmikus részecske tömegét megmérnénk, az más volna abban a rendszerben, amely a részecskével együtt száguld és más a Földhöz kötött - csak számunkra állónak tekintett - koordináta rendszerben.

A relativitás-elmélet szerint nem csak a tömeg, hanem az idő, a távolság, a sebesség, stb. is koordinátától függő. Egyik fontos eredmény, hogy a töltés nagysága független a választott koordinátától, a másik számunkra fontos

összefüggés, hogy a nyugalmi tömeg egyenértékű az ún. nyugalmi energiával:

$$E_0 = m_0c^2$$

ahol: E_0 a részecske nyugalmi energiája (álló koordinátában)
m_0 a részecske nyugalmi tömege
c a fény sebessége.

Ez az egyenlet lehetővé teszi, hogy pl. egy E_γ energiájú fotonhoz $\frac{E_\gamma}{c^2}$ tömeget rendeljünk, vagy fordítva egy m_e tömegű elektronhoz (pozitronhoz) E_e energiát (lásd - megsemmisülési sugárzást) rendeljünk.
Pl. Mi a nyugalmi energiája (MeV-ben) egy elektronnak?

m_e = 9·E-31 kg
c = 3·E8 m·s^{-1}
$E_0 = m_ec^2$ = 9 E-31 (3·E8)^2 = 81·E-15 J
1 eV = 1,6·E-19 J, 1 J = 6,25 E18 eV
E_0 = (81·E-15) ·(6,25·E18) eV = 0,51 MeV

Példánkban az anyag kettős természetét, kettős viselkedésének lehetőségét mutattuk be. A későbbi tárgyalások során, például a Compton-szórás esetében, egy fotont úgy fogunk fel, mintha tömeggel rendelkező részecske lenne. Amikor egy pozitron egy elektronnal találkozik, akkor ezek nyugalmi tömege nem tűnik el, hanem 2 db 0,51 MeV gamma foton alakjában szétsugárzódik.

1.2. Az atom felépítése

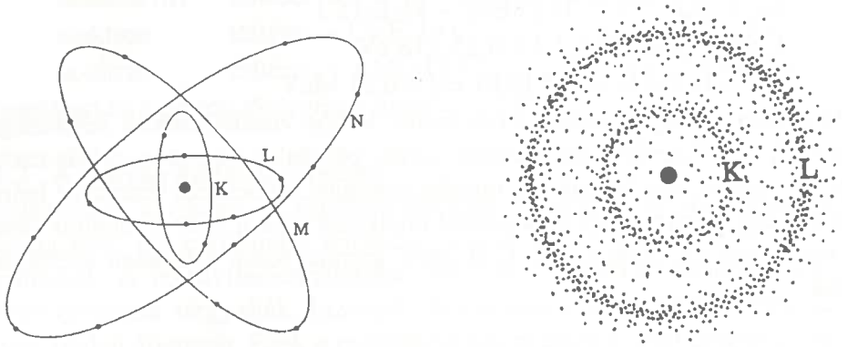
1.2.1. Az atom szerkezete

Az atom protonokból, neutronokból és elektronokból áll. A protonok és a neutronok egy viszonylag kis térfogatban ú.n. magban foglalnak helyet, és e körül keringenek az elektronok a maguk kör vagy elipszis alakú pályáikon, általános fogalmazásban héjakon. A mag, a teljes atomhoz képest, nagyon kis térfogatot foglal el, amely térfogat átmérője 10^{-14} m nagyságrendű, a teljes atomi méret nagyságrendjéhez, 10^{-10} m-hez viszonyítva. Az arány hasonló, mintha egy stadiont hasonlítanánk a pálya közepén levő futball-labdához.

Az atommag pozitív töltéssel bír - a benne levő protonok miatt - minek következtében jelentős elektrosztatikus erő lép fel a mag és a különböző pályákon keringő elektronok között. Erre a helyzetre a szemléletes magyarázat

az lenne, hogy hasonló az elektronok keringése a mag körül, mint a Naprendszerben a bolygók keringése a Nap körül. A Naprendszerben a bolygók pályájukon való maradását a gravitációs erő biztosítja. Ez az erő viszont nem játszik jelentős szerepet az atomi struktúrák kötésénél. Itt a jóval nagyobb elektrosztatikus erő biztosítja a kötődést a maghoz. Ezen kívül azt is figyelembe kell venni, hogy az atom elektronhéj szerkezete három dimenziós felépítésű, így a bolygók rendszeréhez való hasonlítás nagyon sematikus.

A Naprendszerhez képest az atomnál további két korlátozás is van: az egyik, hogy csak meghatározott számú héj helyezkedhet el benne; a másik, hogy az egy héjon levő elektronok száma korlátozott értékű lehet. Ezeket a héjakat a K, L, M, N, O, P, Q betűkkel jelöljük és a maximális elektronszám ezeken a héjakon 2, 8, 18, 32, 32, stb. ***(1.1. ábra)***



1.1. ábra **Az atom sematikus ábrázolása. A baloldali ábra az elektron héjszerkezetét mutatja, a jobboldali egy (Na) atom héjainak elektronfelhőszerű ábrázolását**

Nehéz atomok esetében az is előfordulhat, hogy energetikai viszonyok miatt az egyes héjak csak részben töltődnek fel (pl. ritkaföldfémek).
A legegyszerűbb atom a hidrogén atom, amelynek magját egy proton és a K héjon keringő elektron alkotja. A hélium magját két proton és két neutron alkotja, a K héjon két elektron foglal helyet. Ez a két elektron ellentétes spin kvantummal rendelkezik, ezért energiájuk is valamelyest eltér egymástól. A lithium magjában három proton és négy neutron van, a K héjon kettő, az L héjon egy elektron kering.
Az elemek atomjai meghatározott számú protonnal rendelkeznek a magban. Az atomszám (vagy protonszám) jelölése *Z*.

Mivel az atomok alapállapotukban semlegesek, ezért körülötte *Z* számú elektronnak kell keringenie, ami egyúttal meghatározza az elem kémiai viselkedését is. A magban levő neutronok számát a neutronszám *N* adja meg. Az összes nukleonok számát: Z + N = A, az atom tömegszámának hívjuk. (Néhány példát az ***1.1. táblázat*** mutat be.) Egy *X* elem szimbolikus jelölése: ${}^{A}_{Z}X$

elem	Z	N	A	jelölés
hidrogén	1	0	1	${}^{1}_{1}H$
helium	2	2	4	${}^{4}_{2}He$
oxigén	8	8	16	${}^{16}_{8}O$
réz	29	34	63	${}^{63}_{29}Cu$
ólom	82	126	208	${}^{208}_{82}Pb$
urán	92	146	238	${}^{238}_{92}U$

1.1. táblázat **Néhány elem rendszáma, neutronszáma, tömegszáma és jelölése**

1.2.2. A héjelektronok helyzeti és mozgási energiája

Egy keringő elektron mozgásából adódóan rendelkezik mozgási energiával, és mivel elektrosztatikusan kötődik a maghoz, ehhez jön a potenciális energiája. Egy atom minden egyes héján levő elektron rendelkezik egy határozott potenciális és mozgási energiával, annak megfelelően, hogy milyen pályán kering a mag körül.

az elektron energiája = potenciális energia + mozgási energia

A potenciális energiát önkényesen zérusnak vesszük, abban az esetben ha az elektron végtelen távol van a magtól. Igy a héjon elhelyezkedő elektron po-

tenciális energiája negatív. Mivel a potenciális energia számértékileg nagyobb, mint a pozitív értékű mozgási energia ezért a teljes energia negatív előjelű lesz.

Kötésenergia
Egy héjon levő elektron energiáját gyakran annak kötési energiájával jellemezzük. Ez az az energia, amely szükségeltetik, akkor, ha el akarjuk távolítani az elektront az atom kötelékéből. Valójában ez megegyezik az elektron teljes energiájával, csak ellentétes (pozitív) előjelet kap (ezt az energiát közölni kell!).
Hidrogén esetén:
- A K-héjon levő elektron

potenciális energiája (E_p)	=	- 26,0 eV
mozgási energiája (E_{kin})	=	+ 12,5 eV
teljes energiája = E_p + E_{kin}	=	- 13,5 eV
és a kötési energiája	=	+ 13,5 eV

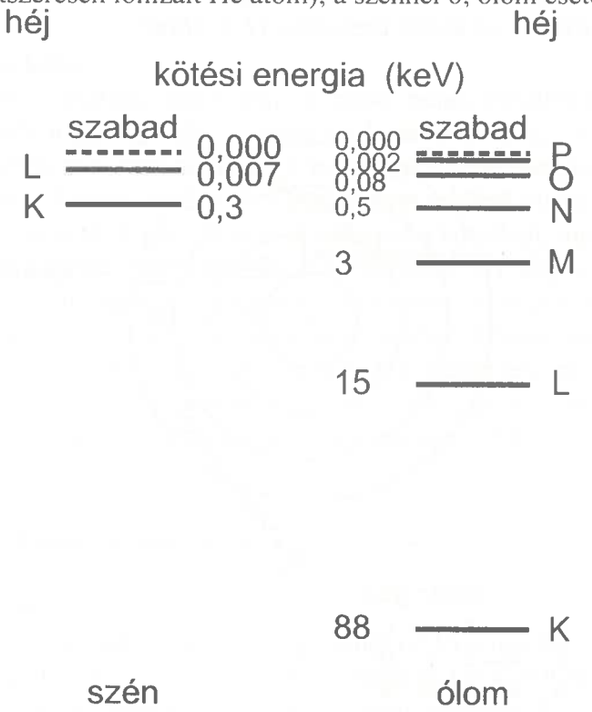
A magasabb rendszámú atomok esetén az elektronok kötési energiája is nagyobb, a K héj esetén a rendszám négyzetével arányosan nő ($_{6}C$ ~ 0,3 keV; $_{15}P$ ~ 2,14 keV; $_{24}Cr$ ~ 6 keV; $_{30}Zn$ ~ 9,7 keV; $_{36}Kr$ ~ 14,3 keV; $_{42}Mo$ ~ 20 keV; $_{55}Cs$ ~ 36 keV; $_{70}Yb$ ~ 61,3 keV; $_{82}Pb$ ~ 88 keV; $_{92}U$ ~ 115,6 keV).
A külső héjakon levő elektronok energiáját meghatározni, az egyes elektronok kölcsönhatása miatt, bonyolultabb. Másik említésre méltó effektus, hogy emelkedő rendszámú atomok esetén a héjak "sugara" csökken.

Energiaszintek
Az elektronok energia szintjeit két atom esetén - a szén és az ólom példáit véve mutatjuk be. A szén viszonylag könnyű atom, és a test felépítésében fontos szerepet játszik. Az ólom nehezebb atom, széleskörben ismert és sokszor használják kollimátorok és sugárvédelmi vértek készítésénél.
Megfigyelhetjük, hogy az egyes héjak energiája gyorsan esik a héj számának megfelelően. (***1.2. ábra***)

Ionizáció
Ez az az eset, amikor egy elektront eltávolítunk az atomból és így az töltött állapotban marad vissza.

$$X \rightarrow X^{+} + e^{-}.$$

Egy atomot annyiszor tudunk ionizálni, ahány elektron kering a mag körül. A maximális ionizációs lehetőség pl. a hidrogénnél 1; a héliumnál 2 (az alfasugár is kétszeresen ionizált He atom); a szénnél 6; ólom esetében 82; stb.



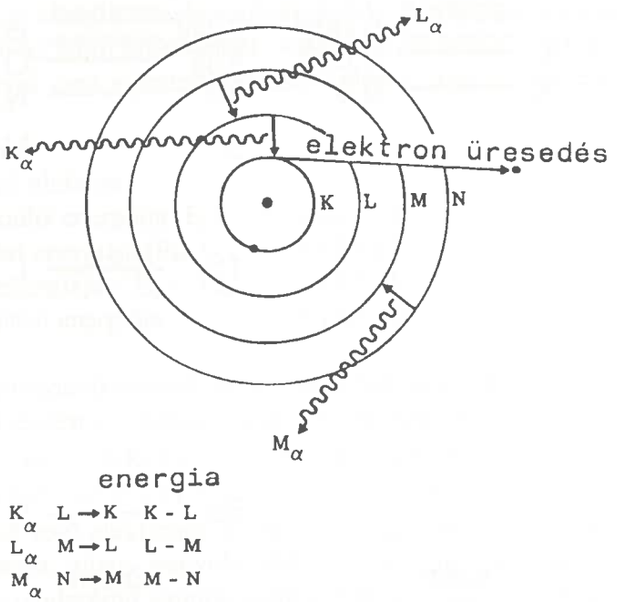
1.2. ábra **Az elektronok energiaszintjei szén és ólom esetén. Csak az alapvető héjakat mutatjuk be.**

Gerjesztés
Abban az esetben lép fel, ha energiát közlünk az atommal, elegendőt ahhoz, hogy egy elektront felemelhessünk egy kisebb kötési energiájú helyre, de annál kevesebbet, mint ami szükséges az atom kötelékének elhagyására.

$$X \rightarrow X^{*}.$$

1.2.3. Karakterisztikus sugárzás
Ionizáljunk egy atomot úgy, hogy elmozdítunk egy elektront az egyik belső elektronhéjról. A héjon ez esetben üresedés keletkezik. Három mechanizmus tudja létrehozni ezt a jelenséget: a fotoeffektus, belső konverzió és az elektronbefogás.

A héj üresedését a külső (és így kisebb kötési energiával bíró) héjak valamelyikéről származó elektron tölti be úgy, hogy ezáltal ő is egy üresedést hagy hátra. Ez a mechanizmus folytatódik addig, amíg egy az atomon kívül levő elektron nem tölti be az utolsó üresedést. *(1.3. ábra)*



1.3. ábra **Karakterisztikus röntgen-sugárzás keletkezése, a K-héjon keletkezett üresedés következtében**

Akkor ha egy elektron szintje változik, változik az energiája is, és a két héj közötti kötési energia különbség egy meghatározott ún. karakterisztikus sugárzás alakjában jelenik meg. Minden atom rendelkezik egy csak rá jellemző energia szintsorozattal, és így a belőle származó egyes sugárzások energiáit mérve, kvantitatíve kimutathatjuk ezen atomok jelenlétét (külső gamma sugárforrást felhasználva, roncsolásmentesen meghatározható így egy bonyolult összetételű anyagban levő atomok mennyiségi viszonya). Az ábrában látható, hogy a K héjon fellépő üresedést egy, az L héjról származó elektron tölti be, miközben létrejön egy röntgensugár, amelyet K_α röntgensugárként jelölünk. Általában ez a mechanizmus működik, de az esetek bizonyos százalékában (kb. 20 %) előfordul, hogy a K héj az M héjról töltődik fel. Ezt K_β röntgensugárnak jelöljük. Hasonlóan az L héjon előálló üresedést - normál esetben - az M héjról származó elektron tölti be (L_α röntgensugárzás), de bizonyos százalékban az N-ről jövő elektron kerül e helyre (L_β röntgensugárzás).

1.2.4. Kémiai kötés

Az előzőekben láthattuk, hogy míg a belső héjak meglehetősen nagy - kiloelektronvolt nagyságrendű - energiával rendelkeznek, addig a külső elektronok esetén már csak néhány eV nagyságú kötési energiáról beszélhetünk. Az atomok kémiai kötésénél a kapcsolatot e külső elektronok hozzák létre. A belső elektronok nem játszanak szerepet a kötésben, mivel azok már komplett (betöltött) elektronhéjakkal rendelkeznek. Az azonos rendszámú (protonszámú) atomoknál az elektronhéj felépítése, ezáltal kémiai viselkedése változatlan. Egy adott protonszámhoz azonban különböző neutronszámú atommag is felépíthető. Ezek a magok külön -külön lehetnek stabilak, de instabil (idővel bomló) is felépülhet belőlük. A kémiailag azonos viselkedésű, de eltérő tömegszámú atomokat izotópoknak nevezzük.

1.3. Az atommag felépítése

1.3.1. Magerők

Rendes körülmények között az atom egy rendkívül kicsiny átmérőjű, pozitív töltésű atommagból áll, amelyet negatív töltésű elektronok felhője vesz körül. A pozitív töltésű protonok nyilván taszítják egymást, míg a neutronok semlegesek. Az atommagban a nukleonokat - e taszítással szemben, egy számunkra új típusú erő, az ún. magerők tartják össze.

Ezek a magerők - az eddig ismert gravitációs vagy Coulomb erőkkel összehasonlítva - lényegesen kisebb hatótávolsággal rendelkeznek (hatótávolságuk 10^{-15} m nagyságrendű). Így a vonzás gyakorlatilag csak a szomszédos nukleonok között számottevő. A magerők nem függenek a töltéstől, így proton-proton, neutron-neutron, proton-neutron között ugyanakkorák.

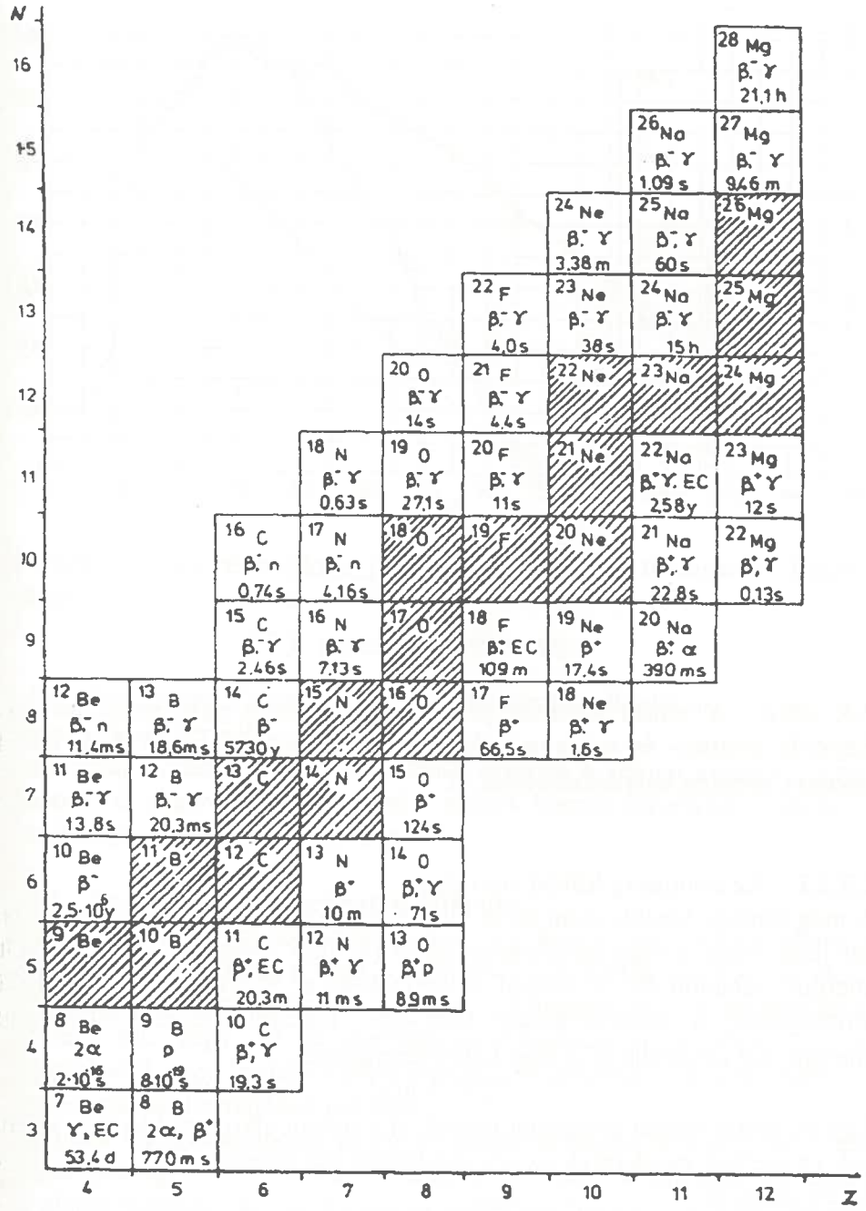
Ellentétben a magerőkkel, a protonok közötti elektrosztatikus taszítás, a távolsággal sokkal kevésbé csökken. Ezért mondhatjuk azt, hogy az atommagban minden protont minden másik proton is taszítja, csökkentve az összetartó magerők hatását. Érdekes szerepet tölt be a neutron, amely a magban csökkenti a töltéssel rendelkező protonok taszító hatását, növeli a vonzóerőt némileg azzal is, hogy a protonokat távol tartja egymástól.

Alacsonyabb rendszámú elemeknél a magban levő protonok és neutronok száma közel egyenlő, és ez az arány itt elegendőnek látszik a mag

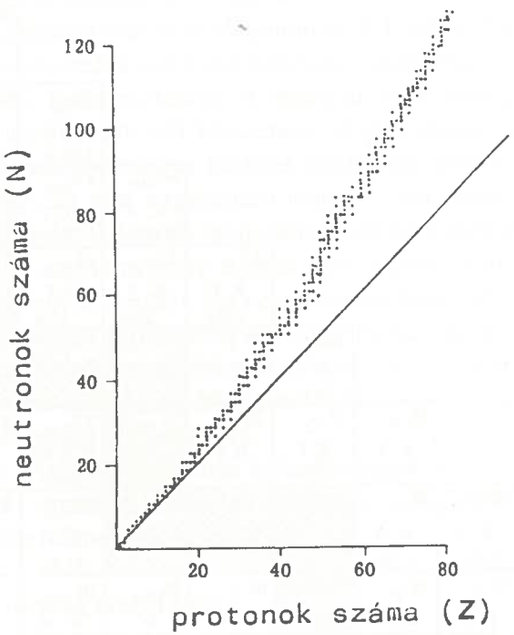
stabilitásának létrehozásához. Magasabb rendszámú elemeknél - a jóval több proton stabilizálására már nem elegendő az 1:1 arány. Mivel a magerők csak a közvetlen szomszédos nukleont vonzzák, viszonylag több neutron szükséges a taszító erő kiegyenlítésére. A nehéz atomok tömegszáma (A) azért nagyobb, mint a rendszám (Z) kétszerese. A periódusos rendszer végén levő elemeknél az elektrosztatikus taszítás miatt már annyira instabillá válik az atommag, hogy azt már nagyszámú neutron sem tudja stabillá tenni. Ezek elbomlanak és belőlük kisebb rendszámú stabilabb elemek keletkeznek.
Azt is meg kell említeni, hogy a nukleonok közötti vonzóerő csak bizonyos távolságon túl fejti ki hatását. Ha ez nem állna fenn, akkor a nukleonok összeolvadnának. Ezért feltételezhető, hogy ha két nukleon nagyon közel kerül egymáshoz, akkor valamiféle taszítóerő lép fel, igen rövid hatótávolsággal. A nukleonok csak ilyen feltételek mellett tudják megtartani elkülönült, határozott szerkezetű felépítésüket.
A nukleonok között érvényesülő kölcsönhatás természetének tárgyalásához megalapozott kvantummechanikai ismeretek szükségesek. Jelenleg meg kell elégednünk az eredmények közlésével.

1.3.2. Az atommag stabilitása

A nuklidok tulajdonságait az ún. nuklidtáblázatban (***1.4. ábra***) szokás feltüntetni, ahol az abszcissza (vízszintes tengely) rendszerint a Z rendszám, az oordináta (a függőleges tengely) a neutronszám: N=A-Z. Minden nuklidnak ebben a táblázatban egy négyszög felel meg, amelyben szokás feltüntetni a nuklid fontos adatait. Az ábra érdekes szabályszerűségeket mutat. A stabilis nukleonokat mutató "stabilitási görbe" alacsony rendszámnál közel azonos proton- és neutronszámot mutat.
$Z = N = 20 = {}_{40}Ca$ után Z növekedtével a stabil magokban a neutronok túlsúlyba kerülnek: $N/Z > 1$. (***1.5. ábra***)
A nuklidtábla tanusága szerint a magok akkor a legstabilabbak, ha Z és N egyaránt páros számú, kevésbé stabilak a páros-páratlan vagy páratlan -páros esetekben és legkevésbé stabilak a páratlan-páratlan nuklid "felállásban".
Érdekes viszonyokat figyelhetünk meg az ú.n. "mágikus számok"-nál, itt meglepően nagy magstabilitásokat észlelhetünk. Ezek a számok a 2, 8, 20, 28, 50, 82 és 126. (Z = 8 oxigénnek három stabil izotópja van, a Z = 20 Ca stabil izotópjainak száma 6; a Z = 50 Sn stabil izotópjainak száma 10). E számok jelentőségét hasonlóan értelmezik, mint az elektronhéjak esetén a K, L, M, N héjon levő elektronok számát telítettség esetén. Néhány nuklidra Z és N is mágikus: ${}^{4}_{2}He$; ${}^{16}_{8}O$; ${}^{40}_{20}Ca$; ${}^{208}_{82}Pb$.



1.4. ábra **Részlet a nuklid-táblázatból**



1.5. ábra **A stabil atomok proton- és neutron számainak aránya. Egyenlő proton- és neutron szám esetén az atomok a 45°-ban induló egyenes mentén helyezkednének el.**

1.3.2.1. Az atommag kötési energiája

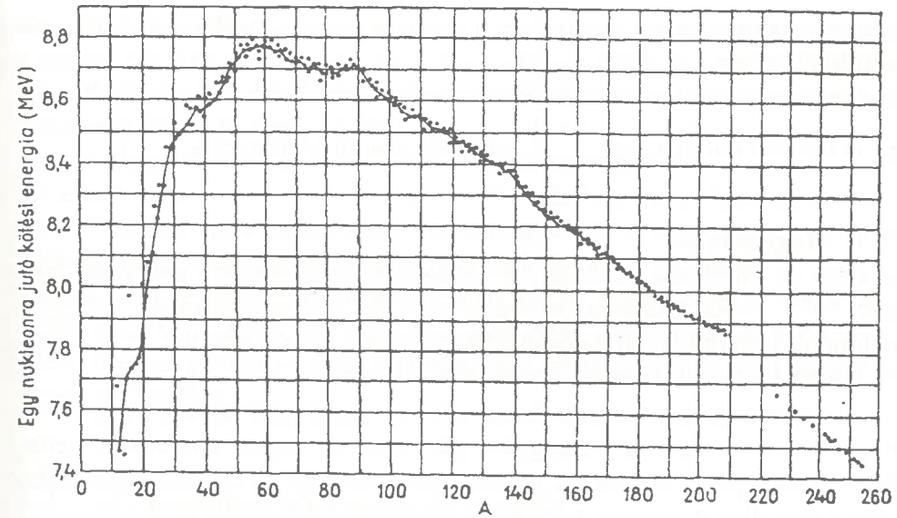
A mag tömege kisebb, mint az őt alkotó nukleonok tömegének összege. Ez azt jelzi, hogy a mag keletkezése során (amikor elemeiből összetevődött) energia szabadult fel. A szabad nukleonok és az atommag tömegének különbségéből - a "hiányzó tömeg" (Δm)-ből - kiszámítható ez a felszabadult energia. Ezt nevezzük (E_k) mag-kötési energiának;

$$E_k = \Delta m c^2 .$$

Egy atommag kötési energiáját osszuk el a magot alkotó nukleonok számával, ez esetben megkapjuk az egy nukleonra eső átlagos ($E_{átl}$) vagy fajlagos kötési energiát

$$E_{átl} = \frac{E_k}{A} .$$

Ez a szám megmutatja azt, hogy különböző elemek magjai mennyire stabilak. (*1.6. ábra*)



1.6. ábra **Az egy részecskére jutó kötési energia a tömegszám függvényében**

Az *1.6. ábra* szerint a közepes tömegszámú elemeknél találjuk a legnagyobb fajlagos kötési energiákat.
Az atommag kötési energiája több milliószorosa a kémiai kötések energia értékének. E ténnyel magyarázható a magok kémiai rekaciókkal szembeni ellenállósága, az elemek állandósága.

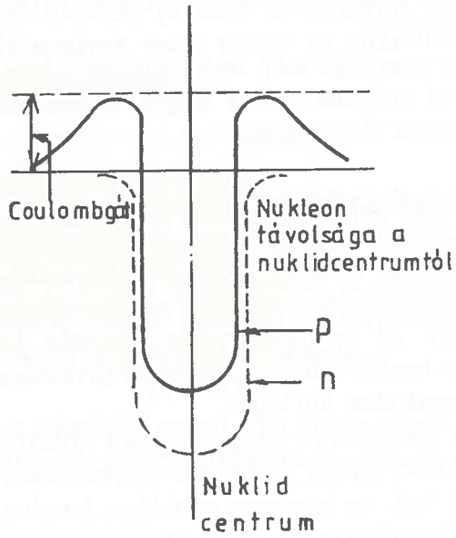
1.3.2.2. Az atommagok gerjesztett állapota

Az előbbi kötési energiák adják a mag legalacsonyabb energia állapotát (alap állapotát). Azonban a mag is hasonlóan viselkedik, mint azt az elektronoknál láttuk, kölcsönhatásba tud lépni a környezetével, miközben energiát vesz fel, vagy ad le (nemegyszer sugárzás formájában). Ez az energiafelvétel vagy leadás csak meghatározott (kvantumos) értékű lehet, és gamma-sugárzás formájában jön létre.
A nuklidok energia állapotát, az egyes állapotok között létrejövő átmeneteket, energiadiagrammon szokás feltüntetni. Normális körülmények esetén a mag alapállapotban van, de bizonyos esetekben létezhet - meghatározható ideig - gerjesztett állapotban is.
Ahogyan a karakterisztikus röntgensugárzás keletkezett az atom gerjesztett állapota után, hasonlóan a mag is gerjesztett állapotból alapállapotba kerülve

gamma sugárzást bocsát ki, amelynek energiája a mag energia-szint állapotainak különbsége.
Amennyiben a mag gerjesztett állapotban (metastabil állapot) van, akkor ezt egy *m* betűvel jelöljük, így $^{99}_{43}Tc$ más atommagot jelöl mint a $^{99m}_{43}Tc$.

1.3.3. Magmodellek

Az atom és atommag átmérője, az előzőekben már említett aránynak felel meg; 10^4 : 1. Az atommag térfogata arányos a tömegszámmal, az egyes nukleonok közelítőleg állandó értékkel növelik a mag térfogatát, ezért a magok sűrűsége - magról-magra - nem sokat változik (~ $2 \cdot 10^{17}$ kg/m^3).
Ami a különböző atommagok alakját illeti, a gömb alak csak a páros-páros proton neutron számú atommagokra jellemző. A magok általában kisebb-nagyobb mértékben eltérnek a gömbalaktól, rendszerint forgási ellipszoidra emlékeztető alakot vesznek fel, természetesen eltérő tengelyekkel.
A mag viselkedését a fizikából már ismert hasonlóságok alapján próbálták leírni. Ilyen pl. a folyadékcsepp-modell, mely szerint az atommagot - sok tekintetben egy felületi feszültséggel rendelkező folyadékcsepphez hasonló képződményként szokták tárgyalni.



1.7. ábra **Potenciálgödör protonra és neutronra, Coulumb-gát**

Egy másik közelítés az "optikai modell", amelynek lényeges eleme az, hogy a magot felépítő protonok és neutronok eltérő sajátságú potenciálgödörben helyezkednek el. A protonok kijutását a magból (illetve bejutását a magba) a Coulomb-gát (*1.7. ábra*) akadályozza, amelynek energiában mért nagysága (nehéz magok esetén) eléri a 10 MeV nagyságrendet.
Az előzőekben már említett energiaszint modell, kissé emlékeztet az elektronok héjmodelljére, feltételezi, hogy a magot alkotó nukleonok a potenciál gödörben meghatározott (kvantált) energiaállapotokat foglalnak el.
Sajnos az egyes modellek nem tudják az összes magjelenséget megmagyarázni, ezért váltakozva szerepelnek a jelenségek magyarázatainál, attól függően, melyik ad a kísérleti eredményekre szemléletesebb és könnyebben kezelhető módszert.

1.4. Az atommag bomlásának módjai

1.4.1. A bomlások fajtái

A természetben előforduló elemek nagy része stabilis, ezeknek nagy kötési energiával rendelkező atommagjuk van. A kisebb kötési energiával rendelkező atommagok, abban az esetben, ha szerkezetük ezt lehetővé teszi, maguktól (spontán) átalakulnak. Az átalakulás végterméke egy stabilisabb atommaggal rendelkező elem. Ezek a labilis (vagyis bomlékony) elemek (radioaktív elemek) az átalakulás során valamilyen részecskét (részecskéket) bocsátanak ki, mialatt kémiailag is megváltoznak (az *1.3.2.2. pontban* említett esetet kivéve). A bomlást követően előfordulhat az a helyzet is, hogy a keletkezett "új" mag sem stabilis. Ez esetben a bomlás mindaddig folytatódik amíg a legvégső termék valóban stabilis atommag nem lesz.
Azt már láttuk (*1.3.2.1.*), hogy az atommag tömege kisebb, mint az őt alkotó nukleonok tömegének összege, vagyis ha az atommagot alkotórészeire akarnánk bontani, akkor E_k energiát kellene vele közölnünk.

Azt tapasztaljuk, hogy az instabil magok önmaguktól nem bomlanak fel alkotó elemeikre. A stabilabbá válásnak az a lehetséges módja, hogy a radioaktív elem két vagy több olyan kisebb részre bomlik, amelyeknek együttes tömege kisebb (ezáltal a tömegdefektus nagyobb) mint az eredeti magé volt. A bomláskor fellépő további tömegcsökkenés szolgáltatja a kisugárzott részecske mozgási energiáját, a megnövekvő kötési energia (E_k) pedig stabilabb maghoz vezet.

Azt már korábban láttuk, hogy a periódusos rendszer végén levő nehéz atommagokban a nagyszámú proton elektrosztatikus taszítását a neutronok nem képesek kompenzálni. Az ilyen instabil nehéz atommagok tömegcsökkenéssel - pl. egy hélium atommag kilépésével - stabilabbá válhatnak. Az, hogy a kisugárzott részecske éppen hélium mag, az a viszonylag nagy kötési energiájával függ össze.

A tömegviszonyokra fennáll:

$$M(Z, N) > M(Z-2, N-2) + M(He),$$

ahol M a kérdéses rendszámhoz és neutronszámhoz tartozó tömeg. Ezt a típusú stabilizálódást alfa bomlásnak nevezzük.

$$\text{pl. } {}^{238}_{92}U \rightarrow {}^{234}_{90}Th + {}^{4}_{2}He^{++}$$

Az instabilitás másik, sokkal gyakrabban előforduló oka az, hogy egy magban a proton : neutron arány kedvezőtlen, vagyis a kérdéses nukleon számhoz tartozik egy nagyobb kötési energiával rendelkező, azonos nukleonszámú konfiguráció (elrendeződés) is. Mivel a protonok és neutronok átalakulhatnak egymásba, a magnak csak a töltésviszonyokat kell rendeznie.

Amennyiben a mag negatív töltéstől akar szabadulni, akkor ezt az átalakulást nevezzük bétabomlásnak.

A tömegviszonyokra fennáll, hogy:

$$M(Z, N) > M(Z+1, N-1).$$

$$\text{Pl.: } {}^{32}_{15}P \rightarrow {}^{32}_{16}S + \beta^{-}.$$

Amennyiben a mag stabilitását a pozitív töltés távozása segíti elő, akkor ezt az átalakulást pozitív-béta-bomlásnak nevezzük.

A tömegviszonyokra fenn-áll, hogy:

$$M(Z, N) > M(Z-1, N+1) + 2m_e$$

$$\text{Pl.: } {}^{18}_{9}F \rightarrow {}^{18}_{8}O + \beta^{+}.$$

Előfordul az az eset is, amikor egy atommag stabilabbá válásakor mindkét béta-bomlást választhatja (lásd később).

Ilyen pl.: ${}^{64}_{29}Cu$ átalakulhat ${}^{64}_{30}Zn$-é és ${}^{64}_{28}Ni$-é, de e két lehetőség előfordulási aránya szigorúan meghatározott.

A töltésviszonyok rendeződésének egy további módja az, ha a mag befog egy elektront a körülötte levő elektronhéjról. E bomlásfajtát elektronbefogásnak nevezik.

Tömegviszonyokra fennáll:

$$M(Z, N) > M(Z-1, N) + E_{köt},$$

ahol $E_{köt}$ az elektron kötési energiáját jelöli.

$$\text{Pl.: } {}^{54}_{25}Mn + e^{-} \rightarrow {}^{54}_{24}Cr.$$

Az atommag stabilitásához vezet az a bomlási mód, amit az *1.3.2.2* pontban már megismertünk. Ebben az esetben a metastabilis állapot gammasugárzás kibocsátásával szűnik meg. Ezt az átalakulási módot izomer átalakulásnak nevezzük.

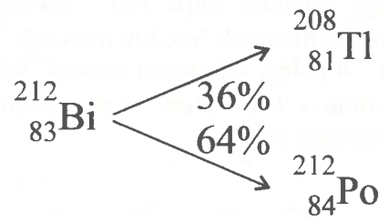
$$\text{Pl.: } {}^{113m}_{49}In \rightarrow {}^{113}_{49}In + \gamma.$$

Egyes nehéz atommagok instabil állapotból stabillá válásának módja az, amikor a mag két közepes tömegű részre (hasadási termékre) hasad, s közben néhány neutron is szabaddá válik. Ezt a jelenséget spontán maghasadásnak nevezzük. (Későbbiekben részletesebben tárgyaljuk.)

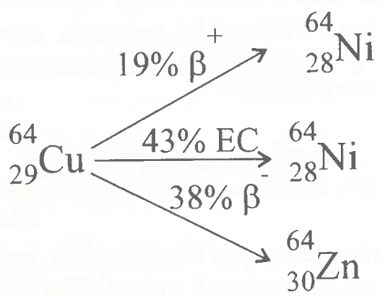
A magátalakulásokkal kapcsolatban tapasztalhatjuk, hogy sokszor a képződött új mag sem tekinthető stabilnak, ezért további átalakulások követik az elsőt. Igy pl. az alfa- vagy béta bomlást legtöbbször gamma sugárzás kíséri.

1.4.2. Elágazó és egymás utáni bomlások

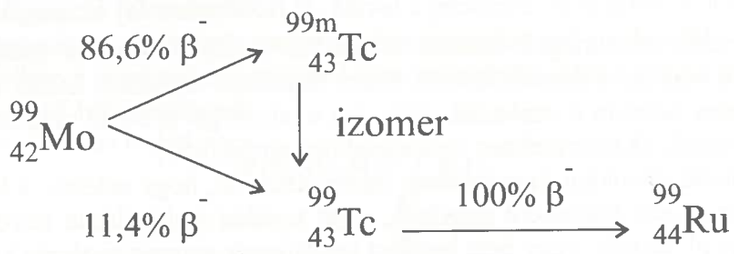
Az atommag (nuklid) stabilabbá válásának folyamatában, nemritkán két vagy többféle módon is elbomolhat. A természetes ${}^{212}_{83}Bi$ nuklidnál figyelték meg először az alábbi elágazó bomlást:



A 36/64 tört az elágazási viszony. A már említett ^{64}Cu-nál a következő elágazási lehetőségek állnak fenn:



A ^{99}Mo bomlásánál a következő elágazást találjuk:



A spontán maghasadásoknál még ennél is változatosabb bomlási módok alakulnak ki, és ezáltal sokféle termék keletkezik.
A párhuzamos bomlásnál olyan mérési eredményeket kapunk, mintha különböző nuklidok keverékével lenne dolgunk; de fontos szabály: az elágazási viszonyszámok szigorúan állandók.

Gyakori eset az is, hogy bomlási sorok (ún. "családok") alakulnak ki a nuklidok egymás utáni bomlásának eredményeként. E sorban az előző nuklidot "anya elemnek", a belőle keletkező elemet "leány elemnek" nevezzük. A további bomlás során a "leány elem" is anyaelemmé válhat.
Erre jó példa az alábbi bomlási sor:

$$^{90}_{38}\mathrm{Sr} \xrightarrow{\beta^-} {}^{90}_{39}\mathrm{Y} \xrightarrow{\beta^-} {}^{90}_{40}\mathrm{Zr}.$$

1.4.3. A radioaktív bomlás sebessége

Az instabil magok előbb vagy utóbb mind elbomlanak, de hogy mikor, azt nem tudjuk előre megmondani. Az elbomlás valószínűsége - egy bizonyos radioaktív elemnél - minden atom esetében ugyanakkora, de a bomlás, a statisztikus tulajdonságok miatt, nem egyszerre megy végbe.
Nagyszámú azonos fajta radioaktív elem esetén mondhatjuk, hogy az időegység (*dt*) alatti bomlások száma egyenesen arányos a jelenlevő instabil magok számával:

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N$$

ahol: *dN* a dt idő alatt elbomló magok száma,
N a bomlási idő (dt) alatt jelenlevő bomlásra kész radioaktív magok száma,
λ arányossági (valójában valószínűségi) tényező; neve bomlási állandó

Az idő múlásával *N* állandóan csökken, ezért konstans *dt* mellett érzékelhető, hogy *dN* (az elbomló magok száma) is csökken. Két időpillanatot (t_1 és t_2) figyelembe véve (ahol t_1 kisebb mint t_2), következik:

$$N_{t_1} > N_{t_2} \quad \text{és} \quad \frac{dN_{t_1}}{dt} > \frac{dN_{t_2}}{dt}$$

Vagyis az időegység alatt elbomló atommagok száma idő múltával csökken. Ezt a tényt fejezi ki a bomlási törvényben szereplő negatív előjel.
Van egy kitüntetett idő, amelyet ahhoz az esethez rendelünk, amikor a bomlásra kész atomok száma egy kezdeti időben meghatározott atomok számához viszonyítva fele akkora lesz. Ezt az időt fizikai felezési időnek hívjuk (T_f), segítségével írhatjuk: $t_2 = t_1 + T_f$,

$$N_{t_2} = \frac{1}{2} N_{t_1} \quad \rightarrow \quad \frac{N_{t_2}}{N_{t_1}} = \frac{1}{2}, \quad \frac{N_{t_1+T_f}}{N_{t_1}} = \frac{1}{2},$$

$$\text{valamint:} \quad \frac{dN_{t_2}}{dN_{t_1}} = \frac{dN_{t_1+T_f}}{dN_{t_1}} = \frac{1}{2}.$$

Kifejezéseink mutatják, hogy adott radioaktív bomlás esetén, a felezési idő elmúltával nemcsak a radioaktív (bomlásra kész) magok száma feleződik le, hanem az időegység alatti bomlások száma is fele akkora lesz.
A $dN = -\lambda N dt$ egyenlet matematikai megoldása a

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \text{ függvény,}$$

ahol: t az időt (mint független változót) jelenti,
N a t időhöz tartozó radionuklidok száma,
N_o a mérés vagy számolás kezdetekor
(t_o) időpontban meglévő radionuklidok száma.

Előzőekből következik:

$$t = t_0 = 0 \text{ esetben } N = N_0,$$

$$t = t_0 + T_f \text{ esetben } N = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda T_f}$$

Várható, hogy egy bizonyos radioaktív bomlásnál, amelyet a bomlási állandó is, és a felezési idő is egyaránt jellemez, összefüggést találunk e két érték között:

$$\lambda \cdot T_f = \ln 2 = 0{,}693$$

$$\lambda = \frac{0{,}693}{T_f}$$

A bomlási törvény így tovább alakul:

$$N = N_0 e^{-0{,}693 \frac{t}{T_f}}, \text{ vagy } N = N_0 \exp\left\{-0{,}693 \frac{t}{T_f}\right\}.$$

Másrészről tudjuk, hogy $e^{\ln 2} = 2$, $e^{-\ln 2} = \frac{1}{2}$,

ezért:

$$N = N_0 \left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{t}{T_f}}.$$

Igy a radionuklidok időbeli változását kettő hatványaival is kifejezhetjük:

$$N = N_0 \, 2^{-\frac{t}{T_f}}.$$

A radioaktív bomlásnak egy további jellemző paramétere a *közepes (átlagos) élettartam* (τ). Szemléletesen ez azt jelenti, hogy használatakor a bomlások során nem vesszük tekintetbe azokat az időket, amelyek a nagyon korai bomláshoz tartoznak, sem azokat, amelyek a nagyon sokára elbomló nuklidokhoz tartoznak, hanem veszünk egy átlagidőt (τ) - azt az átlagidőt, amely az összes atom átlag (vagy közép) életidejére jellemző. Ez az átlag-élettartam (átlagidő):

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{T_f}{\ln 2} = 1{,}44 \cdot T_f \quad \text{[sec], a fizikai felezési idő 1,44 - szerese.}$$

A mag minél stabilabb helyzetet vesz fel, annál hosszabb a radionuklidok átlag élettartama. Az átlag életidőnek különös jelentősége van a belső dozimetriai számításoknál. Itt ugyanis nem azt nézzük, hogy a rendszerben levő radionuklidok bomlásuk során korábban vagy később adják-e le energiájukat, hanem az elnyelt dózis a rendszerhez tartozó átlag élettartam (τ), a rendszerben elbomló nuklidok száma (N_o), és az egy bomláshoz tartozó átlagenergia ($\bar{E}$) hármas szorzatával arányos.

1.4.3.1. Aktivitás

Radioaktivitásnak (A) az időegységre eső magátalakulások (magbomlások) számát nevezzük:

$$A \equiv -\frac{dN}{dt} = \lambda N .$$

Ezzel az értékkel mindegyik radioaktív elem közösen jellemezhető, mivel az aktivítás független a bomlás típusától, vagy a keletkezett részecske energiájától, csak a vizsgált nuklidok száma és a bomlási állandó függvénye. Az aktivítás méréstechnikai szempontból is fontos információkat ad, mivel a bomlások során keletkezett részecskék mérhetőek, és ezek a "jelzett" részecskék adnak felvilágosítást a lebomlott radionuklidok számáról.
Ismerjük az $N = N_0 e^{-\lambda t}$ összefüggést. Viszont

$$A = \lambda N = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t},$$

ahol A_o a $t = 0$ időhöz tartozó radioaktivitás.

Mivel az A arányos N-el, érvényes itt is a felezési idő fogalma, a bomlási állandó és a felezési idő közötti összefüggés, vagyis:

$$A = A_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-0{,}693 \frac{t}{T_f}} = A_0 \exp\{-0{,}693 \frac{t}{T_f}\} .$$

1.4.3.2. Aktivitás mértékegységei

A radioaktív készítmények - a bennük levő radioaktív izotópok - mennyiségét nem a tömegükkel, vagy térfogatukkal, hanem aktivitásukkal adjuk meg. Az aktivitást a másodpercenkénti bomlások számával jellemezzük.

Az aktivitás *SI* egységbe a becquerel (jele: *Bq*)

1 Bq = 1 bomlás 1 másodperc alatt

1 Bq = 1 s^{-1}.

Korábban használt (és sokszor ma is használatos) egység a curie (jele: *Ci*). Ennek egységéül 1 g tiszta ^{226}Ra-ban időegység alatt végbemenő bomlások számát javasolták. Ezért nemzetközi megállapodással egységnek a:

$3{,}7 \cdot 10^{10}$ bomlás/sec = 1 curie (Ci) aktivitás-t vették.

Nyílt izotópokkal végzett munkák esetén, gyakorlatilag (nagyságrendben) a:

1 millicurie (mCi) = $3{,}7 \cdot 10^7$ magátalakulás/sec

1 mikrocurie (μCi) = $3{,}7 \cdot 10^4$ magátalakulás/sec

egységek voltak használatosak.

1 Ci = $3{,}7 \cdot 10^{10}$ Bq = 37 GBq

1 mCi = $3{,}7 \cdot 10^7$ Bq = 37 MBq

1 μCi = $3{,}7 \cdot 10^4$ Bq = 37 kBq

1 nCi = $3{,}7 \cdot 10$ Bq = 37 Bq

$$1 \text{ Bq} = \frac{1}{3{,}7 \cdot 10^{10}} = 2{,}703 \cdot 10^{-11} = 2{,}7 \cdot 10^{-8} \text{ mCi} = 2{,}7 \cdot 10^{-5} \mu\text{Ci}$$

1 kBq = $2{,}7 \cdot 10^{-8}$ Ci = $2{,}7 \cdot 10^{-5}$ mCi = $2{,}7 \cdot 10^{-2}$ μCi

1 MBq = $2{,}7 \cdot 10^{-5}$ Ci = $2{,}7 \cdot 10^{-2}$ mCi = 27 μCi

1 GBq = $2{,}7 \cdot 10^{-2}$ Ci = 27 mCi = $2{,}7 \cdot 10^{-4}$ μCi

Kiszámítható, hogy a különböző radioktív izotópoknak mekkora tömege ekvivalens 1 Ci (vagy 1 Bq) aktivitással. Ez az érték kizárólag az izotóp bomlási állandójától és atomtömegétől függ:

$$A = \frac{dN}{dt} = \lambda N = \frac{\ln 2}{T_f} \cdot \frac{N_A}{A_T} \quad [g],$$

ahol N_A az Avogadro szám és A_T az atomtömeg.

Ebből 1 Ci-nek megfelelő tömeg (grammban):

$$3{,}7 \cdot 10^{10} = \frac{\ln 2}{T_f} \cdot \frac{6{,}023 \cdot 10^{23}}{A_T} \quad [g] \text{ összefüggés alapján,}$$

$$8{,}62 \cdot 10^{-14} \cdot T_f \cdot A_T \quad [g].$$

1 Bq-nek megfelelő tömeg (grammban):

$$2{,}4 \cdot 10^{-24} \cdot T_f \cdot A_T \quad [g] .$$

A számítások során a T_f -t sec-ban kell megadni!

Izotóp	T_f	1 Ci aktivitás tömege (g)	1 Bq aktivitás tömege (g)
^{11}C	20,34 m	$1{,}16\ 10^{-9}$	$3{,}21\ 10^{-20}$
^{14}C	5568 y	$2{,}28\ 10^{-1}$	$6{,}11\ 10^{-12}$
^{15}O	123 sec	$1{,}63\ 10^{-10}$	$4{,}5\ 10^{-21}$
^{32}P	14,22 d	$3{,}41\ 10^{-6}$	$9{,}5\ 10^{-21}$
^{99}Mo	2,78 d	$2{,}05\ 10^{-6}$	$5{,}7\ 10^{-17}$
^{99m}Tc	6 h	$1{,}87\ 10^{-7}$	$5{,}1\ 10^{-18}$
^{123}I	13 h	$5{,}0\ 10^{-7}$	$1{,}38\ 10^{-17}$
^{125}I	60d	$5{,}59\ 10^{-5}$	$1{,}56\ 10^{-15}$
^{131}I	8,06 d	$7{,}86\ 10^{-6}$	$2{,}19\ 10^{-16}$
^{133}Xe	5,31 d	$5{,}26\ 10^{-6}$	$1{,}47\ 10^{-16}$
^{201}Tl	73 h	$4{,}56\ 10^{-6}$	$1{,}27\ 10^{-16}$

1.2. táblázat **Néhány hordozómentes radioaktív izotóp aktivitás - tömeg összefüggése**

Az ***1.2. táblázat*** tartalmazza néhány hordozómentes radioaktív izotóp 1 Bq-nek, illetve 1 Ci aktivitásnak megfelelő g-ban kifejezett mennyiségét. A tálázatból kitűnik, hogy a radioaktív izotópoknak igen kis tömegei is jelentős aktivitást képviselnek. Ezért önmagukban, tisztán ritkán kezelhetők, hanem csak nem-radioaktív elemükkel (ún. hordozó elemükkel) együtt. Az izotópkészítményeknek aktivitásukon kívül fontos jellemzője az ún. fajlagos aktivitásuk, amely a preparátum tömegegységre vonatkozó aktivitása.

SI egysége: Bq/kg.
A molnyi mennyiség aktivitását moláris aktivitásnak nevezik (Bq/mol).
A térfogatra vonatkozó aktivitás a térfogati aktivitás, vagy aktivitás koncentráció. *SI* egysége: Bq/m^3. (Gyakorlati egysége a Bq/ml.)

1.4.3.3. Aktivitás elágazó bomlás és bomlási sorok esetén

Elágazó bomlás

Több nuklidnál előfordul, hogy a magátalakulásuk különböző módon megy végbe. Ezek az átalakulások különböző (részleges) valószínűséggel, de nuklidonként meghatározott arányban következnek be. A teljes bomlási valószínűség az egyes bomlási módokhoz rendelt valószínűségek összege:

$$\lambda = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 + \ldots$$

Az egyes (*i*) elágazási részek aktivitása (részleges aktivitása):

$$A_i = \lambda_i N = \lambda_i \cdot N_o e^{-\lambda t}$$

$$A_i = \lambda_i \frac{\lambda}{\lambda} N = \frac{\lambda_i}{\lambda} A_o e^{-\lambda t}$$

Amennyiben egy közös tartóban van ez a "keverék", akkor a teljes aktivitása az alábbi képlet szerint alakul:

$$A = \sum_i Ai = \sum_i \lambda_i \cdot N_o e^{-\lambda t} = \lambda N e^{-\lambda t} = A_o e^{-\lambda t}$$

Például: ^{64}Cu 19 %-ban β^+ módon,
38 %-ban β^- módon,
43 %-ban EC módon bomlik,

12,8 óra felezési idővel.

$$\lambda = \lambda_1(\beta^+) + \lambda_2(\beta^-) + \lambda_3(EC) = \frac{\ln 2}{12{,}8h} = 0{,}0541\ h^{-1}$$

$\lambda_1(\beta^+) = 0{,}19\ \lambda = 0{,}0103\ h^{-1}$
$\lambda_2(\beta^-) = 0{,}38\ \lambda = 0{,}0206\ h^{-1}$
$\lambda_3(EC) = 0{,}43\ \lambda = 0{,}0233\ h^{-1}$.

Részleges aktivitás az λ_i és λ ismeretében számolható.

Radioaktív bomlási sorok

Egy feltételezett bomlási sort vizsgáljunk, ahol B nuklid C-re bomlik, ez további bomlás során D nukliddá alakul λ_B és λ_C megfelelő bomlási állandókkal:

$$B \xrightarrow[\lambda_B]{T_{f,B}} C \xrightarrow[\lambda_C]{T_{f,C}} D\ .$$

Itt a C típusú atommagok száma úgy alakul ki, hogy B átalakul C-vé, de közben C egyrésze D-vé alakul.
Ez a helyzet alakul ki az ún. generátor anya és leányelemei között. A generátorok alkalmazásánál az az egyik kérdés, hogy mennyi a N_C leánymagok száma, illetve a leány- és az anyaelem radioaktivatása adott t időpontban.
A B szülő aktivitásának és bomlásra képes nuklidjainak változása:

$$A_B = A_{B,O} \cdot e^{-\lambda_B t}$$

$$N_B = N_{B,O} \cdot e^{-\lambda_B t}$$

($A_{B,0}$ a generátor aktivitása t = 0 időben).

A C leányelem mennyiségének (dN_C) változása két részből tevődik össze: az anyaelem bomlása növeli, saját radioaktivitása (bomlása) csökkenti mennyiségét;

$$dN_C = (\lambda_B \cdot N_B - \lambda_C N_C)dt\ .$$

Az egyenlet megoldása abban az esetben, ha N_B-t az $N_B = N_{B,O}\, e^{-\lambda_B t}$ összefüggéssel megadhatjuk:

$$N_C = N_{B,O} \frac{\lambda_B}{\lambda_C - \lambda_B}(e^{-\lambda_B \cdot t} - e^{-\lambda_C \cdot t}).$$

A leányelem nuklidok számából, a leányelem aktivitása is kiszámítható:

$$A_C = \lambda_C N_C = \lambda_C \frac{\lambda_B \cdot N_{B,O}}{\lambda_C - \lambda_B}(e^{-\lambda_B \cdot t} - e^{-\lambda_C \cdot t}),$$

$$A_C = A_{B,O} \frac{\lambda_C}{\lambda_C - \lambda_B}(e^{-\lambda_B \cdot t} - e^{-\lambda_C \cdot t}),\ \text{vagy}$$

$$A_C = \frac{\lambda_C}{\lambda_C - \lambda_B} \cdot A_{B,O} \cdot e^{-\lambda_B \cdot t}(1 - e^{-(\lambda_C - \lambda_B)\cdot t}) = \frac{\lambda_C}{\lambda_C - \lambda_B} A_B (1 - e^{-(\lambda_C - \lambda_B)\cdot t})$$

A generátor összes aktivitása $t \neq 0$ időben a $A_{gen.} = A_B + A_C$ összefüggéssel kiszámítható.

Egyszerűsítési lehetőségek:

- Abban az esetben, ha λ_B jóval kisebb, mint λ_C ($\lambda_B << \lambda_C$), vagyis akkor, ha a leányelem felezési ideje jóval kisebb, mint az anyaelemé. - Ez például a ^{113}Sn - ^{113m}In generátor rendszernél áll fenn (^{113}Sn (T_f = 118d); ^{113m}In (T_f = 1,7 h)). - Az egyenletben λ_B nagyon kicsi, elhanyagolható λ_C-hez képest, (kb. 7 T_{fC} után)

$$e^{-\lambda_B \cdot t} \sim e^0 = 1 \text{ és } \lambda_C - \lambda_B \approx \lambda_C$$

$$A_C = A_{B,O} \cdot 1 \cdot (1 - e^{-\lambda_C \cdot t}) \text{ kifejezéssé alakul.}$$

- Abban az esetben, ha $\lambda_B < \lambda_C$.
  Ez akkor áll fenn, ha a leányelem fizikai felezési ideje kisebb, de nem nagyságrendekkel, mint az anyaelemé. Itt nem lehet az $e^{-\lambda_B \cdot t} = 1$ egyszerűsítést elvégezni.

Ez a helyzet a ^{99}Mo - ^{99m}Tc generátornál. Itt az aktivitás meghatározásoknál a teljes aktivitási egyenletet kell használni.

Gyakorlatban fontos kérdés, hogy egy eluálás után mennyi idővel lesz a leányelem aktivitása ismét a lehető legnagyobb (t_{max})?

Az aktivitást megadó matematikai kifejezést idő szerint differenciálva, majd szélső értéket keresve (a differenciált zérussal egyenlővé téve) kapjuk:

$$t_{max} = \frac{1}{\lambda_C - \lambda_B} \ln \frac{\lambda_C}{\lambda_B} = \tau_C \cdot \frac{T_{fB}}{T_{fB} - T_{fC}} \ln \frac{T_{fB}}{T_{fC}},$$

ahol τ_C a C nuklidok átlag életideje ($\frac{1}{\lambda_C}$).

A korábbi összefüggéseinkből következik, hogy t_{max} időpontban $\lambda_B N_B = \lambda_C N_C$ vagyis az anyaelem és a leányelem radioaktivitása egyenlő (egyensúlyi állapot).

^{99}Mo (67h) és ^{99m}Tc (6h) értékeit behelyettesítve,
$t_{max} \approx 22{,}94$ óra ~ 23 óra adódik.

A leányelem ^{99m}Tc aktivitásának számolásánál egyszerűsíthetünk, ha figyelembe vesszük azt, hogy a ^{99}Mo fizikai felezési ideje nagyobb, mint a leányelem felezési ideje:

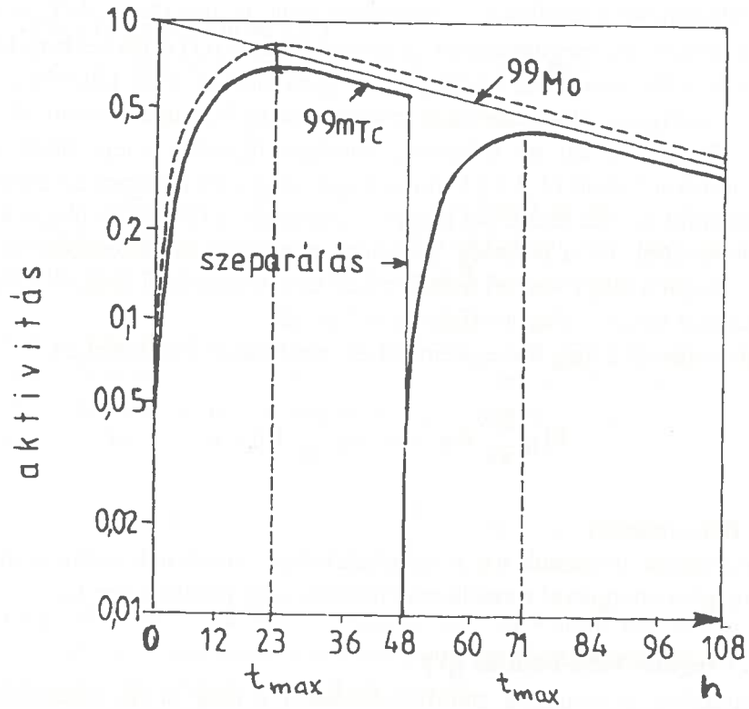
$$e^{-\lambda_C \cdot t} \langle\langle e^{-\lambda_B \cdot t} \text{ és így,}$$

$$A_C = \frac{\lambda_C}{\lambda_C - \lambda_B} \cdot A_{B,O} e^{-\lambda_B \cdot t} = \frac{\lambda_C}{\lambda_C - \lambda_B} \cdot A_B.$$

A leányelem aktivitása nagyobb, mint az anyaelemé

$$\frac{\lambda_C}{\lambda_C - \lambda_B} = \frac{T_{fB}}{T_{fB} - T_{fC}} \text{ faktorral.}$$

Fontos megjegyezni, hogy ez az állapot csak akkor következne be, ha a ^{99}Mo 100 %-ban bomlana ^{99m}Tc-ra. Mivel ez az átmenet csak 88,6 %-ban jön létre, így ^{99m}Tc aktivitása nem éri el a ^{99}Mo aktivitásának értékét (***lásd az 1.8 ábrát***).



1.8. ábra **A ^{99m}Tc aktivitásának időbeli változása egy ^{99}Mo-^{99m}Tc generátorban, a ^{99}Mo aktivitásához viszonyítva. A szaggatott vonal azt az aktivitásértéket mutatja, melyet a ^{99m}Tc elérne akkor, ha a ^{99}Mo 100%-ban bomlana ^{99m}Tc-ra. 48 óra múlva szeparálás. A maximális ^{99m}Tc aktivitás közelítően 23 óra múlva következik be.**

Abban az esetben, ha folyamatos eluálás történik, mint pl. ^{81}Rb - ^{81m}Kr generátornál, akkor figyelembe kell venni, hogy az átáramlő levegő az oszlopról leválasztja a mindenkor jelenlevő ^{81m}Kr-t. A leányelem atomjainak időegység alatti száma megegyezik az anyaelem elbomló atomjainak számával, $\lambda_B N_B$-vel. A leányelem bomlásából származó aktivitás

$$A_C = \lambda_C \cdot \lambda_B \cdot N_B = \lambda_C \cdot A_B\text{-al egyenlő.}$$

1.4.4. Alfa-bomlás

Az alfa részecskék kétszeresen ionizált hélium atomok, vagyis $^{4}_{2}He^{++}$ atommagok. Az alfa-bomlás termékeként keletkező mag csaknem mindig gerjesztett, ezért az alfa bomlást rendszerint gamma-átmenetek kísérik. Körülbelül 200-ra tehető az ismert alfa-sugárzó nuklidok száma, többségük a Z > 82 rendszámoknál található. A radioaktív mag az alfa-részecskét, az illető magra jellemző, jól meghatározott és egyenlő (diszkrét) értékkel bíró kb. 1 - 10 MeV közötti energiával bocsátja ki. Egyes elemek több különböző - de diszkrét - energiájú alfa részecskét bocsátanak ki bomlásuk során. Az alfa bomlás alkalmával azt az érdekes jelenséget figyelték meg, hogy bár a magmodelleknél látott (*1.3.3.*) Coulomb-gát nagysága ezekben az esetekben nagyobb, mint az alfa részecske mozgási energiája, a részecske mégis kijut a mag kötelékéből. Ez a jelenség kvantummechanikai módszerekkel magyarázható, magát a tényt - mivel a részecskék egy alagútszerű lyukon juthatnak át a potenciál falon - "alagút-effektusnak" hívják.
Az alfabomlásnál a mag tömegszáma 4-el, rendszáma 2-el csökken.

$$\text{Pl.: } {}^{226}_{88}Ra \longrightarrow {}^{222}_{86}Rn + \alpha$$

1.4.5. Béta-bomlás

Béta-bomlásnak nevezzük azt a magátalakulást, amelynek során a magból nagy mozgási energiával rendelkező elektron vagy pozitron lép ki.

1.4.5.1. Negatív béta-bomlás (β^-)

Neutrongazdag atommagok stabilizálódásakor a mag egyik neutronja protonná alakul át:

$$n \longrightarrow p^+ + \beta^- + \bar{\nu}.$$

A proton a magban marad, az átalakulást követő energiafeleslegen a magot elhagyó béta részecske (β^-) (elektron) és az antineutrínó ($\bar{\nu}$) osztoznak. A bomlás során a mag rendszáma 1-el nő, tömegszáma változatlan marad.

$$\text{pl.: } {}^{32}_{15}P \longrightarrow {}^{32}_{16}S + \beta^- + \bar{\nu}$$

A neutrínó (ν) és antineutrínó ($\bar{\nu}$) nyugalmi tömege igen kicsiny érték (néhány eV), töltésük nincs, mindamellett számottevő energiával rendelkezhetnek. Az anyaggal nagyon gyenge kölcsönhatásban vannak, emiatt kimutatásuk rendkívül nehéz.

1.4.5.2. Pozitív béta-bomlás (β^+)

Protonfelesleget tartalmazó atommagokban egy proton átalakul neutronná:

$$p^+ \longrightarrow n + \beta^+ + \nu.$$

Maga a bomlás energiát igényel, mivel a keletkező neutron nyugalmi energiája nagyobb, mint a protoné, és még fel kell építeni a pozitron (β^+) tömegét, valamint fedezni kell a kirepülő részecskék mozgási energiáját is.

Ezért pozitív béta-bomlás csak akkor jön létre, ha ezt az energiaszükségletet az atommag bomlásával járó energiaváltozás (tömegcsökkenés) fedezni képes. A bomlás során a mag rendszáma 1-el csökken, tömegszáma változatlan marad. A keletkezett pozitron nagyon rövid életű.

$$\text{Pl.: } {}^{18}_{9}F \longrightarrow {}^{18}_{8}O + \beta^+ + \nu.$$

Külön meg kell említeni a pozitív-bétabomlás egy különleges kísérő jelenségét. A keletkezett pozitron, hasonlóképpen az elektronhoz, az anyagban ionizáción keresztül adja le mozgási energiáját.

Amikor eléri a közelítőleg zérus mozgási energiáját (az anyagban lelassul), akkor a környezetben levő egyik elektronnal egyesül és megsemmisül, miközben két gamma foton keletkezik, melyet megsemmisülési sugárzásnak hívunk:

$$\beta^+ + e^- \longrightarrow \gamma + \gamma .$$

Mivel a megsemmisülés során két elektrontömegű anyag alakul át elektromágneses sugárzássá, ezért a két foton egyenként 0,512 MeV energiával rendelkezik és a fizikai törvényeknek eleget téve, egy egyenes mentén, ellentétes irányba sugárzódik szét. Ezt a tényt ki is lehet használni a térképező rendszerekben (PET).

1.4.5.3. A béta-sugárzás energiaeloszlása

A béta bomlás során a béta részecske és a neutrínó közötti energia megosztása esetleges. A megosztásra kerülő energia meghatározott (diszkrét) értékű, és megegyezik azzal a maximális kinetikus energiával, amit a béta részecske egyáltalán kaphat (ui. ilyenkor a neutrínó (antineutrínó) az osztoszkodásnál semmit sem kap), $E_{\beta max}$-al. A béta sugárzás folytonos energiaeloszlást mutat (gyakorlatilag a 0,1 - 3 MeV-es tartományban), ami a kimutathatóság határától a maximális energiáig vesz fel értékeket. Az energia spektrum alakja és a maximális energia jellemző a bomlási folyamatra. Maga az alak sok nuklid esetében hasonló, némely esetben bonyolultabb formát vesz fel.

Dozimetriai szempontból fontos ismernünk a spektrumhoz tartozó átlagenergia értékét is ($\bar{E}_\beta$), ugyanis, ha az egyedi részecske energiáját nem ismerjük, akkor azzal a feltételezéssel élhetünk, hogy minden béta részecske egyenlő - az átlagértékének megfelelő - energiát képes leadni ionizáció formájában. Igy összességében energetikailag korrekt eredményt kapunk a leadott dózis számításánál.

Szabályos béta spektrumnál fennáll a következő közelítési érték:

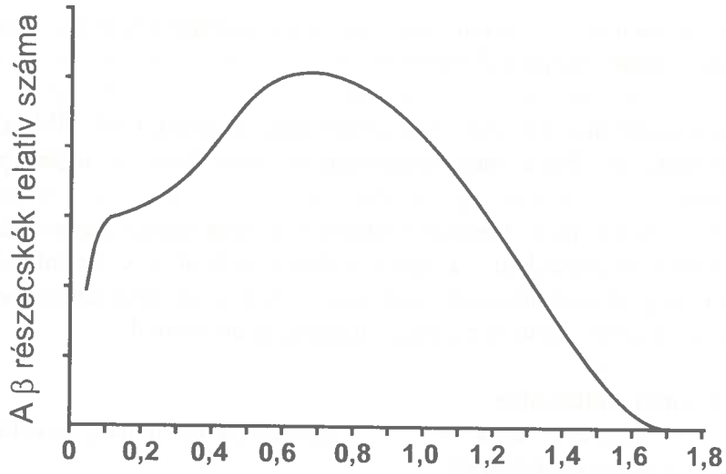
$E_{\beta max} = 3\ \bar{E}_\beta$, vagyis a maximális energia harmada (közelítőleg) egyenlő az átlag béta energiával.

Pl.: ^{14}C bomlásakor $E_{\beta max}$ = 156 keV; $\bar{E}_\beta$ = 49,3 keV

de pl.: ^{32}P bomlásakor (***1.9. ábra***) $E_{\beta max}$ = 1,71 MeV; $\bar{E}_\beta$ = 0,6948 MeV.

A bétabomlás során előfordulhat, hogy a keletkezett (közbülső) mag még rendelkezik energiafelesleggel (gerjesztett állapotban marad). Ettől az energiától a mag gamma-sugárzás formájában szabadul meg.

A bétabomlást a bomlások kb. 1 %-ában röntgensugárzás is kíséri. Ezt a gyenge folytonos spektrumot, a mag erőterében fékeződő részecske sugározza ki. (Belső fékezési sugárzás. Nem tévesztendő össze az elektronnak az anyagban való fékeződésekor keletkező röntgensugárzással.)



1.9. ábra **-β részecskék energia eloszlása ^{32}P bomlása esetén**

1.4.5.4. Elektronbefogás (EC)

A proton-neutron átalkulás végbemehet úgy is, hogy a mag egyik protonja, a magot körülvevő elektronfelhőből származó egyik elektronnal egyesül. Rendszerint a K héj elektronjával történik ez, de a folyamatban az L héj is szerepet játszhat. A bomlás során a rendszám eggyel csökken, a tömegszám nem változik:

$$p^+ + e^- \longrightarrow n + \nu.$$

Ez a folyamat kevésbé energiaigényes, mint a pozitív-bétabomlás.

Az elektronbefogásnál felszabaduló energiát teljes egészében a neutrínó viszi el. Magát a folyamatot mindig karakterisztikus röntgensugárzások kísérik.

Túl kevés neutronnal rendelkező rendszerekben, a pozitív-bétabomlás vagy az elektronbefogás adja a lehetőséget a neutronszám növelésére. Annak a valószínűsége, hogy a kettő közül melyik jöhet számításba, a következő szempontok motiválják:

1. A *Z* rendszám. Minél nagyobb a mag rendszáma, annál közelebb van a K héj a maghoz. Ez esetben nagyobb a valószínűsége annak, hogy a K héj elektronjai kölcsönhatásba lépnek a maggal, mint egyébként.
2. Az anyaelem és a leányelem magenergiája között legalább 1,02 MeV energia különbségnek kell lennie, hogy pozitron bomlás keletkezzen.

Amennyiben ez az energia hiányzik, akkor a töltésviszonyok csak elektronbefogással rendeződhetnek.

Vannak esetek, mikor mind a két bomlásfajta előfordul, pl. ^{18}F-nál, ahol a magátalakulások 3%-a elektronbefogással jön létre, a többi pozitronbomlással.
Az eddigiekből kitűnik, hogy az instabil atommag ahhoz, hogy stabillá váljon, - bizonyos esetekben - az atom elektronhéjával is kölcsönhatásba lép. Ez azért hangzik szokatlannak, mert már tudjuk a héj struktúrája energetikai szempontból jóval alatta van a mag energetikai értékeinél.

1.4.6. Izomer átalakulás

A jelenséget már tárgyaltuk az *1.3.2.2.* pontban, most néhány további kiegészítést tennénk az ismertekhez.
Alfa és béta bomlás során a leányelem gyakran gerjesztett állapotban marad vissza, majd ebből gamma-sugárzás kibocsátásával kerül alapállapotba. Általában ez nanosecundumok alatt zajlik le, de vannak esetek, mikor a leányelem gerjesztett állapota hosszabb ideig is fennáll. A gerjesztett és gerjesztetlen magokat együtt izomereknek nevezik, a gammasugárzás kibocsátásával járó folyamatot pedig izomer átalakulásnak.
Mintegy 200 olyan nuklidot ismerünk, amelyek gerjesztett állapotának élettartama olyan hosszú, hogy ezek az izotópok gyakorlati szempontból is érdeklődésre tarthatnak számot.

pl.: $$^{113m}In \xrightarrow[T_f = 1{,}7\ h]{\text{izomer átalakulás}} {}^{113}In$$

Az izomer izotópok fontos szerepet játszanak a nukleáris medicinában, mivel:
- a kisugárzott gammafotonok jó hatásfokkal detektálhatók,
- bétasugárzás hiányában és viszonylag rövid felezési idejük miatt, kedvező mértékű a beteg vizsgálatonkénti dózisterhelése,
- sok esetben laboratóriumi körülmények között is előállíthatók (az anyaelemtől ioncserés szeparáló eljárással választható le).

Külön érdemes megemlíteni az ^{113m}In és ^{99m}Tc izotópokat. Az indium - 113m anyaeleme a ^{113}Sn, a technécium - 99m anyaeleme a ^{99}Mo. Mindkettő fontos generátor termék, nélkülük (de különösen a Tc nélkül) a modern diagnosztikai eljárások elképzelhetetlenek.

1.4.7. Spontán maghasadás

A mag az instabil állapotból úgy szabadul, hogy két közel azonos méretű töredék-magra hasad szét. Ez a jelenség ténylegesen csak a legnehezebb (Z > 90) nuklidoknál megy végbe mérhető sebességgel. Ezeknél a spontán maghasadás, a radioaktivitás egyik megnyilvánulási formája. A primer maghasadást két-három neutron felszabadulása és gamma-sugárzás kíséri.
Egy adott nuklid sokféleképpen hasadhat ketté.

pl. az ^{238}U-nál:

$$^{238}U \xrightarrow{\text{maghasadás}} {}^{93}Sr + {}^{143}Xe + 2n$$

és $$^{238}U \xrightarrow{\text{maghasadás}} {}^{95}Y + {}^{139}I + 4n, \text{ stb...}$$

A bomlás termékei között a periódusos rendszer közepén elhelyezkedő szinte valamennyi nuklid megtalálható. A hasadást kísérő neutronsugárzás ellenére, a hasadvány termékek neutronban gazdagok, ezért azok sorozatos negatív-bétabomlással tovább stabilizálódnak.
A spontán maghasadás nem az egyedüli módja a mag stabilizálódásának.
Az ^{238}U-nál pl. a stabilabb helyzetet az

$$^{238}U \xrightarrow{\text{alfabomlás}} {}^{234}Th$$

$$T_f = 4{,}47 \cdot E + 09 \text{ [év]}$$

alfa bomlás eredményezi, ehhez képest a spontán maghasadás nem számottevő. Ezzel szemben a ^{254}Cf-nál a spontán maghasadás már eléri a 3,1 %-ot (és 96,9 %-ban alfa-bomlással stabilizálódik).

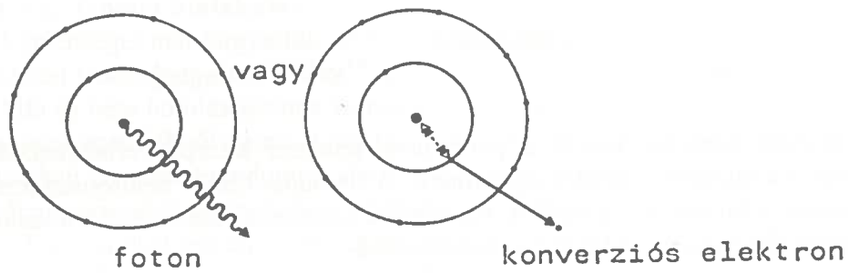
1.4.8. Kölcsönhatás az elektronhéjjal

Az elektronhéjjal történő kölcsönhatásra az első példát az elektronbefogásnál láttuk. Az esetben a magstabilitás eléréséhez a töltésviszonyok rendeződése volt a fontos tényező.
Természetes körülmények között a bomló magot elektronfelhő veszi körül (nehezebb magoknál a belső héjak egész közel kerülnek a maghoz), és ezáltal lehetővé válik, hogy a bomló maggal és a kibocsátott sugárzással e felhő kölcsönhatásba kerüljön.

1.4.8.1. Belső konverzió (IC)

Belső konverzióról akkor beszélünk, mikor a gerjesztett állapotban levő atommag nem csak gammasugárzás révén (izomer gammasugárzás) veszti el energiáját, hanem úgy, hogy fölösleges energiáját közvetlenül átadja a körülötte levő elektronfelhő egyik elektronjának. (*1.10. ábra*)

Ezekben az esetekben egy meglehetősen nagy energiájú elektron sugárzódik ki, amelynek mozgási energiája a mag gerjesztési energiájának és a felszabaduló elektron kötési enrgiájának a különbsége. (Az elektronhéjtól megfosztott magnál csak a gamma-sugárzás léphet fel.) A kisugárzott elektron neve: konverziós elektron, a folyamat a belső konverzió.



1.10. ábra **Belső konverzió (IC). A gammasugarak vagy kijutnak az atom kötelékéből, vagy más esetben az atommag gerjesztési energiáját átadja egy "belső" elektronnak. A "kirepülő" elektron kötési- és mozgási energiájának összege, megegyezik az atommag gerjesztési energiájával (a konverzió nélkül kijutó foton energiájával)**

Fontos leszögezni, hogy a magátalakulás során ez esetben kétféle végeredményre juthatunk: egyrészt a magból az átalakulás következtében gammasugárzás bocsátódik ki, másrészt konverziós elektronok keletkeznek. A belső konverziót, vagy a gamma átmenetek százalékában, vagy a belső konverziós együtthatóval adják meg (amely nem más mint a kétféle átmenet gyakoriságának viszonya, pl. 15/85 = 0,177).

A belső konverzió nagy tömegszámnál és alacsony gamma-átmeneti energiáknál szokott jelenkezni. Segíti a folyamatot, ha a gerjesztett magállapot felezési ideje hosszú.

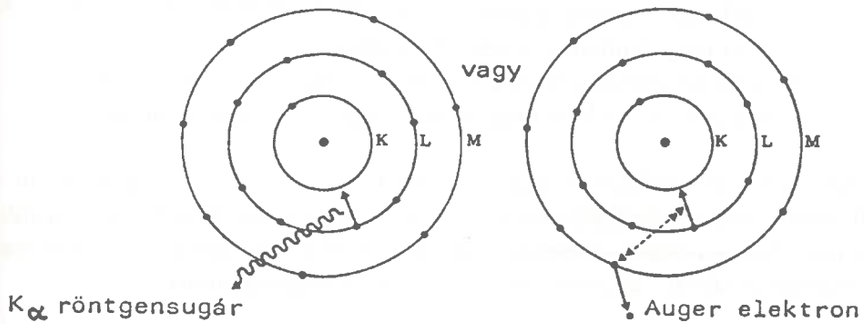
A konverziós elektronok belsődozimetriai jelentősége nem elhanyagolható, ezért pontos értékét fontos ismerni.

A bomlást mindig karakterisztikus röntgensugárzás kíséri.

1.4.8.2. Szekunder kölcsönhatások a mag és az elektronhéj között

Amennyiben a radioaktív bomlás során megváltozik a mag töltése, vele együtt hirtelen megváltozik a mag által létesített Coulomb-tér erőssége is. A térerősség változása deformálja a mag körül levő elektronfelhőt, mely folyamatot energia változás is kíséri. Előfordul, hogy ez az energia elég nagy ahhoz, hogy az elbomló atomot egyszeresen vagy többszörösen ionizálja. Az elektronhéjban előálló betöltendő hely (helyek), elektron átugrás révén betöltődnek, miközben karakterisztikus röntgensugárzás lép fel. Előfordul, hogy a sorozatos átugrások röntgensugárzás kaszkádot váltanak ki.

A karakterisztikus röntgensugárzások energiái - hasonlóan mint ahogy a belső konverziónál láttuk - közvetlenül átadódhatnak egy-egy elektronnak (a kötési energiát figyelembe kell venni). Ezeket a kisugárzott monokromatikus (meghatározott és egyforma) energiájú elektronokat Auger (olv.: Ozsé) elektronoknak nevezzük. Az Auger elektronok kilépése ismét hiányt idéz elő a héjban, ami újabb röntgensugárzást és Auger-elektronokat eredményezhet és így tovább. A keletkezett karakterisztikus röntgensugárzások és Auger-elektronok energiái mind a leányelemre jellemzők. (***lásd az 1.11. ábrát***)



1.11. ábra **Auger effektus. A karakterisztikus röntgensugár energiája vagy kisugárzódik, vagy azt átveszi egy héj-elektron, majd Auger elektron formájában elhagyja az atom kötelékét**

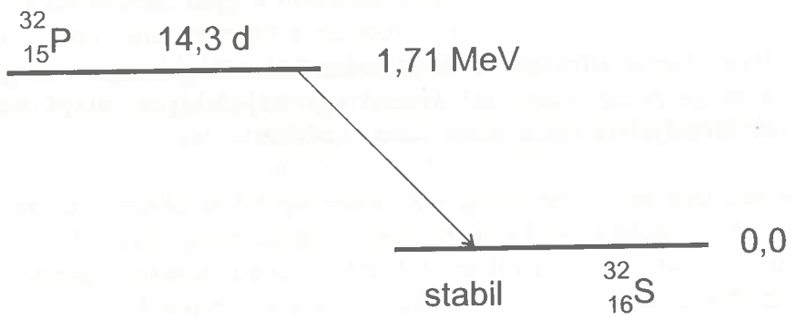
A bomlási folyamat során főleg a K héjon lép fel az elektron hiány (kb. 90%-ban, az L és M héj-nál már csökkenő valószínűséggel (kb. 10 %-ban), a további héjaknál nagyon ritkán. A karakterisztikus röntgensugarak, valamint az Auger elektronok előfordulása ezeket az energetikai viszonyokat tükrözik. Bár az Auger elektronok kinetikus energiája nem túl nagy, gyakoriságuk miatt szerepük a belső dozimetriában nem elhanyagolható.

1.4.9. A radioaktív izotópok bomlási sémái

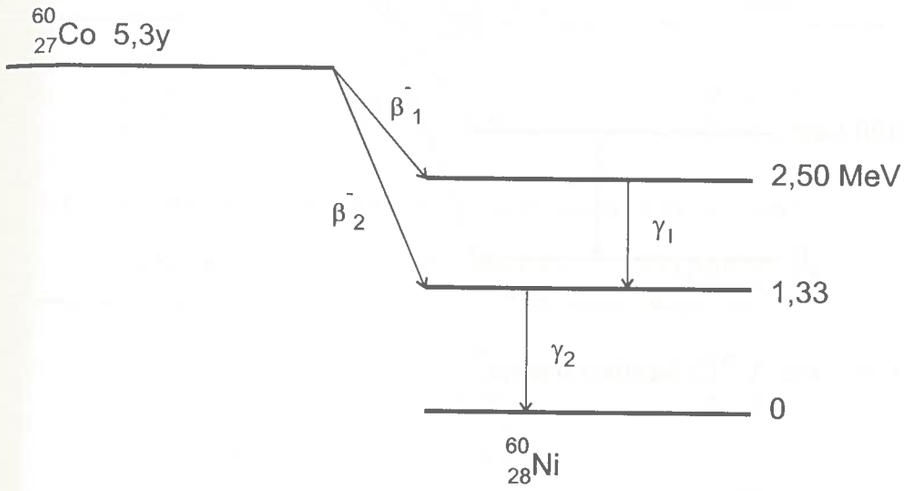
A radioaktív bomlások során fellépő különböző fizikai, (energetikai) változásokat, a bomlás módját, gyakoriságát, stb. ún. bomlási sémákon szokták szemléletesen bemutatni. Az energia szinteket vízszintes vonalak jelölik (a magasabban levők nagyobb energiaszintet képviselnek). Az izotóp jelölése mellé a nuklid fizikai felezési idejét (vagy stabil jelzőt) írnak zárójelbe. A rendszám növekedésekor a bomlást jelölő nyíl jobbra mutat (pl. β^- bomláskor), rendszám csökkenés esetén (pl. β^+ vagy EC esetén) balra. Az egyes energianívókhoz még más (pl. spin-kvantumérték, stb.) fizikai szempontból fontos adatot is felírhatunk. Néhány jellegzetes bomlási séma:

1. Tiszta negatív bétabomlás esetén (*1.12. ábra*)
   A két energia nívó közötti különbség 1,71 MeV.
2. Gamma sugárzás (bétabomlást követően) esetén (*1.13. ábra*)
3. Pozitív - bétabomlás esetén (*1.14. ábra*)
   Itt 1,02 MeV energia kell a pozitron bomláshoz, a fennmaradt 0,633 MeV energiát a bétarész és a neutrínó viszi el.
4. Elektronbefogás (EC)-nál (*1.15. ábra*)
   A séma jó magyarázatot ad arra, hogy a magátalakulások 9 %-ában kapunk csak mérhető gamma-sugárzást.
5. Izomer magátalakulás esetén (*1.16. ábra*)
   A séma azt mutatja, hogy a bomlások során közel 100 %-ban keletkezik 140 keV-nél nagyobb energiájú gamma-sugárzás.

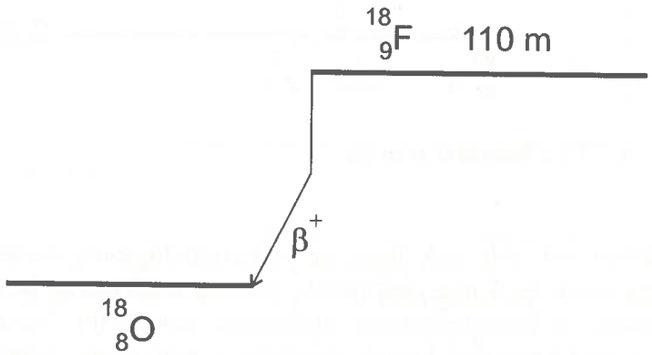
Amennyiben mérésekkel is igazolni akarnánk a sémák valódiságát, akkor - különösen magasabb rendszámok felé - komoly csalódásban lenne részünk. Az igaz, hogy a sémák szemléletesek, atomfizikailag korrektek, de keveset mondanak a valódi - az atom kötelékét elhagyó sugárzásokról.



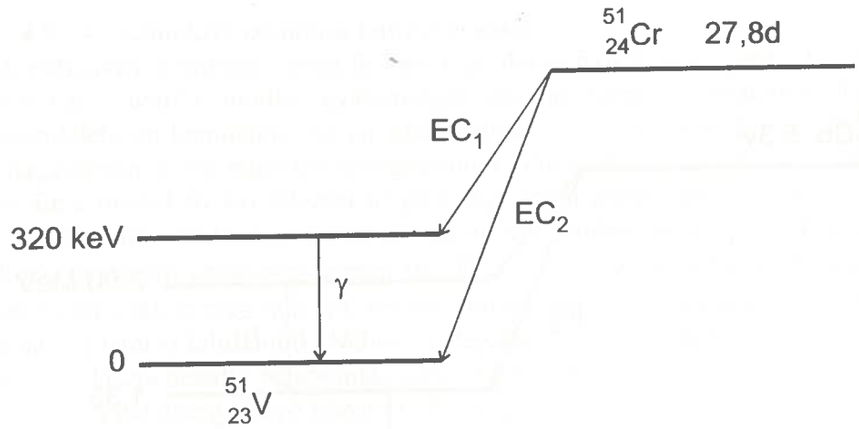
1.12. ábra **A ^{32}P bomlási sémája**



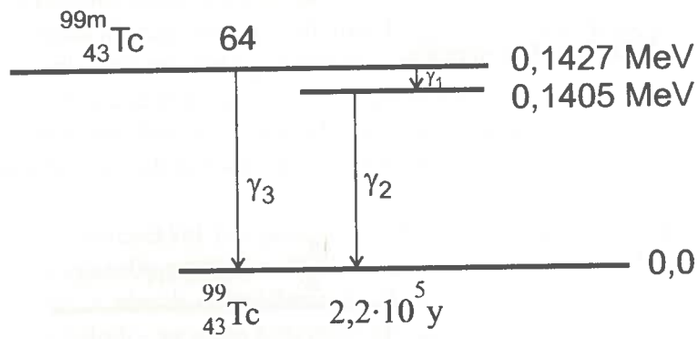
1.13. ábra **A ^{60}Co bomlási sémája**



1.14. ábra **A ^{18}F bomlási sémája**



1.15. ábra **A ^{51}Cr bomlási sémája**



1.16. ábra **A ^{99m}Tc bomlási sémája**

Az előzőekben volt róla szó, hogy az elektronbefogásnál karakterisztikus röntgensugárzások és Auger elektronok, gamma-sugárzásnál belső konverziós elektronok és karakterisztikus sugárzások lépnek fel. Valójában más esetekben is ezek keverékét kapjuk pluszként a méréseknél. Méréstechnikai és dozimetriai szempontból nagyon fontos tudni, hogy ezek a részecskék (a fotonokat is beleértve) mekkora gyakorisággal és mekkora maximális illetve átlag energiával sugárzódnak szét.

Vizsgáljuk meg a különbséget a ^{99m}Tc magátalakulása esetén (***1.3. táblázat***).

a. a bomlási adatok:

Sugárzás	Bomlásonkénti gyakoriság	Átlagenergia (MeV)
gamma-1	0,9860	0,0021
gamma-2	0,9860	0,1405
gamma-3	0,0140	9,1426

b. az atom kötelékét elhagyó sugárzások adatai:

Sugárzás	Bomlásonkénti gyakoriság	Átlagenergia (MeV)
gamma-1	0,0000	0,0021
M-IC-gamma-1	0,9860	0,0016
gamma-2	0,8787	0,1405
K-IC-gamma-2	0,0913	0,1194
L-IC-gamma-2	0,0118	0,1377
M-IC-gamma-2	0,0039	0,1400
gamma-3	0,0003	0,1426
K-IC-gamma-3	0,0088	0,1215
L-IC-gamma-3	0,0035	0,1398
M-IC-gamma-3	0,0011	0,1422
Karakt. K	0,0441	0,0183
Karakt. K	0,0221	0,0182
Karakt. K	0,0105	0,0206
Auger e.KLL	0,0152	0,0154
Auger e.KLX	0,0055	0,0178
Auger e.LLM	0,1093	0,0019
Auger e.MXY	1,2359	0,0004

1.3. táblázat **A ^{99m}Tc bomlása során keletkezett részecskék gyakorisági és átlagenergia adatai**

A többi keletkezett részecskének vagy a gyakorisága, vagy az energiája olyan alacsony, hogy nem érdemes a táblázatba felvenni.

Az ***a. táblázatot*** (bemenő adatok) és a ***b. táblázatot*** (kijövő adatok) összevetve látjuk, hogy 89,07 %-ban kapunk jól mérhető 140,5 keV-es gamma-sugárzást, közel 100 %-ban 120 és 140 keV energia közötti konverziós elektronokat, és nem elhanyagolható mennyiségben főleg a sugárterhelést növelő egyéb részecskéket. (M - IC - gamma - 1 jelentése M héjról származó belső konverziós elektron az 1-es gammasugárzás rovására.) Ezért ma már csak a részletezett bomlási adatokat nyújtó táblázatok adnak - a valóságban megjelenő - részecske és energiaviszonyokat jól tükröző képet.

1.5. A sugárzások kölcsönhatása az anyaggal

A radioaktivitás jelenségével kapcsolatos ismereteinket jobbára a magbomlások következtében keletkezett és mért sugárzások alapján szereztük. A sugárzások a mérőkészülék detektorával kölcsönhatásba lépnek és mi ennek a következményeit - ami lehet elektromos jellegű, fény, hő, kémiai reakció, stb. - valamilyen módon regisztráljuk. Mindezeken túl,
kellemetlen az a tudat, hogy a minket érő sugárzás a testszövetekkel való kölcsönhatás következtében - részben vagy egészében - bennünk is elnyelődik, aminek viszont biológiai következményei lehetnek. Ezért a sugárzások elnyelődésének törvényszerűségeit fontos ismerni; a detektálás, a biológiai hatás és a védekezés szempontjából egyaránt.
A sugárzások közül csak azokat a típusokat tárgyaljuk, amelyek a gyakorlatunkban előfordulnak, így külön nem foglalkozunk sem a hasadvány magokkal, sem a neutronok törvényszerűségeivel.

1.5.1. Töltéssel bíró részecskék és a közeg kölcsönhatása

A mozgásenergiával rendelkező, töltött részecskék az anyagon való áthaladása közben többször és különböző kölcsönhatások következtében lefékeződnek. Ezek a részecskék elsősorban az anyagi közeg elektronhéjával lépnek kölcsönhatásba. A kölcsönhatás során nincs szükség mechanikai jellegű ütközésre, mivel ez esetben a kölcsönhatást nagyrészt az elektromos térerők közötti hatás hozza létre. A kölcsönhatás során átadott energia nagysága többek között függ a töltött részecske mozgási energiájától, töltésének nagyságától, a héjelektronok sűrűségétől.
Az egymást követő elemi energia átadások következtében a részecsekék lefékeződnek. Maga az energia átadás a "fékező" anyag atomjainak:

- ionizációjára,
- atomok, molekulák gerjesztésére,
- a környező térnek átadott elktromágneses sugárzás keltésére (fékezési röntgensugárzás illetve Cserenkov-sugárzás),
- magreakciók létrehozására fordítódik.

A töltött részecskét az anyagban a "hátrahagyott kölcsönhatási termékek" segítségével nyomon lehet követni. A nyomkövetés során a következő új fogalmakat használjuk fel:

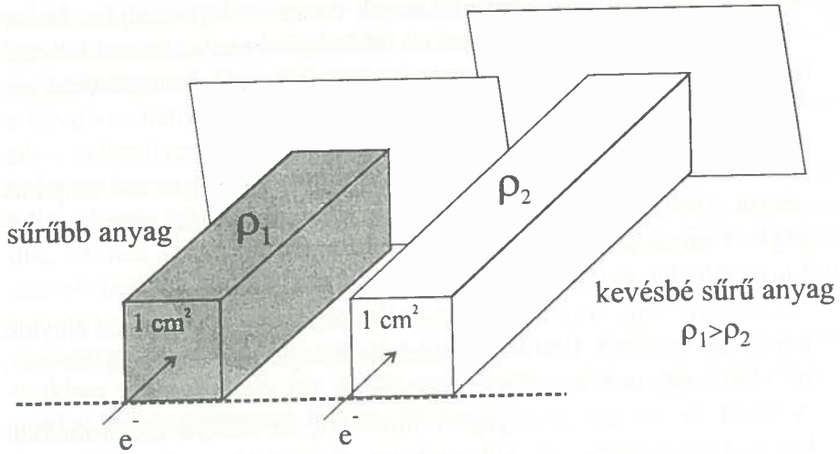
a) Lineáris energia átadási tényező (lineár energy transfer - LET) : **L**
A sugárzást elnyelő anyagban egységnyi úthosszon, a közvetlen ionizáló (töltött) részecskék által leadott energia $\left(\frac{dE}{dx}\right)$. Számértéke a sugárzás fajtájától és az elnyelő közeg tulajdonságaitól függ. **SI** mértékegysége: J/m, gyakorlati mértékegysége keV/μm. Az **L** értékét - a sugárvédelmi jellegű dózisértékeknél - vízre vonatkoztatják. Abban az esetben, ha a töltött részecskék ütközései során az összes lehetséges energiaátadás (a gerjesztésre fordított hányad is) megtörténik akkor az L_∞ jelölés használatos.

b) Fajlagos ionizáció (lineáris ionsűrűség)
Az ionizáló részecske pályája mentén a hosszegységre eső ionpárok száma. Mértékegységei: gázban ionpár/cm, folyékony és szilárd közegben ionpár/μm.

c) Maximális hatótávolság (R_{max})
Az össztávolság, amit a részecske lefékeződéséig, a sugárzást elnyelő anyagban megtesz. Értékét a részecske energiájától függően, cm-ben, mm-ben vagy μm-ben célszerű megadni.
A töltött részecske az anyagon áthaladva, az ottlevő elektronokkal lép kölcsönhatásba. A kölcsönhatás (ionizáció, gerjesztés) adott energiánál az elektronok számától függ, ez pedig közelítően arányos az anyag sűrűségével. Ezért, ha a ténylegesen megtett utat megszorozzuk az anyag sűrűségével, akkor egy olyan új "távolság" egységet kapunk, mely egységben beleértendő a távolság is és az elektronsűrűség s és végeredményképpen független az anyag minőségétől.
Hatótávolság(R) = megtett távolság(cm-ben) x sűrűség(g/cm^3-ben).
Nyilvánvaló, hogy a jobboldali szorzatban, azonos hatótávolságot feltételezve, az egyik tag növekedése (pl. sűrűség) a másik tag csökkenését vonja maga után. Az új "távolság" neve felületi sűrűség egysége: g/cm^2. Amennyiben a töltött részecske egy ρ=1,05g/cm^3 sűrűségű anyagban 0,5cm utat tesz meg, akkor ez megfelel 1,05x0,5=0,525g/cm^2 felületi sűrűségű útnak. Ugyanez a töltött részecske ρ=1,7g/cm^3 sűrűségű anyagban 0,525:1,7=0,296 cm-t tenne csak meg. A felületi sűrűség szemléletesen az 1 cm^2 felület mögött levő tömeget jelenti g-ban kifejezve. ***(1.17. ábra)***

d) Szóródás
A kölcsönhatások következtében a részecske nem egyenes vonalban halad, hanem eredeti rányától eltér; szóródik. Ezért pályája zegzugos, és a szóródás szöge 90°-nál nagyobb is lehet. Ezt visszaszóródásnak nevezzük. A sorozatos szóródás, visszaszóródás miatt beszélhetünk egy részecske nyaláb behatolási mélységéről, (hatótávolságáról), ami a behatolási felülettől mérve kisebb, mint a részecske maximális hatótávolsága.

A síkok mutatják azt a helyet, ahol a beérkező elektronok intezitása egyforma mértékben csökken



egyenlő intenzitással beeső elektronok

1.17. ábra **Tömeggyengülési együttható. Az egyenletes intenzitással beeső elektronok ugyanakkora tömeg/cm² felületi sűrűségű utat tesznek meg. A gyengülést nem befolyásolja az elnyelő anyag összetétele, csak az, hogy mekkora a benne levő elektronfelhő elektron sűrűsége (ez meg arányos a sűrűséggel)**

1.5.1.1. Alfa részecskék elnyelődése

Az alfa részecskék kétszeresen ionizált héliummagok. Energiájuk 1 és 12 MeV közötti tartományban található. Levegőben ezzel az energiával 1 - 20 cm utat tesznek meg, nagyobb sűrűségű anyagokban ez a távolság természetesen tört részére csökken. Alfasugárzás már a közönséges papírlapon sem tud áthatolni. (***1.4. táblázat***)

A sugárzás hatótávolsága csekély, viszont a pálya a mag nagy tömege miatt, egyenesvonalú. Adott anyagban az azonos energiájú részecskék olyannyira azonos távolságig jutnak el, hogy a hatótávolság a részecskék energiájának megállapítására is felhasználható.

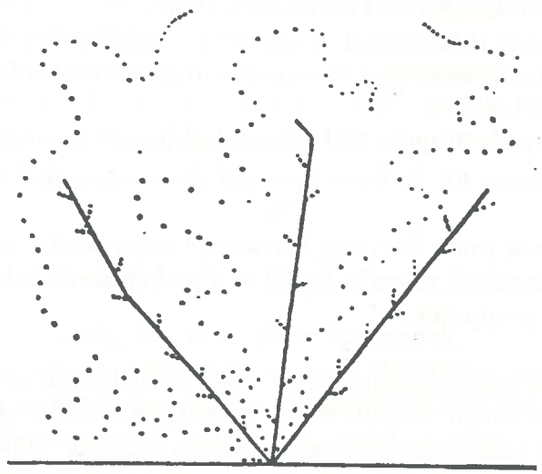
A részecske kölcsönhatási folyamatát úgy foghatjuk fel, hogy kétszeres pozitív töltése, két elektron felvételével He atommá szeretne válni. Vonzása elegendő is ahhoz, hogy ha elég közel kerülnek egymáshoz, az elektront kiszakítsa eredeti elektronburkából. Az α sugárzás nagy sebessége (rövid

ideig tartó kölcsönhatása) azonban gátolja a kiszakított elektronok megtartását, az elektron nem képes felvenni az alfa részecske sebességét.

Energia (MeV)	levegő (cm)	alumínium (μm)	izomszövet (μm)
1	0,32	2	4
4	2,5	16	31
6	4,6	30	56
8	7,4	48	91
10	10,6	67	130

1.4. táblázat **α sugárzás hatótávolsága (R) levegőben, alumíniumban és izomszövetben**

Pályája mentén - a vonzás következtében - az alfa rész veszít energiájából, (sebességéből) ezért egyre több időt tölt el a pályája mentén elhelyezkedő elektronok erőterében, s ezáltal a részecske ionizációs képessége (fajlagos ionizációja) növekszik (a sugárzás LET értéke igen nagy). A végén a részecske annyira lelassul, hogy fel tud venni két szabad elektront és He atommá alakul.



1.18. ábra **α és β részecskék ködkamrában észlelt ionizációs nyomvonala (rajzolat)**

Az alfa részecske nyomvonalát végig kísérve (ködkamra, illetve fotoemulzióval ez lehetséges) az észlelhető, hogy pálya mentén abból elágazó ionizációs nyomvonalak jönnek létre. Ezek nem mások, mint nagy energiával rendelkező elektronok, melyek keletkezésük után további ionizációkat képesek létrehozni. Ezeket a másodlagos elektronokat - melyeknek energiája meghaladja a 100 eV-t, delta (δ)-sugárzásnak nevezik. Az alfa rész ionizációs energiájából kb. 25 % ezekre jut. A δ-sugárzások maximális hatótávolsága - az elektron eltérő ionizáló képességei miatt - jóval meghaladhatja az alfasugárét. (*1.18. ábra*)
Kisebb valószínűséggel, de létrejöhet magreakció is az alfa-részecske és a közeg atommagja között. Ezek a hatások a mi szempontunkból nem érdemelnek különösebb figyelmet, ezért nem tárgyaljuk őket.

1.5.1.2. Elektronok elnyelődése

Gyakorlatunkban a következő elektronsugárzások számítanak ide:

- negatív béta bomlás β^- (mint közvetlenül keletkezett sugárzás), maximális energiájuk zérus és 14 MeV közötti tartományban fordul elő. A részecskék energiaeloszlása folytonos képet mutat,
- konverziós elektronok (mint közvetlenül keletkezett sugárzás) energiájuk meghatározott (diszkrét), és kisebb, mint 1 MeV,
- Auger elektronok (közvetlenül és közvetve - elsődlegesen illetve másodlagosan keletkezett sugárzás). Energiájuk meghatározott (diszkrét), és kisebb, mint 150 keV,
- pozitív bétabomlás β^+ (mint közvetlenül keletkezett sugárzás), maximális energiájuk zérusról kb. 16 MeV-ig fordul elő, a részecskék energia eloszlása folytonos,
- foton-elektronok (mint közvetve keletkezett sugárzások). Ide tartoznak a Compton-effektusnál, fotoeffektusnál és a párképzésnél keletkezett elektronok, illetve pozitronok.

Az elektronok mozgási energiájuk nagy részét a héjakban levő elektronokkal való kölcsönhatás során veszítik el. Az elsődleges elektron eltérül pályájáról, a héjelektron pedig vagy elegendő energiára tesz szert ahhoz, hogy teljesen elhagyja az anyaatomot (ionizáció), vagy gerjesztés történik. Az energiának ionizációra illetve gerjesztésre fordított arányát nem ismerik pontosan.

Feltételezik, hogy a két folyamatra azonos energiamennyiség használódik fel.

Az elektron ionizációs és gerjesztési energia veszteségét egységnyi úthosszon abban az esetben, ha $\frac{v}{c} << 1$:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{ion.} = \frac{4\pi \cdot e^4 \cdot z^2 (nZ)}{m_e v^2} \cdot K$$ [MeV/cm] kifejezés írja le,

ahol:
- n — a Z rendszámú közeg atomjainak száma köbcentiméterenként (vagyis n · Z a héjelektronok sűrűsége)
- z — a részecske töltésszáma (elektronnál ez 1)
- v — az elektron sebessége
- m_e — az elektron tömege
- e — az elemi töltés nagysága
- K — a közeg lassítási képessége (kismértékben nő a részecske energiájával).

(Ez a kifejezés formailag érvényes az összes töltött részecske ionizációs energia veszteségének leírására is.)

Látható, az energiavesztés arányos az elektron sűrűséggel, a részecske töltésének négyzetével, és fordítva arányos a részecske sebességének négyzetével. Ezért mennél lassúbb az (részecske) elektron, az egységnyi úthosszon, annál sűrűbb ionizációt okoz.
Gyakran használjuk az egységnyi úthosszon bekövetkezett energia veszteség helyett az egységnyi felületi sűrűségnél felléppő energia veszteséget, melynek hagyományos egysége MeV/g/cm^2. Ennek a neve fékező képesség és definició szerint:

$$S = \frac{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{ion}}{\rho}.$$

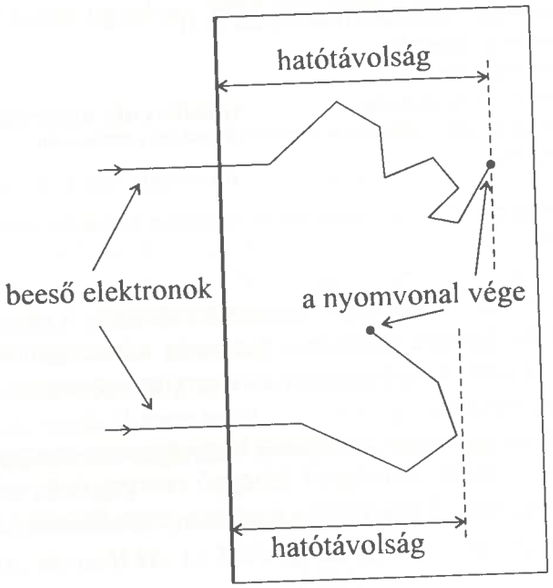
Relatív fékező képesség fogalmat akkor használjuk, ha össze akarjuk hasonlítani mennyiségileg különböző anyagok fékezőképességét. Dozimetriai mérések szempontjából fontos, hogy az anyag fékezőképességét a normál levegő fékezőképességéhez hasonlítsuk, ezért a relatív fékezőképesség definició szerint:

$$\rho_m = \frac{S_{anyag}}{S_{levegő}},$$

Delta elektronok

Az alfasugárzásoknál látottakhoz hasonlóan, az elektron-sugárzások elnyelődésénél is keletkeznek delta elektronok. Átlagos energiájuk csekély. Kis sebességük következtében rövid a pályájuk és a primer elektron pályája mentén kis ionfürtöket hoznak létre. Ezek a δ-elektronok az összes ionizációnak kb. felét okozzák.

Különbséget kell tenni (R_{max}) maximális hatótávolság (lineáris hatótávolság) és a gyakorlatilag elérhető hatótávolság között. A maximális hatótávolság az az úthossz (cm-ban, vagy g/cm^2-ban) amit az elektron befut, hatótávolság az a távolság amilyen mélyen az elektron az anyagba behatol. ***(1.19. ábra, 1.5. táblázat)***



1.19. ábra **Az anyagba belépő elektron diffúz mozgást végez, ezért a ténylegesen megtett útvonala nem egyenlő a hatótávolsággal**

A hatótávolságot (g·cm^{-2})-ben, az elektron energiájától (MeV) függően a következő tapasztalati képletek adják:

a, $R(E) = 0{,}412\ E^n \text{mg/cm}^2$ $0{,}01 < E < 3$ MeV tartományban
ahol $n = 1{,}265 - 0{,}0945\ \ln E$ E (MeV)-ben mérve

b, 0,5 és 3 MeV közötti energiákra egyszerűsödik a képlet:
$R(E) = 0{,}52E - 0{,}09\ \text{mg/cm}^2$.

Példa: Mekkora a hatótávolsága egy 0,6 MeV-energiájú elektronsugárnak lágy szövetekben. A szövet sűrűsége: $\rho = 1$ g/cm^3 R(0,6) kiszámított értéke a, illetve b, alapján R(0,6) = 0,22 g/cm^2.

Lineáris hatótávolságban: $\frac{0.22\text{g/cm}^2}{1\text{g/cm}^2} = 2{,}2$ mm .

Csontszövet esetén, ahol $\rho = 1{,}6$ g/cm^3, a lineáris hatótávolság: $\frac{0.22}{1{,}6} = 1{,}3$mm.

Kezdeti elektron energia	Hatótávolság R_{max}
2,5 keV	0,23 μm
5,0	0,74
7,5	1,52
10,5	2,74
15	5,0
35	22,1
50	42,7
65	67,7
105	153,6
150	278
250	610
0,35 MeV	1,05 mm
0,45	1,52
0,55	2,01
0,65	2,52
0,85	3,56
1,05	4,62

1.5. táblázat **Különböző energiájú (nem béta spektrumú) elektronsugár maximális hatótávolsága vízben**

Annak az értékét, hogy mekkora a tényleges hatótávolsága egy elektronnak az adott anyagban fontos tudni, de azt is fontos ismernünk, hogy egy adott anyagban levő elektronforrás mekkora távolságon belül adja le energiájának adott százalékát. Értékét pontszerű sugárforrásra számították és százalékos

sugár-távolságnak nevezik. Ezt úgy definiálták, mint egy a pontszerű sugárforrás körüli gömb meghatározott sugarát, mely gömbön belül a kibocsátott energia adott százaléka elnyelődik (*1.6. táblázat*). Táblázataink segítségével meg lehet határozni annak a gömbnek a sugarát, amelyen belül az elektronok energiájának 90 %-a elnyelődik. Esetünkben az $E_{\beta max}$ = 1,71 MeV energiával rendelkező pontszerű ^{32}P sugárforrásnál az energia 90 %-a 3,5 mm-es sugarú gömbön belül nyelődik el. (*1.7. táblázat*)

Energia (MeV)	X_{90} (cm)	Energia (MeV)	X_{90} (cm)
4.0	1.57	0.45	0.113
3.5	1.36	0.40	0.096
3.0	1.16	0.35	0.079
2.8	1.07	0.30	0.063
2.6	0.99	0.25	0.047
2.4	0.91	0.20	0.0334
2.2	0.82	0.18	0.0282
2.0	0.74	0.16	0.0233
1.8	0.66	0.14	0.0187
1.6	0.62	0.12	0.0145
1.5	0.53	0.10	0.0106
1.4	0.49	0.08	0.0073
1.3	0.45	0.06	0.0044
1.2	0.41	0.05	0.00318
1.1	0.369	0.04	0.00215
1.0	0.328	0.03	0.00130
0.95	0.307		
0.90	0.287	0.020	0.00064
0.85	0.267	0.010	0.000194
0.80	0.247	0.008	0.000130
0.75	0.227	0.006	0.000080
0.70	0.207	0.005	0.000060
0.65	0.188	0.004	0.000042
0.60	0.169	0.003	0.000027
0.55	0.150	0.002	0.000016
0.50	0.131	0.001	0.000008

1.6. táblázat **Különböző energiájú (nem béta spektrumú) elektronok X_{90} kilencven százalékos távolsága vízben**

Nuklid	X_{50} cm	X_{90} cm	X_{95} cm
^{3}H	6,86E-5	2,19E-4	2,73E-4
^{14}C	3,14E-3	9,58E-3	1,18E-2
^{18}F	3,8E-2	9,39E-2	1,11E-1
^{24}Na	1,16E-1	2,72E-1	3,16E-1
^{32}P	1,53E-1	3,51E-1	4,57E-1
^{35}S	3,26E-3	1,05E-2	1,29E-2
^{40}K	1,22E-1	2,78E-1	3,19E-1
^{45}Ca	7,06E-3	2,16E-2	2,65E-2
^{58}Co	2,59E-2	6,29E-2	7,42E-2
^{60}Co	1,02E-2	3,12E-2	3,84E-2
^{64}Cu	3,38E-2	8,82E-2	1,05E-1
^{85}Kr	4,24E-2	1,07E-1	1,26E-1
^{89}Sr	1,29E-1	3,03E-1	3,51E-1
^{99}Mo	8,52E-2	2,23E-1	2,63E-1
^{131}I	2,85E-2	4,31E-1	5,10E-1
^{133}Xe	1,11E-2	3,41E-2	4,18E-2
^{137}Cs	2,94E-2	8,67E-2	1,18E-1
^{198}Au	6,05E-2	1,59E-1	1,88E-1

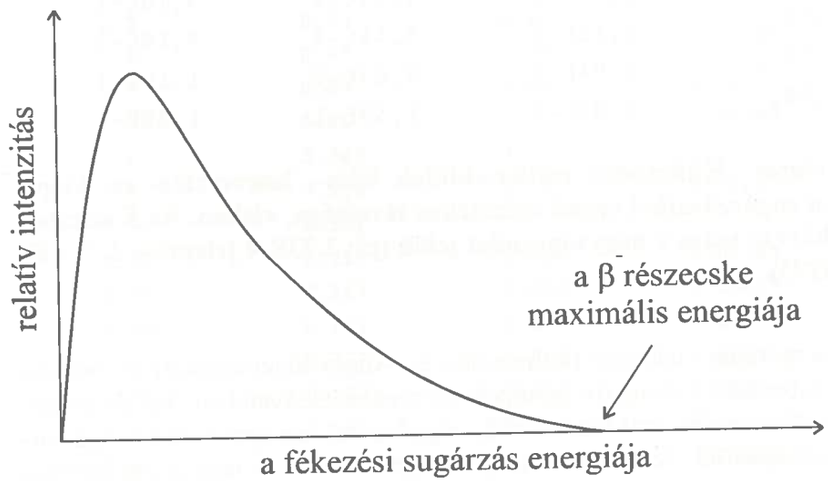
1.7. táblázat **Különböző radionuklidok béta-, konverziós- és Auger elektron sugárzásaiból eredő százalékos távolsága, vízben. Az *E* szimbólumot követő szám a nagyságrendet jelöli (pl: 2,73E-4 jelentése $2,73 \cdot 10^{-4}$ = 0,000273).**

Monoenergetikus elektront (konverziós és Auger elektronokat) és bétasugárzást kibocsátó radioaktív izotópok szerveken (szöveteken) belüli homogén eloszlását térfogattal rendelkező, végtelen sok kis (pontszerű) sugárforrásra oszthatjuk fel. Az elnyelt energia meghatározása itt nem jelent különösebb problémát akkor, ha az inhomogenitás mértéke kisebb, mint az X_{90} sugara. Problémát jelenthet a szervek-szövetek széleinél, ahol a környezet összetétele (sűrűsége) hirtelen megváltozik. Pl. húgyhólyag fala, mint energia-elnyelő közeg, nem éppen ideális geometriájú - ebből a szempontból.

Fékezési sugárzás

A klasszikus elektrodinamika szerint, ha egy töltött részecske "*a*" gyorsulással (lassulással) mozog, akkor elektromágneses energiát sugároz ki, amelynek értéke a^2-vel arányos. Azt a sugárzást, amely akkor keletkezik, ha az elektron egy atommag elektrosztatikus terén halad át, fékezési sugárzásnak nevezzük. Mivel az elektronok negatív gyorsulása változó attól függően, hogy az atommag mellett milyen távolságra haladnak el, a fékezési sugárzás energiája ($h\nu_f$) az elektron kezdeti energiájánál kisebb, bármely tetszőleges érték lehet. Természetesen ezekből az energiákból a kisebb energiájúak szinte már helyben elnyelődnek, csak a kissé nagyobb energiájúak detektálhatók a keletkezési helyüktől távolabb. A töltött rész fékeződésének a mértéke (lassulása az anyagban) rendszámfüggő, az egységnyi úthosszon kisugárzott energia $\left(\frac{dE}{dx}\right)_{sug}$ arányos lesz a rendszám négyzetével.

Sugárvédelemben, a töltött részecskék abszorbeálásához ezért használnak alacsony rendszámú elemeket (pl. plexiből készült pajzs, vagy szemüveg) nagyenergiájú bétarészek ellen, hogy elkerüljék a fékezési sugárzás okozta károkat. A fékezési sugárzás spektruma némileg különbözik a konverziós elektronok (azonos energiájú elektronok) és a bétasugárzás (***1.20. ábra)*** (folytonos energia eloszlású) elektronjai esetében.



1.20. ábra **Egy tiszta bétabomlás esetén keletkezett fékezési sugárzás energia eloszlása**

Az ionizációs energiaveszteség és a fékezési energia veszteség aránya:

$$\frac{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{sug.}}{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{ion.}} = \frac{E \cdot Z}{800},$$

ahol E részecske energiája MeV-ben,
Z az anyag rendszáma.

Számunkra e kifejezés azt jelenti, hogy lágyszövetekben a sugárzásos típusú energiaveszteség (a szóba jövő izotópokat figyelembe véve) maximum csak néhány %-a az ionizációs energia veszteségnek. E jelenség mégis gyakorlati fontossággal bír pl. abban az esetben, ha tiszta bétasugárzó izotóppal jelzett "terápiás adag" in vivo eloszlását, eliminációját akarjuk nyomonkövetni képalkotó berendezésekkel.

Bétasugárzás esetén érvényes a sugárzás energiájának exponenciális csökkenése az abszorbens közegben:

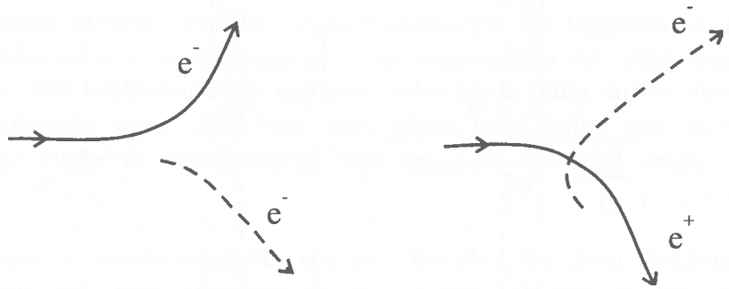
$$I = I_0 e^{-\mu x},$$

ahol I_o a beeső sugárzás intenzitása (energia/sec/cm^2),
I a gyengült sugár intenzitása (energia/sec/cm^2),
μ a lineáris gyengülési együttható (cm^{-1}),
x a sugárzás anyagban megtett útja (cm).

Természetesen felezőrétegvastagság, tömeggyengülési-együttható, stb., az exponenciális törvény alapján ebben az esetben is meghatározható.

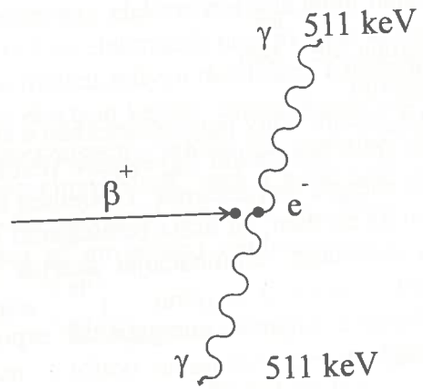
Pozitronok elnyelődése

A pozitív bétasugarak, pozitronok hasonló módon viselkednek, mint a negatív bétasugarak, illetve az elektronsugarak az anyagon való áthaladáskor. (***1.21. ábra***)



1.21. ábra **Az elektron és pozitron abszorpció elemi mechanizmusának összehasonlítása. Az elektronnál a taszítási hatás, a pozitronnál a vonzás eredményezi az ionizációt**

A pozitron szóródása diffúzabb, ezért a hatótávolsága valamivel kisebb, mint az elektroné azonos energiánál. A nyomvonal végén az eseményben hirtelen változás áll be, egyesül egy elektronnal és megsemmisülési sugárzás keletkezik. (*1.22. ábra*)



1.22. ábra **A pozitron-elektron párból keletkező megsemmisülési sugárzás**

1.5.2. Röntgen- és gammasugárzás kölcsönhatása az anyaggal

1.5.2.1. A sugárzás intenzitásának gyengülése

Az anyaggal történő kölcsönhatások leírásakor a töltéssel bíró részecskék és a fotonok között lényeges különbséget találunk. Amíg a töltött részecskéknek jól meghatározott hatótávolságuk van, addig ugyanezt már nem mondhatjuk a fotonok esetére. Egy-egy foton sorsát nyomonkövetve, azt látjuk, hogy azok az anyaggal ún. "egy-találat" vagy "ütközés" következtében kerülnek kapcsolatba. Azt a távolságot, amit egy egyedi foton a kölcsönhatásig megtesz nem tudjuk előre megjósolni, azonban egy fotonokból álló sugárnyalábra már meg tudjuk adni azt az átlag hányadot, amely megadja egy adott távolságon belül az anyaggal való kölcsönhatás valószínűségének nagyságát.

A sugárforrásból jövő, jól kollimált sugárnyaláb intenzitásán, a sugárzás irányára merőleges felület 1 cm^2-én, az időegység (1 sec) alatt áthaladt energiát értjük. Gyakran ezt $keV/cm^2/sec$ egységben fejezik ki. (MSz Szabvány szerint energia fluxus-sűrűség a neve, SI mértékegysége: $J/m^2/sec$).

Amennyiben a sugárnyalábban minden részecske egyforma E energiával halad át, akkor e sugárnyaláb intenzitását (I) a:

$$I = \Phi \cdot E \quad \text{kifejezés adja,}$$

ahol Φ a részecskék fluxusát jelenti, vagyis azt a számot ahány részecske átmegy az 1 cm^2 keresztmetszetű felületen másodpercenként.

Pl. 75 foton megy át 1 cm^2 felületen sec-ként. Mindegyik foton energiája $E = 100$ keV. A sugárnyaláb intenzitása - ez esetben - 7500 $keV/cm^2/s$.

Az intenzitás és a fluxus értékei, pontszerű sugárforrásokat tekintve, a távolság négyzetével fordított arányban állnak feltéve, ha a sugárforrás és a detektor között nincs sugárzást elnyelő vagy szóró közeg.

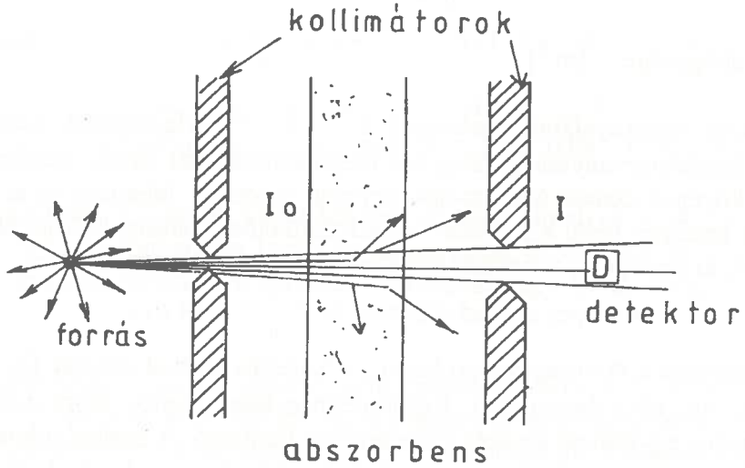
Tételezzük fel, van egy pontszerű sugárforrásunk, és tudni akarjuk, hogy ez a sugárforrás 10 cm távolságban mekkora fluxust illetve intenzitást szolgáltat akkor, ha a fotonok energiája $E_\gamma = 140$ keV, és a forrás másodpercenként 6282 fotont bocsát ki.

Abszorbeáló, illetve szóró közeg nem lévén, a fotonok a tér minden irányába sugárzódnak. A 6282 "darab" foton 10 cm távolságban egy $r = 10$ cm sugarú gömb F felületén ($F = 4 \cdot r^2 \cdot \pi$ cm^2) halad át, ezért a fluxus

$$\Phi = \frac{6282}{F} = \frac{6282}{4 \cdot \pi \cdot 10^2} = 5 \text{ foton/cm}^2\text{/s},$$

$$I = \Phi \cdot E\gamma = 5 \cdot 140 = 700 \text{ keV/cm}^3\text{/s}.$$

Vegyünk egy szűk monoenergetikus (azonos energiájú) gammasugárnyalábot, melyet megfelelő kollimátorokkal állíthatunk elő. (*1.23. ábra*)



1.23. ábra **Keskeny sugárnyaláb intenzitásának mérése**

Mérjük meg intenzitását abszorbens nélkül (I_o), majd mérjük meg különböző vastagságú abszorbensekkel is (I). Az intenzitás százalékos csökkenését a jól ismert

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \text{ exponenciális egyenlet írja le,}$$

ahol μ az abszorbens anyagától és a sugárzás energiájától függő ún. lineáris gyengítési együttható, mely egységnyi (x) vastagságnál megmondja hányad részére csökken az intenzitás.
A radioaktív bomlásnál látott - és az exponenciális jellegű törvényszerűségekre egyformán alkalmazható összefüggések alapján -

$$\mu \cdot x = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right),$$

és abban az esetben ha $I = I_o/2$ (ehhez konkrét $x_{1/2}$ tartozik),

$$\mu \cdot x_{1/2} = \ln 2$$

$x_{1/2}$ neve *felezőréteg vastagság*, jele $d_{1/2}$. ***(1.8. táblázat)***
Egyenletünkből - egy adott sugárzásra és anyagra nézve, a lineáris gyengítési együtthatót kifjezhetjük:

$$\mu = \frac{\ln 2}{d_{1/2}} .$$

SI mértékegysége: $[m^{-1}]$.

A keskeny sugárnyalábra értelmezett $I = I_o e^{-\mu x}$ kifejezésből, hasonlóan mint a bomlástörvénynél az átlag idő meghatározásánál láttuk, meghatározható a közepes szabad úthossz-nak nevezett távolság. Jelentése az az átlag úthossz amelyen belül a fotonok valószínűsíthetően hatásos kölcsönhatásba kerülnek az anyaggal. A lineáris abszorpciós együtthatóval kifejezve:

$$\text{közepes szabad úthossz: } \lambda = \frac{1}{\mu} = 1{,}44\, d_{1/2} .$$

A μ egysége a távolság reciproka, így a közepes szabad úthossz (λ) távolság (m, cm, stb.) dimenziójú. Későbbiekben látni fogjuk, hogy a lineáris abszorpciós együttható további összetevőkre bontható. A szabad úthossz (λ) így értelmezhető különböző típusú kölcsönhatásokra külön-külön (pl. fotoeffektus, ionizáció, stb.).

Foton energia	Felezőréteg vastagság (cm) víz	ólom
25 keV	1,5	0,002
50 keV	3,2	0,008
100 keV	4,1	0,01
250 keV	5,5	0,08
500 keV	7,1	0,40
Radionuklidok		
^{125}I	1,7	0,002
^{99m}Tc	4,5	0,04
^{131}I	6,3	0,24
^{18}F	7,2	0,40

1.8. táblázat **A víz és az ólom felezőréteg vastagsága 25-500 keV energiájú fotonokra és négy radionuklid fotonjaira**

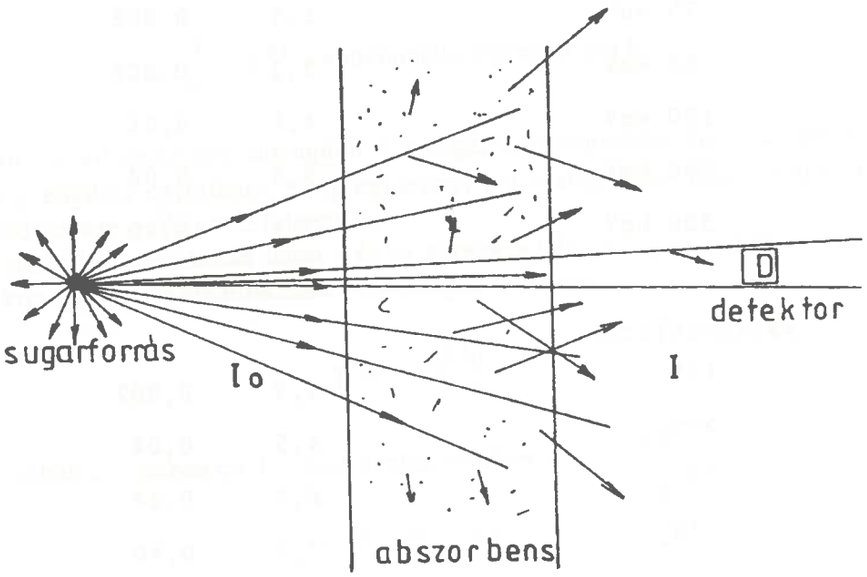
Pl. mekkora a közepes szabad úthossza (K.Sz.U.) a 140 keV-es gammasugárnak?

a, vízben $d_{1/2}$ = 4,5 cm, λ = 1,44 · 4,5 ~ 5,6 cm,
b, ólomban $d_{1/2}$ = 0,04 mm, λ = 1,44 · 0,04 ~ 0,56 mm.

Természetesen a fotonok közül lesznek olyanok, amelyek sokkal rövidebb távon már kölcsönhatásba kerülnek az anyaggal és olyanok is, amelyek a kölcsönhatásuk történéséig a szabad úthossznál nagyobb távolságot is megtesznek.

A kölcsönhatás nemcsak abszorpción, hanem szóródáson keresztül is történhet. Abszorpció akkor lép fel, ha az anyagba belépő foton elnyelődik, míg szóródáskor a foton a sugárnyaláb irányából eltérítődik. Keskeny sugárnyaláb esetén a detektor "érzékeny" mérőtérfogatába nem kerülnek bele a szórt

sugarak, vastag sugárnyalábnál viszont egyrészük a detektor mérőtérfogatába szóródhat. (az I/k/ és I/Sz/ értelmezéséhez ***lásd az 1.24 ábrát***).



1.24. ábra **Széles sugárnyaláb intenzitásának mérése**

Keskeny (k) kollimált nyalábra érvényes a

$$I(k) = I_o(k)\exp\{-\mu \cdot x\} \text{ kifejezés.}$$

Képzeljük el, hogy vastag abszorbensen áthatoló jól kollimált körülmények között mérjük az intenzitást. Ezután vegyük el a kollimátorokat, ekkor széles nyaláb esetén már más intenzitást mérünk, legyen ez I(Sz).

$$\text{Az } \frac{I_{(sz)}}{I_{(k)}} \text{ hányad egynél nagyobb,}$$

neve: *felhalmozódási tényező* (mintha az anyagban halmozódott volna az intenzitás egy része). Jele: *B*, dimenzió nélküli szám. A B "felhalmozódási tényező" függ a sugárzás energiájától, az elnyelő közeg anyagától, méretétől.

Széles nyalábra $I = I_o B \exp\{-\mu \cdot x\}$ kifejezés írja le az intenzitás csökkenését helyesen. *B* értékét különböző foton energiákra különböző anyagokra és eltérő geometriai alakzatokra számolták, illetve mérték. Ezek a felhalmozódási értékek nagyrészt táblázatosan rendelkezésre állnak.
A nukleáris medicinában akkor amikor in vivo eredetű fotonok detektálását végezzük, (vagy dozimetriai meghatározást végzünk) erdményeinkben a széles nyalábú együtthatók fontos szerepet játszanak.
Tömeggyengítési együttható
A kölcsönhatás mindig az atom természetétől és nem annak a kémiai vagy fizikai formájától függ. A lineáris gyengítési együttható mindig az anyag sűrűségével arányos. Ezért a lineáris gyengítési együtthatóból, a tömeggyengítési együtthatót (μ_m) úgy származtatjuk, hogy osztjuk az anyag sűrűségével:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} .$$

Ha μ cm^{-1}-ben van adva és ρ g/cm^3-ben, akkor μ_m-et cm^2/g-ban mérjük.
A μ_m *SI* mértékegysége m^2/kg, de értékei a legtöbb táblázatban, cm^2/g egységben találhatók.
A tömeggyengítési együttható kiküszöböli a sűrűség hatását. Pl. a lineáris gyengítési együttható - egy bizonyos foton energiánál - különböző a jégre, vízre és a vízgőzre, de a tömeggyengítési együttható mindegyiknél ugyanaz.
Dozimetriai szempontból fontos különbséget tennünk:
- a primér sugárzás gyengítése és
- az anyagban elnyelt energia

között. Elektron (pozitron)-sugárzás során a részecske az energiáját az abszorbens anyagnak teljesen átadja. Ebben az esetben a gyengítés mértéke azonos az abszorpció mértékével. Fotonok esetében energia leadás nélkül is észlelünk szóródást (amely nem vezet energia elnyelődéshez). Ezért fontos hangsúlyozni, hogy a tömeggyengítési együttható nem fejezi ki azt a hányadot, ami a fotonsugárzás energiájából valójában elnyelődik.

1.5.2.2. A kölcsönhatás mechnizmusa

A foton négy féle módon tud az atommagokkal kölcsönhatásba lépni:
1) szóródik - rugalmasan
2) szóródik - rugalmatlanul (Compton-effektus)
3) elnyelődik - fotoelektromos hatás (fotoeffektus)
4) elnyelődik - párképződés révén.

A kölcsönhatás során mind a négy mechanizmus közrejátszik és a valódi kölcsönhatási együttható ennek a négy elkülönülő hatású együtthatónak az összege.

Rugalmas szóródás

A foton szóródik, iránya a kezdeti nyomvonaltól eltér, de energiát nem veszít. Ez is kölcsönhatás, de a nukleáris medicina szempontjából (kivéve a nagyon-nagyon alacsony energiáknál) nem számottevő. Megjegyzendő, hogy a kristályok felépítéséről éppen ez a típusú szóródás ad nagyon fontos információkat.

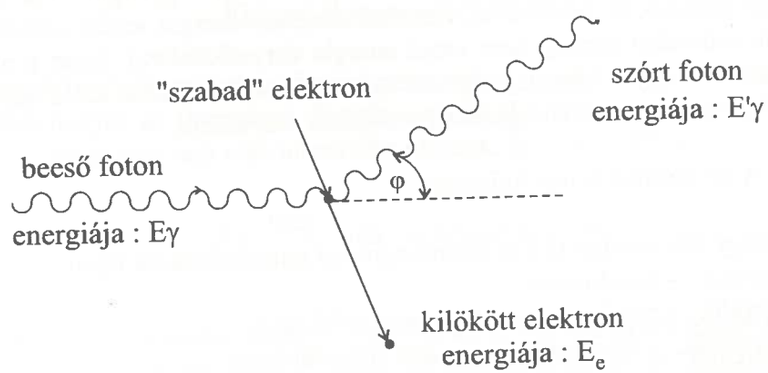
Szabad és kötött elektronok

Egy elektronra azt mondjuk, hogy "szabad", ha a vele kölcsönhatásba kerülő foton jelentősen nagyobb energiával rendelkezik, mint az ő kötési energiája. Ezért pl. az 50 keV-es foton esetén az ólom külső elektronjai tekinthetők csak szabadnak, a K-héjon levő elektron "kötött". Többszáz keV-es (vagy nagyobb) foton energiáknál a legtöbb elektron "szabad"-nak tekinthető. Ezért a "szabad" vagy "kötött" elektron fogalmát annak megfelelően használják, hogy mekkora a foton tényleges energiája.

1.5.2.3. Compton-szórás (ütközés)

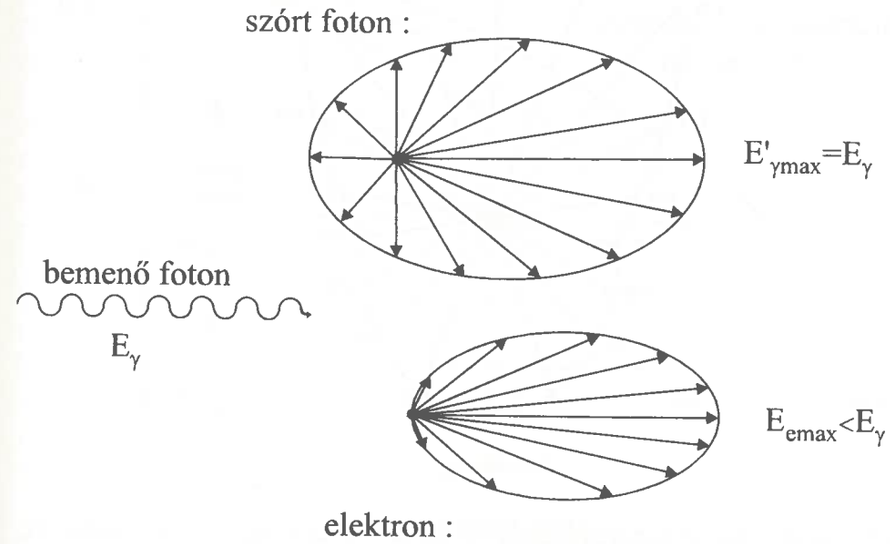
Ebben az esetben a beeső foton véletlenszerűen kölcsönhatásba lép egy "szabad" elektronnal, energiájának egy részét átadja neki (az elektron kilökődik az anyaatomból), majd a foton más irányba, kisebb energiával folytatja útját. (1.*25. ábra)* A folyamatot a billiárdgolyók ütközéséhez hasonlíthatjuk, ahol természetesen a fizikai energia- és impulzus-megmaradás törvényeinek egyaránt érvényesülnie kell.

$$E_\gamma = E'_\gamma + E_e$$



1.25. ábra **A foton Compton szóródása egy "szabad" elektronon**

A Compton-ütközés következtében a beeső, párhuzamos, azonos energiájú sugárnyaláb szétszóródik, és a szórt fotonoknak kisebb lesz az energiája. Nagyon fontos paramétere a szóródásnak az a szög, (φ) amely irányba a szórt foton tovahalad. Az ***1.26. ábrából*** látható szóródási szög 180° is lehet, vagyis teljes visszaszóródás is előfordul.

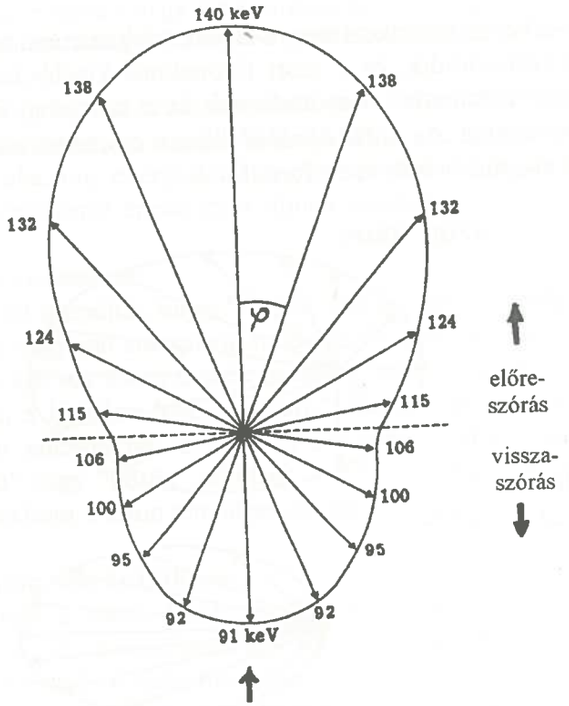


1.26. ábra **A compton-szórást szenvedett foton és elektron energiájának szögfüggése. A nyilak hosszúsága arányos az energiával**

Kizárólag csak Compton-kölcsönhatást feltételezve, jól kollimált sugárnyaláb intenzitására írhatjuk.

$$I = I_0 e^{-\delta x}.$$

Ez a kifejezés azonban az esetek többségében nem fejezi ki híven a rendszernek ténylegesen átadott energiát. Láttuk, hogy az eredeti foton vesztesége két részre oszlik: a Compton elektronra és a szórt foton energiájára. A Compton elektron energiája elnyelésre is kerül a rendszerben, a szórt foton azonban - az esetek többségében - nem. Ez a foton a gyakorlatban úgy tekinthető,mint az eredeti foton csökkent energiájú és változott irányú, de lényegében hasonló elnyelési tulajdonságokkal rendelkező utódja ***(1.27. ábra)***



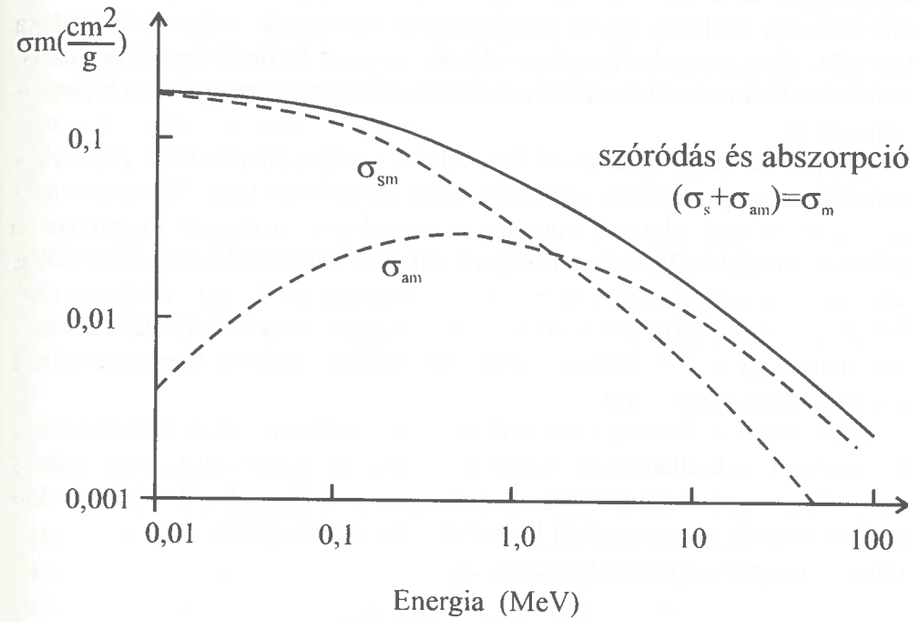
1.27. ábra **A ^{99m}Tc 140keV-es fotonjainak szóródása. A különböző irányba történő szóródás nagyságát (gyakoriságának valószinűségét) a nyilak hosszúsága jellemzi, a szórt fotonok energiáját a nyíl melletti szám mutatja. (Ez egyuttal megadja a szórt fotonhoz tartozó compton-elektron energiájának nagyságát is. Pl. a teljes visszaszórás esetén 140-91keV energiájú elektron keletkezik)**

A Compton szórás gyengítési együtthatója valójában két részből tevődik össze ***(1.28. ábra)*** :

$$\sigma = \sigma_s + \sigma_a$$

σ_s gyengítési együttható kifejezi a szórt (Compton) fotonok okozta gyengítést azzal, hogy ezek a primer energia egyrészét magukkal viszik

σ_a gyengítési együttható kifejezi a keletkezett Compton elektronok elnyelt energiáját (ez felel meg a valódi abszorpcióknak).



1.28. ábra **A gyengítés szóródásból és abszorpcióból tevődik össze. Az ábra víz esetében mutatja a két compton-összetevő viszonyát**

Fontos megjegyezni, hogy 2 keV-nél kisebb energiájú foton gyakorlatilag a helyszínen elnyelődik, 50 keV-nél kisebb energiáknál gyakorlatilag nincs Compton elektron (ebben az esetben $\frac{\sigma}{\rho} \sim 0{,}2\ cm^2/g$) .

A Compton elektronok energiája 0-tól egészen a beeső foton energiáját megközelítő értékig terjedhet. Pl. 1MeV fotonenergia esetén az első Compton elektronok átlagenergiája csaknem 500 keV, maximális energiája ~ 750 keV. A Compton-elektronok, az impulzus megmaradás elve alapján sohasem szóródhatnak a beeső foton irányához képest visszafelé, legnagyobb energiájuk pedig a foton eredeti irányával megegyező irányba lökődő elektronoknak van (ilyenkor a foton 180°-os szögben visszaszóródik).
A Compton elektronok helyben abszorbeálódnak (nemáthatolható sugárzás) ionizáción és gerjesztésen keresztül.

A szórt fotonokra megállapítható, hogy azok különböző irányba szóródnak és ez a szóródás a primer foton energiájától nagymértékben függ. Nagyon kis-energiáknál a fotonok közel egyforma valószínűséggel szóródnak minden irányba, azonban, ha az energia értéke növekszik, nagyobb százaléka szóródik előre (a beeső irányhoz képest). A szórt fotonok ismerete fontos, befolyással vannak a képalkotó rendszerek felbontóképességére és teljesítőképességére.

A Compton-ütközés és az ezzel kapcsolatos energia elnyelődés a gyakorlatban csak az elnyelő közeg szabad elektron sűrűségétől függ. Mivel azonban az egyes anyagok elektron sűrűsége közelítőleg a sűrűségük függvénye (a hidrogén kivételével), ezért a Compton-ütközés valószínűsége is közelítőleg arányos az anyagok sűrűségével. 1 g anyagban kb. $3 \cdot 10^{23}$ elektron van. Mivel az anyag elektronszámának (Z) és tömegszámának hányadosa a közepes elemekig c.a. 1/2, ezért a szabad elektronokra nézve a tömeggyengítési együttható független Z-től.

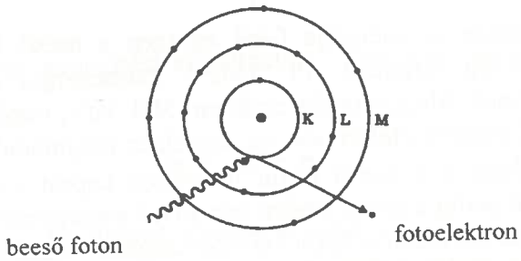
Amennyiben a Z/A arány erősen eltér az 1/2 értéktől, akkor természetesen korrekciókat kell alkalmazni. Az eddigiek alapján mondhatjuk, hogy azonos tömegek és azonos fotoenergiák esetén, anyagtól függetlenül - minden közegben hasonló mennyiségben fordul elő a Compton szórás.

Tömeggyengítési együtthatója arányos:

$$\sigma_m = \frac{\sigma}{\rho} \propto \frac{Z}{A} \text{ értékkel.}$$

Amennyiben egy anyagra (pl. ólomra) ismerjük a lineáris gyengítési együtthatót, akkor σ értékét más anyagra is átszámíthatjuk:

$$\frac{\sigma}{\sigma_{Pb}} = \frac{\rho}{\rho_{Pb}} \cdot \frac{\frac{Z}{A}}{\left(\frac{Z}{A}\right)_{Pb}} = \frac{\rho}{11{,}3} \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{207}{82}.$$



1.29. ábra **A fotoeffektus. Az abszorpció mechanizmusa.**

1.5.2.4. Fotoeffektus

Fotoeffektus esetén a gamma-kvantum teljes energiáját átadja egy atomi elektronnak. ***(1.29. ábra)*** Az ezt követő elektron kibocsátás bármely kötési energiaállapotból létrejöhet, de legnagyobb a K héjról történő kilépés valószínűsége (kisebb az L héjról és sokkal kisebb a többi héjakról). A keletkező fotoelektron mozgási energiája egyenlő lesz a beeső foton energiájával, levonva az elektron kötési energiáját:

$$E_\gamma - E_{köt} = E_{el.kin}$$

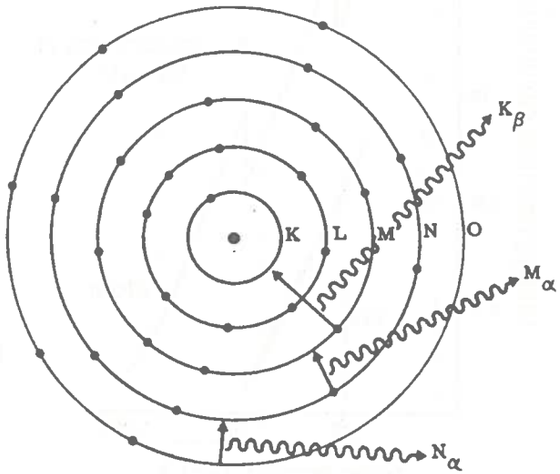
Pl. 100 keV-es foton kölcsönhatásba kerül ólomatomokkal, ahol a K illetve L héj kötési energiája 88 illetve 15 keV.

A kibocsátott elektron energiája:

K héjról 100 - 88 = 12 keV

L héjról 100 - 15 = 85 keV

A fotoelektronok iránya - kisebb Eγ energiáknál nagyjából - merőleges a fotonok haladási irányára, nagyobb Eγ-nál egyre inkább a kiváltó fotonok haladási irányába esnek. A belső elektronhiány karakterisztikus röntgensugárzás keletkezését hozza magával, ***(1.30. ábra)*** amely további belső konverziós elektronokat, Auger elektronokat hozhat létre, stb ... stb.



1.30. ábra **A K héjon fotoeffektus által keletkezett "üresedés" lehetséges következményei**

A lineáris gyengítési együtthatója:

$$\tau \propto \frac{\rho}{E^3\gamma \cdot A} z^4$$

vagy az ólom értékéhez viszonyítva (egy bizonyos energiánál) :

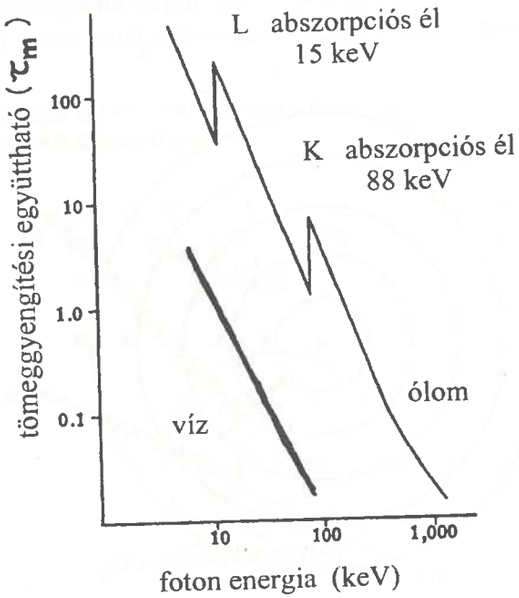
$$\tau = \tau_{Pb} \cdot \frac{\rho}{11{,}3} \cdot \frac{207}{A} \left(\frac{z}{82}\right)^4$$

Tömeggyengítési együtthatója:

$$\tau_m \propto \frac{z^4}{E^3\gamma \cdot A}$$

Abszorpciós élek

A beeső foton energiájának legalább a kötési energia nagyságával kell egyenlőnek lennie, hogy fotoeffektus jöjjön létre. Ez azt jelenti, hogy a kölcsönhatási együttható élesen változik a kötésienergia körüli tartományban. A K héjnak megfelelő él karaktere a leghatározottabb, az L és a többi héjnak megfelelő abszorpciós él (mivel ezeken a héjakon több egymáshoz közelálló, de egymástól eltérő kötési energiájú elektron van) sokkal csipkézettebb. ***(1.31. ábra)***



1.31. ábra **A fotoeffektus tömeggyengítési együtthatójának energiafüggése, víz és ólom esetében**

A K él értékét közelítően a következő kifejezés adja meg.

$$E_k = (Z - 1)^2 \; 13{,}5 \text{ eV}$$

A kifejezésből látszik, hogy ez a hatás alacsony rendszámú elemeknél nem igen játszik szerepet.

1.5.2.5. Párképződés

Azok a fotonok, amelyeknek energiája nagyobb az elektron plusz pozitron nyugalmi tömegével egyenértékű energiánál (1,02 MeV-nél), atommagok közelében elektron - pozitron párt képesek létrehozni. A két részecske összes mozgási energiája:

$$E_{e^-} + E_{e^+} = (E_\gamma - 1{,}02) \text{ MeV}.$$

Foton energia	Az abszorpciók százalékos gyakorisága			A keletkezett ionizáló elektronok eredete és százalékos gyakorisága		
	fotoe. $\frac{\tau(100)}{\mu}$	Compton $\frac{\sigma(100)}{\mu}$	párk. $\frac{\chi(100)}{\mu}$	foto e. $\frac{\tau(100)}{\mu_{tr}}$	Compton $\frac{\sigma_a(100)}{\mu_{tr}}$	párk. $\frac{\chi(100)}{\mu_{tr}}$
10 keV	95	5	0	100	0	0
20	70	30	0	99	1	0
26	50	50	0	96	4	0
30	39	61	0	93	7	0
40	20	80	0	80	20	0
50	11	89	0	61	39	0
57	8	92	0	50	50	0
60	7	93	0	43	57	0
80	4	96	0	20	80	0
100	1	99	0	9	91	0
150	0	100	0	2	98	0
200	0	100	0	1	99	0
400	0	100	0	0	100	0
1 MeV	0	100	0	0	100	0
2	0	99	1	0	99	1
4	0	94	6	0	93	7

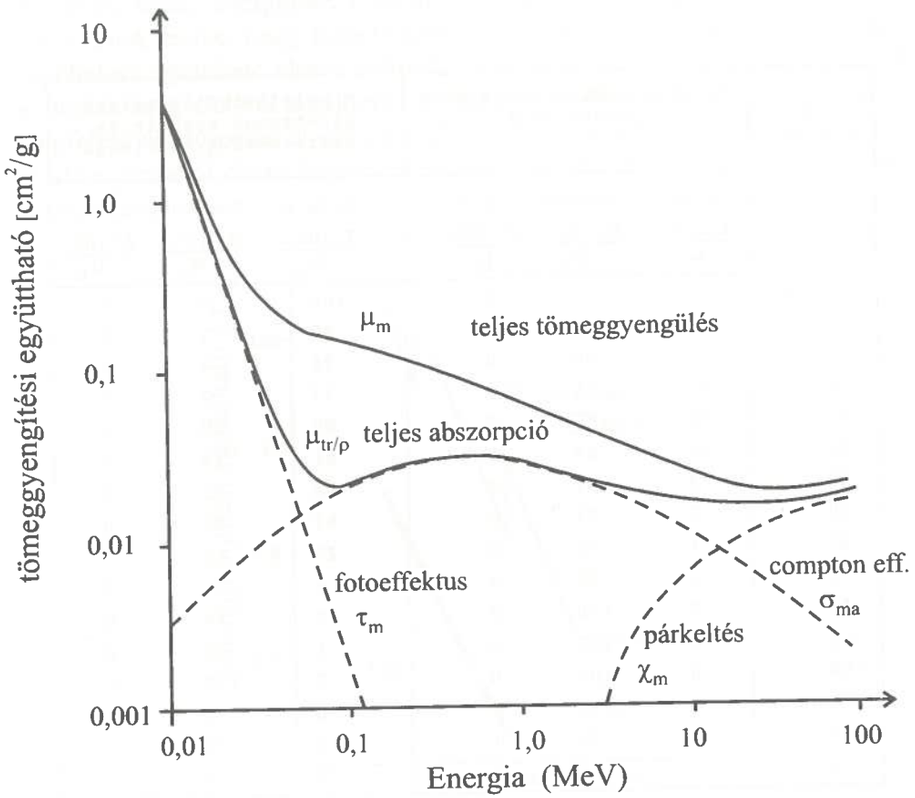
1.9. táblázat **Vízben elnyelődött fotonok, különböző abszorpciótípusainak energiától függő százalékos gyakorisága**

Az elektron és pozitron ionizáción, gerjesztésen és fékezési sugárzáson keresztül adja le energiáját. A pozitron, energia leadása végén - a már ismert módon - megsemmisülési sugárzást hoz létre. A párkeltés lineáris gyengítési együtthatója - a küszöbenergia közelében (1,02 MeV) - arányos az anyag sűrűségével, a rendszám négyzetével és a foton energiájával

$$\chi \propto \rho \cdot Z^2 (E_\gamma - 1{,}02).$$

A tömeggyengítési együttható:

$$\chi_m = \frac{\chi}{\rho} \propto Z^2 (E_\gamma - 1{,}02).$$



1.32. ábra **Fotonok tömeggyengítési együtthatója vízben. A teljes gyengülésnek csak egy része apszorbeálódik ionizációs energiaként**

1.5.2.6. Kölcsönhatási együtthatók

Tekintsünk el a foton rugalmas szóródásától és a nagyenergiájú fotonok magreakciót kiváltó képességétől, akkor ez esetben mondhatjuk, hogy a teljes lineáris gyengítési együttható a fotoeffektus, a Compton-effektus és a párképzés együtthatóiból tevődik össze ***(1.9. táblázat)*** :

$$\mu = \tau + \sigma + \chi = \tau + (\sigma_s + \sigma_a) + \chi .$$

A tömeggyengítési együttható ***(1.32. ábra)*** :

$$\mu_m = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\chi}{\rho} = \tau_m + \sigma_{ms} + \sigma_{ma} + \chi$$

A kölcsönhatások leírásakor nem említettük, de logikusan következik, hogy a Z rendszámú anyagban keletkezett elektronok ionizáció mellett fékezési sugárzást is keltenek, ami azt jelenti, hogy energiájuk egyrésze nem a keletkezésük közvetlen környezetében abszorbeálódik.

Keverék anyagok (vegyületek) gyengítési együtthatója

Előfordul az az eset (biológiai objektumoknál különösen), hogy az abszorbens anyaga nem homogén, különböző (i számú) elemekből tevődik össze. ***(1.10. táblázat)*** Ebben az esetben is meghatározható a tömeggyengítési együttható:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = \sum_i \frac{\mu_i}{\rho_i} w_i = \sum_i \mu m_i w_i$$

ahol ρ a keverék (vagy vegyület) sűrűsége,
ρ_i az i-ik komponens sűrűsége,
w_i a tömeghányad (100-al beszorozva a %-os tömegérték.

Pl. a víz esetén (a hidrogén tömege = 1,00797; oxigén tömege = 15,994)

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{viz} = \frac{2 \cdot 1{,}00797}{18{,}0153}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_H + \frac{15{,}9994}{18{,}0153}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_O = 0{,}1119\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_H + 0{,}888\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_O .$$

A különböző elemekre $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ értéke táblázatokban megtalálható.

Z	Elem jele	H_2O	levegő	csont	izom
1	H	11,19	-	6,4	10,2
6	C	-	-	27,8	12,3
7	N	-	75,5	2,7	3,5
8	O	88,81	23,2	41,0	72,893
11	Na	-	-	-	0,08
12	Mg	-	-	0,2	0,02
15	P	-	-	7,0	0,2
16	S	-	-	0,2	0,5
18	Ar	-	1,3	-	-
19	K	-	-	-	0,3
20	Ca	-	-	14,7	0,007

1.10. táblázat **A víz, a levegő, a csont és az izom alkotóelemeinek súlyszázalékos előfordulása**

Elektromágneses sugárzások dozimetrájánál (energia elnyelés számításánál), a legnagyobb érdeklődés az iránt van, hogy a primer fotoenergiának (hυ), hányad része alakul át a töltött részek (elektronok) mozgási energiájává. Számértékben μ_{tr} az ún. *energia átalakulási együttható* mondja meg ezt a hányadot:

$$\mu_{tr} = \tau\left(\frac{h\nu-\delta}{h\nu}\right) + \sigma_a + \chi\left(\frac{h\nu-2m_ec^2}{h\nu}\right)$$

Magyarázatra szorul a fotoeffektus, valamint a párképzés együtthatója.

A $\frac{\sigma}{h\nu}$ hányados mögött az a tény van, hogy fotoeffektus során a hν foton energia bizonyos hányada az elektron "felszabadítására" fordítódik, vagyis a K és L héjú kötési energiákat fedezi. A kötési energiák átlagát adja a δ tényező. Megjegyzendő, hogy a legtöbb biológiailag fontos anyagnál ez a hányad elhanyagolhatóan kicsi, mivel ezekben az esetekben a K héj átlag kötési energiája extrém alacsony kb. 0,5 keV. A párkeltésnél hozzá kell számolni, hogy az eredetileg töltött részekké és azok mozgási energiájává változott energia hányad csak ($1 - 2\,m_ec^2/h\nu$).

A *tömeg-energia átalakulási együttható:* $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$

Lineáris energiaátadási együttható

A lineáris energiaátadási együtthatót, egy adott anyagra és adott E_γ fotonenergiára definiálták:

$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g),$$

ahol g megadja, hogy az anyagban keletkezett töltött részek energiájának hányad része alakul át fékezési sugárzássá. ***(1.11. táblázat)*** A *g* értékét csak nagy primer fotonenergiáknál és magasabb rendszámú anyagok esetén szükséges figyelembe venni. A biológiában előforduló körülmények esetében hatása elhanyagolható (vagyis nem kell számolni sugárzási veszteséggel).

Elektron energia MeV	Víz	Levegő	Ólom
0,01	1,24E-4	1,46E-4	3,37E-3
0,10	6,93E-4	7,94E-4	1,67E-2
1	4,86E-3	5,49E-3	8,67E-2
10	4,16E-2	4,28E-2	3,36E-1

1.11. táblázat **g értéke -különböző anyagokra- az elektron kezdeti energiájának függvényében**

Tömeg-energiaátadási együttható:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1 - g).$$

Alacsony rendszámú elemeknél - mint amilyenekből a testszövetek épülnek fel, a 100 keV nagyságrendű fotonok esetén - a legfontosabb kölcsönhatás a Compton effektus. *(1.12. táblázat)* A szórt fotonok később egyre alacsonyabb energiájú fotonokká alakulnak és az abszorpció során meghatározóvá válik a fotoeffektus.

Kezdeti foton energiája (MeV)	Víz		Izomszövet		Levegő	
	μ_m (cm^2/g)	$\frac{\mu_{en}}{\rho}$ (cm^2/g)	μ_m (cm^2/g)	$\frac{\mu_{en}}{\rho}$ (cm^2/g)	μ_m (cm^2/g)	$\frac{\mu_{en}}{\rho}$ (cm^2/g)
0,01	4,99	4,79	5,09	4,87	4,72	4,57
0,015	1,48	1,28	1,53	1,32	1,40	1,25
0,02	0,711	0,512	0,730	0,533	0,653	0,501
0,03	0,337	0,149	0,342	0,154	0,293	0,139
0,04	0,248	0,0677	0,249	0,0701	0,214	0,0616
0,05	0,214	0,0418	0,214	0,04311	0,186	0,0374
0,06	0,197	0,0320	0,196	0,0328	0,172	0,0283
0,08	0,179	0,0262	0,178	0,0264	0,158	0,0231
0,1	0,168	0,0256	0,167	0,0256	0,148	0,0227
0,15	0,149	0,0277	0,147	0,0275	0,133	0,0247
0,2	0,136	0,0297	0,135	0,0294	0,122	0,0265
0,3	0,118	0,0319	0,117	0,0317	0,106	0,0287
0,4	0,106	0,0328	0,105	0,0325	0;095	0,0294
0,5	0,0966	0,0330	0,0958	0,0328	0,0868	0,0298
0,6	0,0894	0,0329	0,0886	0,0325	0,0803	0,0295
0,8	0,0785	0,0321	0,0778	0,0318	0,0705	0,0287
1,0	0,0706	0,0311	0,0699	0,0308	0,0636	0,0278
1,5	0,0575	0,0284	0,0570	0,0282	0,0516	0,0254
2,0	0,0493	0,0263	0,0489	0,0259	0,0442	0,0234
3,0	0,0396	0,0233	0,0392	0,0227	0,0357	0,0205

1.12. táblázat **Tömeggyengítési- és tömeg-energiaátadási együtthatók (cm^2g^{-1}) vízre, izomszövetre és levegőre**

Magasabb rendszámnál, mint pl. az ólom, kb. 500 keV-ig a fotoeffektus a legfontosabb kölcsönhatás. Ezért kiváló az ólom - ebben az energia tartományban - védelemre.
A sugárzás és az anyag kölcsönhatásának részletes ismerete, nemcsak dozimetriai vagy védelmi szempontból fontos, hanem a sugárzást mérő detektoraink felépítésénél, optimális alkalmazásánál is, hiszen az ott elnyelt energia mint elektromos jel jelenik meg számunkra.

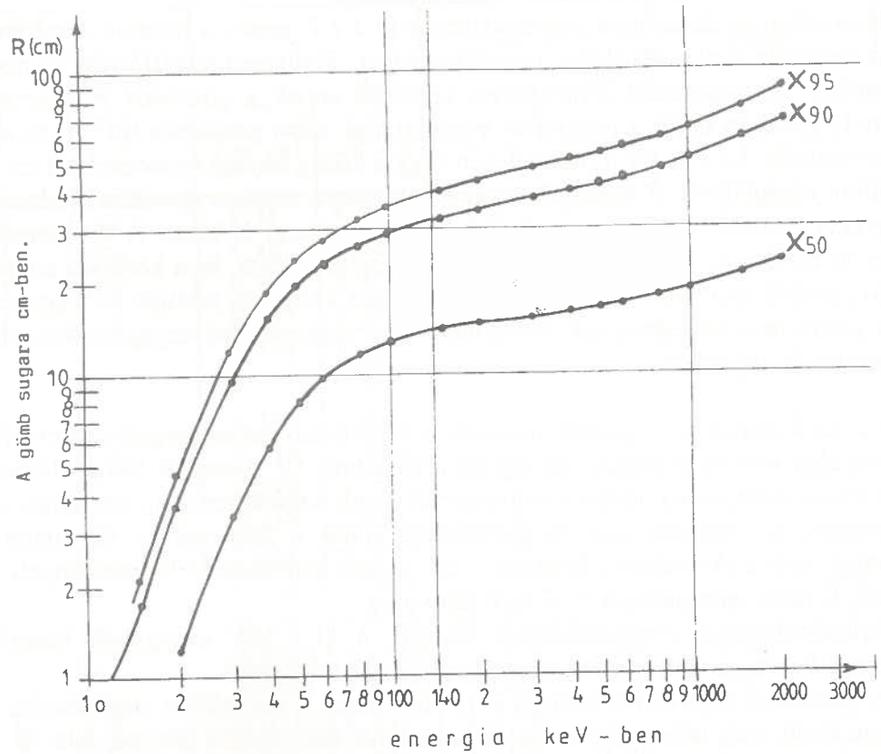
1.5.2.7. A fotonok százalékos sugártávolsága

Hasonlóan az elektronok elnyelődéséhez (*1.5.1.2. pont*), a fotonok esetében is definiálhatunk *százalékos sugártávolságot.* Pontszerű sugárforrást és homogén anyageloszlást feltételezve, keressük annak a gömbnek a sugarát, mely gömbön belül a pontforrás energiájának adott százaléka (pl. 90 %-a) elnyelődik. Ez a sugár természetesen függ a közeg anyagi összetételétől és a foton energiájától. A százalékos sugár-távolságot részben speciális módszerekkel számítani, részben modellkísérletekkel mérni is lehet. A problémát jelen esetben az jelenti, hogy más értéket kapunk akkor, ha a kérdéses sugarú gömböt végtelen kiterjedésű azonos anyagi közegben jelöljük ki, vagy ez a gömb más közegben (pl. levegőben szövetegyenértékű anyagból készült gömb) foglal helyet.

Az ***1.33. ábrán*** levő görbék mutatják a különböző fotonenergiához tartozó végtelen szövetekvivalens anyagban levő gömb 50 %-os, 90 %-os, illetve 95%-os energiaelnyelődést eredményező gömb sugarát cm-ben. Az ábrán is látható, de számításokkal meghatározták annak a fotonnak az energiáját, amely szövetekvivalens közegben 1 cm sugarú gömbben 95 %-ban elnyelődik. E foton energiájának 11,7 keV felel meg.
Belsődozimetriai meggondolások alapján, a 11,7 keV energiánál kisebb energiájú fotonokat helyileg abszorbeálódónak tekintenek.
A pontszerű sugárforrás energia elnyelődésének, a százalékos sugártávolságon kívül, más jellemzője is van. Ennek neve abszorpciós hányad, jele: Φ , (nem tévesztendő össze a fluxussal). Jelentése nem más, mint egy pontszerű sugárforrás körüli gömb, amelyen belül Φ energiahányad nyelődik el a forrás energiájából.

Pl. az ***1.33. ábrán*** a 100 keV-fotonokat alapulvéve, $\Phi = 0{,}5$ tartozik a R = 13 cm sugarú gömbhöz, $\Phi = 0{,}90$ tartozik az R = 30 cm sugarú gömbhöz, $\Phi = 0{,}95$ tartozik az R = 36 cm sugarú gömbalakzathoz.

Ezekben az esetekben pl. mondhatjuk, hogy a pontszerű sugárforrás - mely 100 keV energiájú fotonokat bocsátott ki - R = 13 cm-es sugarú gömbben elnyelt energiájának és a kibocsátott energiának a hányadosa 0,5. Éppen ezért az abszopciós hányad nem más, mint egy adott geometriai elrendezésű sugárforrás és abszorpciós alakzat esetén (jelen esetben pontszerű forrás és gömb alakzat), a fotonok energiájától és az elnyelő közeg összetételétől és viszonyaitól függő relatív szám.



1.33. ábra **A foton 50%, 90% és 95%-os sugártávolsága, egységnyi sűrűségű végtelen kiterjedésű szövetekvivalens közegben**

Az abszorpciós hányad sokkal általánosabb elnevezés, mint a százalékos sugártávolság (amely csak a gömbre definiált), így használható korpuszkuláris sugárzás esetén és homogén izotóp eloszlás esetében. Az abszorpciós hányad kiterjesztését, alkalmazását, a későbbiekben részletesen tárgyaljuk.

1.5.3. A fékező képesség általános fogalma

Az *1.5.1.2 pontban* megismert fékező képesség (s) és relatív fékezőképesség (ρ_m) az *elektronok* (töltött részecskék) egységnyi felületi sűrűségnél fellépő ionizációs energiaveszteségét illetve ennek a normál állapotú levegőre vonatkoztatott relatív fékezőképességét fejezi ki.

Az energiaveszteség természetesen nem csak ionizáción, hanem az elektronok fékezési sugárzásán keresztül is létrejön, ezért azoknál a részecske energiáknál, ahol ez számottevő (kb. 3 MeV-től, a fékezőképességbe ezt az effektust is bele kell érteni.

Az *1.5.1 pontban* tárgyalt lineáris energia-átadás (*L*) érték valójában nem más, mint a lineáris (ütközési) fékezőképesség, *S*. Ezen az értéken azt az energiát kell érteni, amelyet egy töltött részecske egységnyi úthossz megtételekor elveszít. Általánosan mondható, hogy *S* nagyobb vagy egyenlő a *LET*-el, (mivel pl. a LET-értékben nem szerepelnek a nyomvonalat elhagyó részecskék).

Fotonok elnyelődése esetén a fékezési erő csak abban az arányban lép fel, amilyen hányadban - az adott anyagban - a fotonenergia átalakul elektron energiává. Ez viszont gyakorlatilag megfelel a tömeg-energia-átadási együttható értékével, $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ - val.

1.6. Fizikai dózisfogalmak

A röntgensugárzást - felfedezése után már igen rövid idővel - a gyógyászatban sikeresen alkalmazták. Első időkben az "átvilágítás"-i technika terjedt el. Pár év elteltével a sugárzás biológiai hatását is észlelték már, különösen a sugárzást alkalmazó orvosokon (hisz ők nap-nap után ki voltak téve a röntgensugárzás hatásának). 1906-ban már ismerték a Bergonie-Tribondeau sugárérzékenységi szabályt, (lásd: később) és rövidesen terápiásan is alkalmazták a sugárzást daganatos betegek gyógyításánál.

Még nem fogalmazódtak meg a kvantitatív összefüggések a röntgen-gép paraméterei és a fizikai illetve biológiai hatások között, pusztán relatív, pl. időarányos besugárzásokkal tudták a "sugáradag" mennyiségét befolyásolni. Az egészségügyben ilyen formán felhasznált adagolást, a gyógyszer adagolás analógiájára dozirozásnak, az egyszer kapott "sugáradagot" dózisnak nevezték és ez az általános elnevezés a későbbi időkre is megmaradt.

Ma már tudjuk, hogy a besugárzás következtében a testszöveteket alkotó anyag (atomok és molekulák) és a sugárzások között fizikai kölcsönhatások jönnek létre, amelyeket azután kémiai, biokémiai elváltozások, végső során az élő szervezet biológiai elváltozásai (károsodásai) követnek.

Az ionizáló részecskék és az anyag atomjai közötti kölcsönhatás eredménye nem más, mint energia közlés (elnyelés), ezért a dózist - mint fizikai fogalmat - e jelenséghez és az elnyelő közegben levő atomok számával arányos tömegnek értékeihez kötjük.
A tapasztalat azt mutatja, hogy azonos fizikai feltételek, de különböző típusú, vagy különböző energiájú sugárzások esetén, eltérő biológiai hatások jöhetnek létre. Ezekért, a mikroszkópikus szinten lezajló energia átadás véletlenszerű természete a felelős. Az ionizáló részecskék -az anyagban való tovahaladásuk során- energiaközlésüket különállóan elhelyezkedő mikroterekben hozzák létre. Előfordul, hogy a besugárzásnak kitett területen egyes mikrotereknek a sugárzás egyáltalán nem ad át energiát, így ezek a területek, ennek megfelelően, "nem érzékelik", hogy sugárzásnak voltak kitéve, így csak az energiát elnyelt ezen keresztül megváltozott strukturák másodlagos hatását szenvedik el.
Az energiaelnyelés (ionizáció) diszkrét jellege szükségessé teszi, hogy bizonyos fogalmakat statisztikai módszerekkel jellemezzünk. A sugárzási jellemzők statisztikus szórása jelentős lehet, ezért van olyan helyzet, amikor a mikrotereket ért sugárzás hatását a jellemzők tényleges értéke alapján szükséges meghatározni (a mikrodozimetria probléma köre).

A sugárzás által az elemi térben levő anyagnak egyetlen i kölcsönhatás során sztohasztikusan (véletlenszerűen) átadott energia, vagyis az ε_i, a következő kifejezéssel írható le:

$$\varepsilon_i = \Sigma E_{be} - \Sigma E_{ki} + \Sigma Q ,$$

ahol ΣE_{be} a térfogatelembe belépő, közvetlenül (töltött részecskék) vagy indirekt módon ionizáló részecskék (pl. fotonok) energiájának összege,
ΣE_{ki} a térfogatelemeket elhagyó részecskék energiájának összege, (pl. fékezési sugárzás, párképzésnél a töltött részek, stb.),
ΣQ a térfogatelemben előforduló, a magátalakulásokban résztvevő atommagok és elemi részecskék nyugalmi tömegében (magreakciók vagy nukleon kölcsönhatás miatt) bekövetkezett pozitív és negatív) változásokhoz rendelhető energia.

Az ε_i SI egysége a joule (J),(esetünkben elektronvoltban (eV) is megadható).
Összegezve közölt energiának, ε_i-nek, az anyag egy mikro térfogatelemében (dV) leadott összes ionizációs energiát nevezzük. ε_i sztohasztikus mennyiség.

Az átlagos közölt energia $\bar{\varepsilon}$ - a közölt energia középértéke, vagyis az ionizáló sugárzás által a dV mikroterekben levő dm anyagnak átadott (közölt) energiák középértéke, nem sztohasztikus érték.

1.6.1. Az elnyelt dózis

Az elnyelt dózis a mikrotérben elnyelt átlagos közölt (átadott) energia értékének és a térben levő tömegnek a hányadosa:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

Más szavakkal, bármely ionizáló sugárzásra nézve az elnyelt sugárdózis (jele D): a besugárzott anyag térfogatelemével átlagosan közölt (elnyelt) energiának és a térfogatelemben levő tömegnek a hányadosa (a sugárzás útján terjedő energiának az adott közegben elnyelt mennyisége).
SI mértékegysége a J/kg, melynek neve *gray (Gy)*, 1 Gy = 1 J/kg. Tradicionális egysége: a *rad*; 1 rad = 10^{-2} Gy = 10 mGy. Megjegyzendő, hogy az elnyelt dózis additív tulajdonságú.
Két egymást követő dóziselnyelődés eredője:

$$D_{1+2} = D_1 + D_2$$

Az elnyelt dózisteljesítmény, az időegységre jutó elnyelt dózis:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

SI mértékegysége: $J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1} = Gy \cdot s^{-1}$
Tradicionális mértékegysége: rad/sec.

A gyakorlatban használt dózisteljesítmény értékek: a mGy/sec, μGy/sec, mGy/min, μGy/min, mGy/h, μGy/h, stb.
Az elnyelt dózisteljesítmény dózis per idő dimenziójú, ezért azt hinnénk, hogy az ilyen egységben megadott értékek mind valóban dózisteljesítményt fednek.
Gyakorlatilag dózisteljesítménynek lehet felfogni a dózis per idő értéket akkor, ha az idő kisebb vagy egyenlő egy nappal. A dózis per hét, dózis per év, dózis per 50 év mértékegységű adatok nem teljesítmény jellegűek. Ez esetben azt kívánjuk bemutatni, hogy egy adott, de hosszabb idő intervallum alatt (pl. egy év, vagy akár egy élet alatt) mekkora a kérdéses dózis összértéke.

1.6.2. Közölt dózis

Közvetett úton ionizáló részecskékre (pl. neutron, gamma-sugárzás) definiálható a kerma (kinetic energy relased in matter), amely fogalmilag közölt dózist jelent.

A kerma (K) a közvetve ionizáló sugárzás által a besugárzott anyag térfogatelemében felszabadított összes töltött részecske kezdeti mozgási energiájának (dE_{en}) és a térfogatelem tömegének (dm) a hányadosa:

$$K = \frac{dE_{en}}{dm}$$

SI mértékegysége: $J \cdot kg^{-1}$, neve: gray [Gy].

Erre a fogalomra azért van szükség, mert előfordulhat, hogy a közvetve ionizáló sugárzás ugyan helyben (részben vagy egészben) elnyelődik, de az ekkor elsődlegesen kiváltott elektronok ionizációs úthossz - a tér méreteihez képest - viszonylagosan hosszúnak adódik. Ilyenkor a primer energia-átadás helye nem egyezik meg az anyag atomja részére történő energia szétosztás helyével.
Amennyiben a kilépő és a belépő töltött részecskék energiája megegyezik, akkor beszélünk szekunder részecske egyensúlyról. Ez esetben az, elnyelt- és a közölt dózis számértéke megegyezik egymással. A gyakorlati alkalmazások túlnyomó többségében, így a nukleáris medicinában, az elnyelt- és közölt dózis értéke egymással egyenlő.
Közöltdózis-teljesítmény, az időegységre jutó közöltdózis:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}.$$

SI mértékegysége a $Gy\ s^{-1}$.

1.6.3. A besugárzási dózis

Kezdetben a besugárzási dózis használata terjedt el, amely érthető, hisz a dozimetriai problémák nagyrésze a röntgen- és gamma-sugárzások alkalmazásával függött össze.
A besugárzási dózis fogalma a levegőionizáción alapszik, s csak röntgen- illetve gamma-sugárzásra értelmezzük.

A hazai gyakorlatban ma is számos olyan mérőműszer található, amelyeket besugárzási dózisegységben (besugárzási dózisteljesítmény-egységben) kalibráltak, ezért szükséges e dózismennyiség ismerete, egyéb dózisokhoz való kapcsolatának értelmezése.

A besugárzási dózis (X): röntgen és gamma-sugárzás által keltet azonos előjelű ionok töltésének az összege osztva a térfogatelem tömegével, ha a

fotonok által az adott levegő-térfogatelemben felszabadított valamennyi elektron a levegőben fékeződik le.

Mértékegysége töltés per tömeg dimenziójú, *SI* egysége: Coulomb/kilogram (C/kg).

Tradicionális egysége: röntgen $1\ R = 2{,}58\ 10^{-4}\ C/kg$

$1\ X\ (Ckg^{-1}) = 3876\ R.$

Fotonsugárzás hatására ionizálódnak a levegő semleges atomjai és amint azt láttuk az *1.5.2 pontban*, szekunder elektronok keletkeznek. Ezek az elektronok további ionizáció, gerjesztés vagy fékezési sugárzás keltése során vesztik el mozgási energiájukat. A fotonsugárzás hatására - adott térfogatban, kialakul a szekunder elektronok részecske egyensúlya (homogén állapot), és erre az esetre definiáljuk a besugárzási dózist.
A levegőben, mint anyagi közegben, létrehozott ionizáció ugyan olyan energia elnyelődésen alapszik , mint amilyet az elnyelt dózisnál tárgyaltunk, ezért sokszor célszerűbb a besugárzási dózis jellemzésére vagy helyettesítésére az ún. röntgen- vagy gamma-sugárzás levegőben elnyelt dózisáról beszélni. A levegő normál körülmények között tökéletes szigetelő gáz, ionizáció hatására vezetővé válik és szekunder elektron egyensúly esetén vezető képességét elektronikus eszközökkel mérni lehet.
Az egységnyi tömegű levegőben realizálódott töltött részecskék összenergiája, adott fotonenergiánál nem más, mint a térbe érkező összes fotonenergia értéke: Ψ , szorozva a fotonenergiához és a levegőhöz tartozó tömeg energiaátadási együttható értékével: $\Psi \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}$. Ez valóban dózis jellegű mennyiség.
Pl. az *1.5.2.1. pontban* vázolt példánál a sugárnyaláb intenzitását (100 keV-es fotonok esetén) 7500 $keV/cm^2/sec$ értékűnek találtuk. Tételezzük fel, hogy ez a fotonsugár levegőben nyelődik el és a sugárzás 10 sec-ig tart.
Az összes energia (energiafolyam: ψ) 7500 x 10 keV/cm^2 értékű. A vizsgált térrészben - szekunder elektron egyensúly és egységnyi levegőtömeg esetén - keletkezett részek összenergiája:

$$75 \cdot 10^3\ keV/cm^2 \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev(100keV)} = 75 \cdot 10^3\ keV/cm^2 \cdot 0{,}0227\ cm^2/g,$$

azaz:

$$\Psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev} = 1702{,}5\ keV/1\ g = 1702500\ eV/g\ .$$

Amennyiben ismerjük értékét annak, hogy átlagban mekkora energia (W_{lev}) szükséges egy ionpár (ionizáció) létrehozásához (levegőben ez kereken 34 eV, és osztjuk vele a fenti energia értéket, megkapjuk az 1 g levegőben keletkezett ionpárok számát:

$$\frac{\Psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}}{W_{lev}} = 50074 \text{ "darab"/1 g.}$$

Az ionpárok számát szorozva az egységnyi töltés "e" nagyságával, megkapjuk az 1 g levegőben keletkezett, pl. negatív töltések összegét:

$$\Psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev} \cdot \frac{e}{W_{lev}} = 50074 \cdot 1{,}6 \cdot 10^{-19}\ C/g \cong 8 \cdot 10^{-12}\ C \cdot kg^{-1}$$

A vázolt példánkban hozzávetőlegesen $8 \cdot 10^{-15}$ Coulomb töltés keletkezett ionizáció által 1 g normál állapotú levegőben (ez megfelel $8 \cdot 10^{-12}$X-nek).

1.6.3.1. A besugárzási dózis és az elnyelt dózis közötti kapcsolat

A példánkban, ami közelítő jellegű volt, csupán arra tudtunk választ kapni, hogy a $\Psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}$ ionizációs energia per tömeg mennyiség (ez valójában elnyelt dózis és konvertálható Gy-ben, hogyan számolható át - a szekunder elektron egyensúly feltételnek eleget téve - besugárzási dózissá.

$$D_{lev} = \Psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev} \quad \text{és} \quad D_{lev} \cdot \frac{e}{W_{lev}} = X_{lev} \text{ összefüggésekből,}$$

$$D_{lev} = \frac{W_{lev}}{e} \cdot X_{lev} = \text{konst} \cdot X_{lev}\ .$$

Összefüggéseinket felhasználhatjuk levegőben elnyelt dózis és besugárzási dózis értékeinek átszámítására:

$$D_{lev}(Gy) \simeq 33{,}68 \cdot X(C \cdot kg^{-1}) = 8{,}69 \cdot 10^{-3}\ X\ (R)$$
$$D_{lev}(rad) \simeq 0{,}87\ X\ (R) \quad \text{és}$$
$$X\ (R) \simeq 1{,}15\ D_{lev}(rad)\ .$$

Ezek az összefüggések arra mutatnak, hogy sugárvédelmi jellegű általános tájékoztató mérések esetén, számértékileg a röntgen és a rad egységekben (vagy ezeknek megfelelő dózisteljesítményekben) mutató készülékeket azonos értékűnek tekinthetjük. Az így fellépő hiba, a mérendő diffúz sugárzási tér és a gyakran csak monitorozásra használható mérőkészülékek teljesítőképességének korlátain belül marad.

1.6.3.2. A Bragg-Gray elv

A gyakorlati dozimetriában használatos, ún. Bragg-Gray elv lényegében összefüggést szolgáltat valamely gázhalmazállapotú anyagban a fotonsugárzások hatására keletkező ionpárok száma és az azt körülvevő anyagban fellépő elnyelt dózis között. Ez a helyzet fordul elő, amikor pl. egy levegővel töltött ionizációs kamrával vízben vagy testszövetben akarjuk mérni a detektor környezetében elnyelt dózist.

Abban az esetben, ha szekunder keletkezett elektronok egyensúly helyzete fennáll a környező anyag és a levegőkamra tekintetében, az anyagban elnyelt dózis úgy aránylik a levegőben elnyelt dózishoz, mint az anyag fékezőképessége a levegő fékezőképességéhez, vagyis az anyagban elnyelt dózis arányos a levegőben elnyelt dózissal és az arányossági tényező egyenlő a relatív fékezőképességgel,

$$\frac{D_{anyag}}{D_{levegő}} = \frac{S_{anyag}}{S_{levegő}} = \rho_{m(anyag)}\ .$$

Fotonok esetében írható:

$$D_{anyag} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{anyag}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}} \cdot D_{lev} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{anyag}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}} \frac{W_{lev}}{e} [X] = f \cdot x,$$

$$D_{anyag(rad)} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{anyag}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}} \cdot 0{,}87 \cdot x(R), \text{ illetve}$$

$$D_{anyag(Gy)} = 33{,}68 \cdot \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{anyag}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}} \cdot x \qquad [C \cdot kg^{-1}].$$

Az "f" faktor értékeit 10 keV és 2 MeV közötti fotontartományban vízre, csontra és izomra az *1.13. táblázat* adja. A táblázatból jól látható, hogy lágy testszövet esetén 100 keV-nél nagyobb fotoenergiáknál, gyakorlatilag nem változik a konverziós tényező értéke.

Erre a tartományra érvényes a következő közelítés:

$$D_{szövet} \simeq 1{,}1\ D_{levegő},$$
$$D_{levegő} \simeq 0{,}9\ D_{szövet}.$$

Foton energia keV	Víz		Csont		Izomzat	
	Gy / C·kg⁻¹	rad / R	Gy / C·kg⁻¹	rad / R	Gy / C·kg⁻¹	rad / R
10	35,0	0,904	140	3,70	34,0	0,877
15	34,6	0,893	151	3,91	33,7	0,869
20	34,3	0,885	158	4,18	33,5	0,862
30	34,0	0,887	162	4,18	33,4	0,860
40	34,2	0,881	153	3,94	33,6	0,865
50	34,7	0,894	134	3,46	34,3	0,885
60	35,3	0,910	111	2,87	34,8	0,898
80	36,3	0,937	75,2	1,94	35,9	0,926
100	36,9	0,951	56,1	1,45	36,5	0,940
150	37,3	0,962	41,2	1,05	36,9	0,952
200	37,4	0,965	37,9	0,977	37,0	0,954
300	37,5	0,966	36,4	0,937	37,0	0,955
400	37,5	0,966	36,1	0,930	37,0	0,955
600	37,5	0,966	35,9	0,925	37,0	0,955
1000	37,5	0,966	35,8	0,924	37,0	0,955
2000	37,5	0,966	35,6	0,924	37,0	0,955

1.13. táblázat **Az elnyelt dózis és a besugárzási dózis viszonyát megadó "f" faktor értékei, elektron egyensúly esetén, vízre, csontra és izomzatra**

Ez méréstechnikai szempontból azt jelenti, hogy a levegőben mért dózis és a szöveti dózis 10 %-hibán belül megegyezik, vagy ha besugárzási dózisban mérjük a levegődózist, akkor a röntgenben (R) mért érték, a levegődózis és a szöveti dózis értékkel - az adott hibán belül, megegyezik.
Végezetül említést kell tenni arról, hogy a besugárzási dózis - mint elnevezés hibás, (nem dózissal sugarazunk be), korlátai miatt a használatát a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság nem ajánlja.

1.6.3.3. Besugárzási dózisteljesítmény

A besugárzási dózisteljesítmény, az időegységre jutó besugárzási dózis értéke,

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

SI mértékegysége: a $C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1} = A \cdot kg^{-1}$
Tradicionális egysége: $1\ R\ min^{-1} = 16{,}67\ mR \cdot s^{-1}$ vagy
$1\ mR\ h^{-1} = 0{,}2778\ \mu R \cdot s^{-1}$

A tradicionális egységeket, a még forgalomban levő "régi" teljesítménymérő készülékek miatt említjük. Az egyes értékek átszámítása - az előírt feltételek mellett - az előzőek alapján megtehető.

1.6.4. Dózisszámítás pontszerű, levegőben levő sugárforrásra

A pontszerű sugárforrások, sugárvédelmi jellegű számításoknál, különös jelentőséggel bírnak. Homogén környezetben összetettebb problémákat is jól lehet közelíteni akkor, ha a sugárforrást pontszerűnek tételezzük fel. A sugárforrás pontszerűnek tekinthető

- geometriai szempontból legalább akkora távolságból, amely a forrás lineáris méreteit lényegesen (legalább két nagyságrenddel) meghaladja,
- önabszorpció szempontjából, ha a sugárforrás és a burkolat lineáris méretei a keletkezett primer sugárzásnak az adott közegre érvényes szabad úthossznál lényegesen (legalább két nagyságrenddel) kisebbek.

Egy *A* aktivitású pontszerű sugárforrástól *r* távolságra az *E* energiájú fotonok fluxusa, illetve a sugárzás intenzitása:

$$\Phi = \frac{n \cdot A}{4\pi \cdot r^2}, \text{ illetve } I = \Phi E = \frac{n \cdot A \cdot E}{4\pi \cdot r^2},$$

ahol *n* a magátalakulásonként keletkezett fotonszámot jelenti.

Levegőben, az időegység alatt elnyelt energia:

$$\dot{D}_{lev} = \frac{n \cdot A}{4\pi \cdot r^2} \cdot E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev} = K_\gamma \frac{A}{r^2},$$

ahol $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}$ az *E* energiához tartozó tömeg-energia átadási együttható (levegőre vonatkoztatva) és

$$K_\gamma = \frac{n}{4\pi} \cdot E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{lev}.$$

A dózisteljesítmény arányos az aktivitással, fordítva arányos a távolság négyzetével, az arányossági tényező neve *dózisállandó*, levegőre vonatkozik és függ a bomlásonként keletkezett fotonok számától és azok energiájától, valamint az átszámítási tényezőtől.
Jele: Kγ, gyakorlati egysége: $\mu Gy \cdot m^2 \cdot GBq^{-1} \cdot h^{-1}$.

Azokban az esetekben, mikor többféle fotonenergia fordul elő (E_i), akkor az intenzítás:

$$I = \frac{A}{4\pi r^2}(n_1E_1 + n_2E_2 + \ldots) = \frac{A}{4\pi r^2}\sum_i n_iE_i$$

ahol n_i az E_i energiához tartozó magátalakulásonként keletkezett fotonok száma.

A dózisteljesítmény levegőben:

$$\dot{D}_{lev} = \frac{A}{4\pi \cdot r^2}\left[n_1E_1\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_1 + n_2E_2\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_2 + \ldots\right] = \frac{A}{4\pi \cdot r^2}\sum_i n_iE_i\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_i,$$

vagy $\dot{D}_{lev} = K_\gamma \frac{A}{r^2}$ ahol $K_\gamma = \frac{1}{4\pi} \cdot \sum_i n_iE_i\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_i$

K_γ értékei megtalálhatók az ***1.14. táblázatban.***

Nuklid	Dózisállandó	Nuklid	Dózisállandó
^{11}C	139	^{99}Mo	32,4
^{13}N	139,1	^{99m}Tc	14,1
^{15}O	139,2	^{110m}Ag	296,2
^{18}F	134,8	^{111}In	76,9
^{22}Na	280,6	^{113m}In	34,4
^{24}Na	436,4	^{115m}In	20,5
^{28}Mg	179,5	^{113}Sn	35,0
^{40}K	18,3	^{132}Te	41,5
^{42}K	31,9	^{123}I	37,5
^{47}Ca	142,3	^{125}I	0,945
^{51}Cr	4,2	^{126}I	51,8
^{54}Mn	109,6	^{131}I	50,2
^{59}Fe	146,3	^{132}I	278,5
^{57}Co	21,6	^{133}Xe	35,4
^{58}Co	127,2	^{134}Cs	204,9
^{60}Co	305,4	^{137}Cs	75,9
^{64}Cu	25,2	^{133}Ba	447,4
^{65}Zn	72,9	^{169}Yb	24,6
^{67}Ga	18,0	^{192}Ir	99,,8
^{74}As	107,4	^{199}Au	8,96
^{76}As	50,5	^{197}Hg	1,59
^{75}Se	47,3	^{203}Hg	29,7
^{82}Br	281,3	^{201}Tl	2,43
^{85}Kr	0,308	^{210}Pb	42,6
^{86}Rb	11,9	^{207}Bi	118,7
^{85}Sr	132,1	$^{226}Ra(Rn)$	193,0

1.14. táblázat **Néhány radionuklid dózisállandója ($\mu Gy \cdot m^2 \cdot Gbq^{-1} \cdot h^{-1}$)**

Fontos megjegyezni, hogy ezek a számítások elvileg csak akkor érvényesek, ha a forrás és az attól r távolságra elhelyezett "levegőcsomag" között légüres tér van. Tekintettel azonban a levegő kis sűrűségére, azaz kis gyengítő és szóró hatására, a képletek - nagyon kis energiákat kivéve -, néhányszor tíz méter távolságig levegővel töltött térre is alkalmazhatók.
Ez az egyszerű dózisintenzitás számítási módszer fontos és alapvető védelmi lehetőséget biztosít a sugárvédelmi gyakorlatban.

Sugárzás	Nyugalmi tömege elektron tömegben	Elektromos töltés (elemitöltés)	Jellemző energia tartomány keV-ben	Hatótávolság lágy szövetben
α	7400	+2	2000-8000	mikrométer
β^-	1	-1	< 2000	mm
β^+	1	+1	< 2000	mm
belsőkonverziós elektron	1	-1	< 2000	mm
Auger elektron	1	-1	< 50	mm
röntgen sugárzás	0	0	< 80	mm-től dm-ig
gammasugárzás	0	0	< 2000	cm-től m-ig
megsemmisülési sugárzás	0	0	511	dm

1.15. táblázat **Radioaktív bomlás során keletkezett sugárzások áthatolóképessége**

1.6.5. Az áthatoló (penetrating) és nemáthatoló (nonpenetrating) sugárzás fogalma

Radioaktív anyagok bomlása során, az egyes sugárzás típusoknak körülbelüli hatótávolságát szövetanyagban, jól be lehet határolni. ***(1.15. táblázat)***
Definíció szerint nemáthatoló sugárzásnak (helyileg elnyelődő sugárzásnak) nevezzük azt a sugárzást, amelynek energiájához tartozó 95 %-os sugártávolság $X_{95} \leq 1$ cm-el.
Igy ide kell sorolni az α, β^-, β^+ sugárzást, a belső konverziós elektronokat, az Auger elektronokat, fotonok esetén a 11,7 keV (~12 keV)-nél kisebb energiájúakat, a K héjú karakterisztikus röntgensugárzásokat Z = 35-ig.
Áthatoló sugárzásnak tekintjük a 12 keV-nél nagyobb energiájú gammasugarakat, a megsemmisülési sugárzást, a $Z \geq 85$ rendszámú elemek esetén keletkezett M- és L-karakterisztikus röntgensugárzást.

1.6.6. Egyensúlyi elnyelt dózis-teljesítmény fogalma

A fogalom meghatározására tételezzünk fel egy olyan helyzetet, amikor valamilyen radionuklid egyenletesen oszlik el egy végtelen homogén egységnyi sűrűségű (ρ = 1 g/cm^3) abszorbeáló közegben. (A méreteket mindig a sugárzás - típus áthatoló képességéhez kell elképzelni). Ez esetben az egységnyi tömegként kibocsátott energia egyensúlyban van az egységnyi tömegben elnyelt energiával. Az egyensúlyi állapot alapján meghatározhatunk, egy ún. egyensúlyi (equilibrium) elnyelt dózis-teljesítményt:

$$\dot{D}_{eq} = \frac{A}{dm}\sum_j\sum_i \Delta_{j,i} = c\sum_j\sum_i \Delta_{j,i} \qquad [\mathrm{Gy \cdot s^{-1}}]$$

ahol: *A* a dV térfogatban levő aktivitás Bq-ben,
C a fajlagos aktivitás Bq/kg-ban,
dm a dV térfogatelem tömege kg-ban (dm = ρ dV),
Δ az egyensúlyi elnyelt-dóziskonstans, melyet a sugárzás fajtái (j) és energiái (i) szerint kell figyelembe venni, J-ban.

Az egyensúlyi elnyelt dózis-teljesítmény fogalmat belsődozimetriai számításoknál szokták alkalmazni. A pontosabb megértéshez először nézzük meg, hogy hogyan származtatjuk Δ értékét.
Az atomfizikában az energiát eV-ban szokás mérni, amelynek egyenértéke: 1 eV = $1{,}6 \cdot 10^{-19}$ joule. Amennyiben egy bizonyos $\bar{E}$ (eV) átlagenergiájú sugárzást bocsát ki a forrás, bomlásonkénti n gyakorisággal, akkor egy bomlás során:
$\Delta = n\bar{E}\ 1{,}6 \cdot 10^{-19}$ J energia válik szabaddá, (illetve ennyi nyelődött el).
Abban az esetben, ha kétféle energiájú, de ugyan olyan fajtájú részecskét bocsát ki egy bomlás során, akkor a szabaddá vált energia bomlásonként

$$\Delta_1 + \Delta_2 = (n_1 \cdot \bar{E}_1 + n_2 \cdot \bar{E}_2) \cdot 1{,}6 \cdot 10^{-19}\ \mathrm{J}\,.$$

Általánosítva: különböző gyakoriságú és különböző energiájú (de azonos fajtájú) sugárzásoknál:

$$n_1\bar{E}_1 + n_2\bar{E}_2 + \ldots\ n_i\bar{E}_i = \sum_i n_i\bar{E}_i = \sum_i \Delta_i \quad \text{energia vált szabaddá.}$$

A magátalakulások során (általában) több fajta sugárzás (pl: gamma, béta, konverziós elektronok, Auger elektronok stb.) keletkezhet (ezeket külön jelöljük: 1, 2, ... j fajtájúnak) és egyes fajta sugárzás típuson belül még

különböző gyakorisággal és energiával rendelkező részecskék jelentkezhetnek. Az egy bomlás során szabaddá vált összenergia:

$$\sum_j \sum_i \Delta_{j,i} \quad [J].$$

Elnyelt dózisteljesítménnyel kapcsolatos energia fogalmakról van szó, néhány összefüggésre feltétlen rá kell világítani.
A dózisteljesítmény bomlásra vonatkozik. Amennyiben elnyelt dózist akarok számolni, a kifejezést be kell szorozni a bomlás darabszámaival (amelyek a dózist eredményezik). Mivel a bomlások száma arányos az idővel ezért az aktivitás szorozva az idővel, megadja a bomlások számát. Pl.:

$$\mathrm{Bq \cdot sec} = \frac{1\ \text{bomlás}}{\mathrm{sec}} \cdot \mathrm{sec} = 1\ \text{bomlás},$$

$$\mathrm{Bq \cdot h} = \frac{1\ \text{bomlás}}{\mathrm{sec}} \cdot 3600\ \mathrm{sec} = 3600\ \text{bomlás},$$

$$1\ \mathrm{MBq \cdot h} = 3{,}6 \cdot 10^9\ \text{bomlás},$$

$$1\ \mu\mathrm{Ci \cdot h} = 1{,}332 \cdot 10^8\ \text{bomlás}.$$

Pl. 1 MBq ^{99m}Tc (T_f = 6 h) esetében, a teljes lebomlásig hány magátalakulás történik?

Az átlag élettartamot figyelembevéve:

$$\tau = \frac{1}{\lambda}, \quad \lambda = \frac{\ln 2}{T_f}, \quad \tau = 1{,}44 \cdot 6 \cdot 3600\ \mathrm{sec}$$

A bomlások száma:

$$A \cdot \tau = 10^6\ \mathrm{Bq} \cdot 1{,}44 \cdot 6 \cdot 3600\ \mathrm{sec} = 31{,}104 \cdot 10^9\ \text{bomlás}.$$

A másik összefüggés az, hogy egyensúlyi helyzetben, a felszabadult energiát (ami egyenlő az elnyelt energiával) az eddigiektől eltérő alakban is írhatjuk.
A bomlásonként felszabadult energia:

SI egységben: $$\frac{\mathrm{J}}{\mathrm{Bq \cdot s}} \equiv \frac{\mathrm{Gy \cdot kg}}{\mathrm{Bq \cdot s}},$$

gyakorlati egységben: $$\frac{\mathrm{J}}{\mathrm{MBq \cdot s}} \equiv \frac{\mathrm{Gy \cdot kg}}{\mathrm{MBq \cdot s}}$$

tradicionális egységben: $$\frac{\mathrm{g \cdot rad}}{\mu\mathrm{Ci \cdot h}} = \frac{0{,}7508 \cdot 10^{-3}\ \mathrm{J}}{\mathrm{Bq \cdot s}},$$

mert 1 g · rad = 10^{-5} Gy · kg és 1 μCi · h = $1{,}332 \cdot 10^{-8}$ Bq · s.
Megjegyzendő: az idevonatkozó izotóp táblázatok tradicionális egységekben közlik az adatokat.
Ezek után tekintsük át ismét a ^{99m}Tc bomlási táblázatát (***1.16. táblázat***), amelyen már feltüntettük ezeket az új adatokat is.

a, bomlási adatok:

sugárzás	*bomlásonkénti gyakoriság*	*átlagenergia (MeV)*
gamma-1	*0.9860*	*0.0021*
gamma-2	*0.9860*	*0.1405*
gamma-3	*0.0140*	*9.1426*

b. az atom kötelékét elhagyó sugárzások adatai:

sugárzás	*szumma jel*		*bomlásonkénti gyakoriság*	*sug. típusa*		*átlag-energia*	*a megadott bomlásszámhoz tartozó energia, **
	j	*i*	*n*	*p*	*np*	*MeV*	*g•rad/μCih*
gamma-1	*1*	*1*	*0.0000*	-	-	*0.0021*	*0.0000*
M-IC-gamma-1	*2*	*1*	*0.9860*		*np*	*0.0016*	*0.0035*
gamma-2	*1*	*2*	*0.8787*	*p*		*0.1405*	*0.2630*
K-IC-gamma-2	*2*	*2*	*0.0913*		*np*	*0.1194*	*0.0232*
L-IC-gamma-2	*2*	*3*	*0.0118*		*np*	*0.1377*	*0.0034*
M-IC-gamma-2	*2*	*4*	*0.0039*		*np*	*0.1400*	*0.0011*
gamma-3	*1*	*3*	*0.0003*	*p*		*0.1426*	*0.0001*
K-IC-gamma3	*2*	*5*	*0.0088*		*np*	*0.1215*	*0.0022*
L-IC-gamma3	*2*	*6*	*0.0035*		*np*	*0.1398*	*0.0010*
M-IC-gamma3	*2*	*7*	*0.0011*		*np*	*0.1422*	*0.0003*
Karakt. K	*3*	*1*	*0.0441*	*p*		*0.0183*	*0.0017*
Karakt. K	*3*	*2*	*0.0221*	*p*		*0.0182*	*0.0008*
Karakt. K	*3*	*3*	*0.0105*	*p*		*0.0206*	*0.0004*
Auger e. KLL	*4*	*1*	*0.0152*		*np*	*0.0154*	*0.0005*
Auger e. KLX	*4*	*2*	*0.0055*		*np*	*0.0178*	*0.0002*
Auger e. LLM	*4*	*3*	*0.1093*		*np*	*0.0019*	*0.0004*
Auger e. MXY	*4*	*4*	*1.2359*		*np*	*0.0004*	*0.0011*

1.16. táblázat **A ^{99m}Tc bomlása során keletkezett részecskék gyakorisága, átlagenergia és dozimetriai adatai. (* hagyományos jelölése Δ_i egyensúlyi dózisállandó)**

1.6.7. A szövetekvivalens anyag fogalma

Belsődózisszámítási és sugárvédelmi mérések miatt szükség volt az ember anatómiai-, fiziológiai és más fontos idevonatkozó adatainak összegyűjtésére. Igy született meg a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP) 23. számú kiadványa a "vonatkoztatási ember"-ről. Ebben többek között részletesen közlik az egyes szervek atomi összetételét, amely természetesen nem csak szervenként változik, hanem ugyanazon szerv esetében kor, nem, étrend, stb. behatására is. Az adatok alapján a lágy szövet összetételére született egy kopromisszumos megoldás, amely megoldást az áthatoló sugárzások dózisainak hitelesítésével foglalkozó intézmények is elfogadtak.

Szövetekvivalens anyagnak azt tekintjük, ami atomi összetételben megfelel a lágy szövetek átlag atomi összetételének:

sűrűsége: 1 g/cm^3
összetétele: 76,2 % oxigén, 11,1 % szén, 10,1 % hidrogén és 2,6 % nitrogén. (ICRU ajánlása szerint)

A kisebb százalékban jelenlevőként, vasat, jódot, káliumot, nátriumot és más nyomelemet az összetételben nem vették figyelembe. A szövetekvivalens anyag összetételében eltér a csontekvivalens anyag összetételétől (nyilvánvaló hiányzik a magasabb rendszámú és a csontban 20 %-ot kitevő kálcium).

Dozimetriai célú mérőberendezések készítésénél, egyes mérések összehasonlításánál használják az azonos effektív rendszámú anyag fogalmát. Elméleti megfontolások alapján kimutatható, hogy két különböző anyagban a fotonenergia elnyelődése energiájától függetlenül azonos, ha az anyagok effektív rendszáma megegyezik.

Az effektív rendszám keverék anyagokra vonatkozik és definíció szerint:

$$z_{eff} = \sqrt[3]{\frac{a_1 Z_1^4 + a_2 Z_2^4 + \cdots}{a_1 Z_1 + a_2 Z_2 + \cdots}} = \sqrt[3]{\frac{\sum_i a_i Z_i^4}{\sum_i a_i Z_i}},$$

ahol: a_1, a_2 .... jelenlévő z_1, z_2 ..... rendszámú atomok száma.

Készíthető olyan levegőekvivalens anyag, amelynek kívánt effektív rendszáma mellett, a detektor készítéséhez is alkalmas mechanikai és elektromos tulajdonsága is vannak.

Szerencsés véletlen, hogy a levegő effektív rendszámához - 7,4-hez - közel esik a testekvivalens (nem szövetekvivalens!) és a vízekvivalens érték, ezért ez utóbbit dozimetriai modellezésre is lehet használni.

Az effektív rendszám használatának meg van a maga korláta. A fotonenergia növekedtével az eltérések jelentősekké válnak. 3 MeV-nél nagyobb energiájú fotonok esetén egyáltalán nem alkalmazható.

2. SUGÁRVÉDELMI ISMERETEK

2.1. Az ionizáló sugárzás biológiai hatásainak folyamata

Az ionizáló sugárzások biológiai hatását csaknem azóta ismerik, amióta magukat a sugárzásokat. A röntgen és rádium sugarakat már a századforduló idején alkalmazták is a gyógyászatban. A gyakorlat során egyre részletesebben ismerték meg ártalmas hatásaikat és így ezzel párhuzamosan fejlődött ki a sugárvédelem, a sugárterhelés csökkentésének az igénye.

A biológiai hatás elsősorban a sugárzás dózisától függ. Általában minél nagyobb a dózis, annál kifejezettebb, súlyosabb a biológiai reakció. Az összefüggés azonban korántsem ilyen egyszerű. Nagyon sok múlik azon, hogy milyen biológiai objektumot vizsgálunk és a megfigyelések során milyen nagyságú dózistartományról és dózisintenzitásról van szó.

Az élőlények esetében éppen azért, mert egy magasan szervezett és érzékeny kontrollált egységes rendszert alkotnak, nehéz előre kiszámítani a sugárzás hatását. Bonyolultságából és érzékenységéből következően rendkívül sebezhetőnek tűnik; elvileg akár egyetlen sugárrészecske is okozhat biológiai elváltozást. De szervezettsége, egységes rendszer-jellege lehetőséget nyújt a károsodások kijavítására, a sérült molekulák, sejtek vagy szervek regenerálására bizonyos határokon belül.

A biológiai hatás kialkulása több fázisra bontható folyamat. A sugárrészecskék csupán ionizálják vagy gerjesztik az élőlény egyes molekuláit. Ezeknek a metabolizmusában játszott szerepe dönti azután, hogy milyen további károsodások keletkeznek. Megváltozik a sejt anyagcseréje, egyes metabolikus utak teljesen tönkremehetnek (primer léziók). Az anyagcsere degenerálódás további léziókat okoz, melyeket a sejt elhalása, esetleg az egész szervezet halála követ.

2.1.1. Az ionizáló sugárzás hatása az előanyagra

A biológiai sugárhatás folyamatát négy szakaszra oszthatjuk fel: fizikai, fizikai-kémiai, kémiai és biológiai szakaszra. (*2.1. táblázat*)

Fázis	Időtartam	Esemény
Fizikai fázis	10^{-15} sec	gerjesztett atomok, H_2O^+, H_2O^*, e^-_{aq} keletkezése
Fiziko-kémiai fázis	10^{-15} 10^{-11} sec	további szabad gyökök keletkezése, ill. rekombinációja H^*, OH^*, H_2, H_2O_2
Kémiai fázis	10^{-11} 10^{-6} sec	a gyökök diffúziója révén további kölcsönhatások a biológiailag aktív vegyületekkel
Biológiai fázis	10^{-3} sec	befejeződnek és fixálódnak a biológiailag aktív vegyületeken létrejövő molekuláris változások
	másodpercek-percek	biokémiai és anyagcsere-változások
	órák	sejtosztódás károsodása
	napok	idegrendszer, gyomor-béltraktus változásai, bőrreakciók
	hetek	vérképző rendszer károsodása
	hónapok	tüdőfibrózis, egyéb szomatikus károsodások
	évek	lencsehomály, rosszindulatú daganatok kialakulása, genetikai károsodás az utódokban

2.1. táblázat **A biológiai hatás négy szakasza**

Az ionizáló sugárzás és az élő anyag közötti kölcsönhatás egyszeri fizikai folyamattal kezdődik. A sejtbe hatoló sugárzás - saját energiájának átadásával - atomokat és molekulákat gerjeszt, illetve ionizál. Ez az állapot rendkívül instabil és részben molekulán belüli átrendeződés, részben molekulák közötti kölcsönhatások révén viszonylag stabilabb termékek kialakulásához vezet. Ha az energia elnyelődése és a kiváltott elsődleges folyamat ugyanazon a molekulán következik be, amelyen a szerkezeti és működésbeli változásokat észleljük, direkt hatásról beszélünk.
Indirekt a hatás, ha az energia abszorpció, majd az általa kiváltott hatás pl. a szomszéd molekulán jön létre, vagyis a változás az egyik molekuláról a másikra tevődik át. Ennek legfontosabb megnyilvánulása biológiai rendszerekben az a jelenség, amikor a sugárzás hatására előbb a vízben keletkeznek nagy reakcióképességű, ún. szabad gyökök, (ezeket ponttal jelöljük), majd ezek másodlagos reakciók útján előidézik a biológiailag aktív molekulák átalakulásait.

$$\left.\begin{array}{l} H_2O \rightsquigarrow H_2O^+ + e^- \\ H_2O^\bullet \longrightarrow H^+ + OH^\bullet \\ e^- + H_2O \longrightarrow OH^- + H^\bullet \\ H^+ + OH \longrightarrow H_2O \end{array}\right| \; H_2O \rightsquigarrow H^\bullet + OH^\bullet$$

A keletkezett gyökök reakciója egymással H_2,H_2O_2 és víz képződésére vezet:

$$H^\bullet + H^\bullet \longrightarrow H_2$$
$$OH^\bullet + OH^\bullet \longrightarrow H_2O_2$$
$$H^\bullet + OH^\bullet \longrightarrow H_2O.$$

Bár nincs egyértelműen bizonyítva, hogy a besugárzott vízben valóban vannak-e $H^\bullet$ és $OH^\bullet$ gyökök, tény, hogy a besugárzott víz oxidáló ($OH^\bullet$ gyökök) és redukáló ($H^\bullet$ gyökök) tulajdonságokkal egyaránt rendelkezik.
A fentiek mellett lehetségesek a következő folyamatok is:

$$H^\bullet + H_2O_2 \longrightarrow H_2O + OH^\bullet$$
$$OH^\bullet + H_2 \longrightarrow H_2O + H^\bullet$$

vagy

$$H_2O_2 + OH^\bullet \longrightarrow H_2O + HO^\bullet{}_2 \text{ (hidroperoxid-gyök)}$$
$$H_2O^\bullet + H^\bullet \longrightarrow H_2O_2 + H_2O + 1/2\, O_2$$

ami gázalakú O_2 képződéssel jár.

Vízben oldott oxigén jelenlétében megnő a hidrogénperoxid (H_2O_2) mennyisége és hidroperoxid szabad gyök (HO_2.) is keletkezik. Mindezek az agresszív vegyületek és gyökök reagálhatnak a környezetükben levő szerves vegyületekkel, hosszabb életidejű szerves szabad gyököket, illetve szerves peroxidot képezve. E változások a biológiailag aktív vegyületek szerkezetének és működésének különböző mértékű károsodását eredményezik.
Ha többféle kémiai anyag van a vizes oldatban, a primer bomlástermékek különböző sebességgel reagálhatnak azokkal. Az ily módon létrejövő, egymással párhuzamos folyamatok következtében olyan anyagok, amelyek megkötik a sugárzás hatására keletkezett aktívcentrumokat, megvédhetik a radiolízistől a lassabban reagálókat (védő hatás). Az élő szervezetben főként az S-tartalmú redukáló anyagok fejtenek ki ilyen védőhatást.

A sejtanyagcsere számos vegyülete és reakciója módosul az ionizáló sugárzás direkt és indirekt hatására. Mindez együttesen vezet a biológiai jelenségek kialakulásához. A sejtanyagcsere különösen érzékenyen reagál a különböző biológiai makromolekulák sugárkárosodására. Ezek között - következményeiket tekintve - a legynagyobb jelentőséget a sejtműködés irányításában kulcsszerepet játszó dezoxiribonukleinsav (DNS) molekula sugárkárosodásának tulajdonítanak.
A DNS - mint ismeretes - sejtenként egy, vagy néhány példányban jelenlevő kód-hordozó molekula, megváltozásakor inaktiválódhat ("leolvashatatlanná válik"), vagy hamis információvá alakulhat. Ez azután működésképtelen fehérjék (enzimek) szintéziséhez vezet, amelyek súlyos anyagcsere zavarokat idézhetnek elő.
A DNS-ben létrejövő sugársérülés morfológiailag is detektálható, kromoszómaaberrációk formájában.
A kromoszómák sérülésen kívül, a sejthártyák sérüléseit is számon kell tartani, mert ezek károsodására az áteresztő képességük megváltozásához, a sejtek közötti jelzőrendszerek zavarához vezethet.
A sugárbiológia fontos felfedezése, hogy a sejtek rendelkeznek olyan enzim rendszerrel, amely képes a DNS sérülések kijavítására. Ez a helyreállító folyamat - ha sikerül - döntően befolyásolja a sejtszintű sugárkárosodás végső kimenetelét.

2.1.2. A sugárhatást, sugárérzékenységet befolyásoló tényezők

Az élő szervezetekben kialakuló biológiai reakciók mértéke arányos a sejtek, szövetek által elnyelt dózissal. Mindemellett ezt az arányosságot több körülmény befolyásolja.

A sejtek aktuális sugárérzékenysége nagymértékben függ a környezeti feltételektől. A sugárhatást módosító tényezők három nagy osztályba sorolhatók:
- fizikai faktorok (a sugárzás minősége, hőmérséklet stb.)
- kémiai faktorok (oxigén, szabad gyökfogók, stb.)
- biológiai faktorok (növekedési fázis, osztódási ciklus, stb.)

2.1.2.1. A LET érték

Az atomfizikát tárgyaló anyagrészben megismertük a lineáris energia átadási tényező (LET) fogalmát, amellyel kapcsolatban szemléletessé válik az a tény, ha pl. egy nagy LET értékű sugárzás, a testszövet (vagy sejt) viszonylag kis térfogatában ad le nagy energiát, várhatóan a biológiai válasz mértéke - még azonos fizikai dózis esetén is - nagyobb lesz.
A LET érték - mint a sugárzás minőségének jellemzője - szoros kapcsolatban áll a később tárgyalásra kerülő dózisegyenérték definíciójában szereplő minőségi tényezővel $\bar{Q}$-val. (*2.2. táblázat*)

L_{∞} vízben, (keV/μm)	≤3,5	7	23	53	≤175
$\bar{Q}$ minőségi tényező	1	2	5	10	20

2.2. táblázat **Vízre vonatkozó lineáris energiaátadási tényező (L_{∞}) és a minőségi tényező ($\bar{Q}$) összefüggése**

2.1.2.2. Relatív biológiai hatékonyság (RBE)

A kis és nagy LET-értékű sugárzások biológiai hatásai nagy mértékben eltérhetnek egymástól. Ennek kifejezésére használják a relatív biológiai hatékonyságot (RBE). Az RBE kizárólag egy adott biológiai hatásra vonatkozóan értelmezhető, mégpedig úgy, hogy a vonatkoztatási sugárzás és a kérdéses típus sugárzás elnyelt dózisainak biológiai hatását (végeredményét) hasonlítjuk össze. Az RBE ugyanazon biológiai hatás kiváltásához szükséges elnyelt dózisok hányadosa.

$$RBE = \frac{D_{von}}{D_{vizsg}}$$

ahol D_{von} a referencia sugárzás elnyelt dózisa.
Vonatkoztatási sugárzásként 250 kV-al gerjesztett röntgen sugárzást, vagy a ^{60}Co gamma-sugárzást szokás használni.
D_{vizsg} a kérdéses típusú sugárzás elnyelt dózisa.

Az RBE dimenzió nélküli szám, értékét kísérleti úton kell meghatározni. Az RBE a sugárzás típusától, energiájától, a vizsgált biológiai rendszertől, az elnyelt dózis időbeli eloszlásától függ.

2.1.2.3. Hőmérséklet

Sugárterápiás kutatások vezettek arra a felismerésre, hogy a hipertermiás kezelés (41 °C felett), sugárérzékenyítő hatást vált ki, főleg a hipoxiás (alacsony oxigén ellátottságú) daganatos sejtekre.

2.1.2.4. Oxigén

Legfontosabb sugárhatást módosító sugárérzékenyítő tényező. Oxigén, jelenléte a besugárzás alatt, az esetek döntő többségében fokozza a biológiailag aktív vegyületek, sejtek, szövetek, sugárkárosodását, mivel elősegíti a reakcióképes, peroxid típusú szabad gyökök keletkezését ("oxigéneffektus").

2.1.2.5. Kémiai módosító tényezők

Az ionizáló sugárzás károsító hatásával szemben bizonyos vegyületek védő, mások érzékenyítő hatást fejthetnek ki biológiai rendszerekben. Ezek a dózishatást módosító kémiai tényezők készségesebben reagálnak a sugárzás hatására keletkező szabad gyökökkel, mint a biológiailag aktív molekulák, és vagy közömbösítik, vagy éppen közvetítik a károsító hatást.

2.1.2.6. Biológiai tényezők

Ha az elnyelt dózis elég nagy, a sejt azonnal elpusztulhat besugárzás után ("letális károsodás"). Más esetekben a sugársérülésnek kezdetben nincs kimutatható jele, amíg a sejt nyugalmi állapotban van. A sérülés csak a sejt osztódásakor, vagy ezt követően manifesztálódik. Azt ún. "potenciálisan letális károsodás" esetében a sejt sorsa a besugárzást követő külső, környezeti és anyagcsere-körülményektől függ. Ilyenkor a sejt túlélését átmeneti nyugalmi állapota elősegíti, feltehetően lehetőséget adva a helyreállító mechanizmusok működésének. A latens és reverzibilis sérülések másik csoportját képezik a "szubletális károsodások". Ezek csak akkor vezetnek a sejt pusztulásához, ha számuk a sejtben elér egy kritikus mértéket.
Azok a sejtek, amelyekben irreverzibilis, (visszafordíthatatlan) de a reproduktív képességet nem érintő (szubletális) sérülés történt, tovább élnek. Valószínű, hogy a besugárzás késői hatásai (malignomák, fibrosis, korai öregedés) a sérült sejtek transzformációjával, kóros működésével függnek össze.
Az egyedi sejt sugársérülésének mértéke alapvetően függ az osztódási ciklusban elfoglalt helyétől. Emlős sejteknél általánosan megállapítható, hogy a

mitózis (osztódás) fázis a legérzékenyebb, míg az osztódás többi fázisaiban relatíve kevésbé érzékenyek.
A különböző emlős szervek, szervrendszerek széles határok között változó sugárérzékenységét már a század elején összefüggésbe hozták a sejtek osztódási állapotával. Az összefüggést az akkori ismeretek szintjén - de máig is érvényes módon - Bergonié és Tribondeau foglalta össze. Eszerint, valamely szövet annál sugárérzékenyebb, mennél több morfológiailag és élettanilag differenciálatlan sejtet tartalmaz, és minél hosszabb ideig vannak ezek a sejtek az aktív osztódás állapotában.
Ezek szerint, valamely sejtrendszer (szövet) vagy szerv sugárérzékenységét alapvetően a sejtújraképződés sebessége szabja meg. E sejtmegújulási rendszerek éretlen, osztódó sejtekből ("őssejt"), valamint "tranziens" ("közbülső sejtek") és érett, nem osztódó sejtekből ("funkcionáló végsejt") állnak. Az őssejt-végsejt arány, valamint a differenciálódás sebessége az egyes szövetekben, szervekben, szervrendszerekben különböző és mivel az őssejt sugárérzékenysége nagyságrenddel nagyobb a végsejténél, a szövetek igen eltérő sugárérzékenysége elsősorban erre a körülményre vezethető vissza.
Fontos leszögezni, hogy bár a sugárérzékenység mértékének megállapításához a legfontosabb kritériumot a sejtpopulációban bekövetkező morfológiai (makro- és mikroszkópos) változások és a következményes sejtpusztulás jelentik, a sugárérzékenység tágabb értelmezéséhez azonban hozzátartoznak a különféle funkcionális károsodások is. A legfontosabb szövetféleségek csökkenő sugárérzékenység alapján felállított sorrendje a következő:

- nyirokszövet
- fehérvérsejtek, csontvelői éretlen vörösvérsejtek
- gyomor-, béltraktus nyálkahártyája
- ivarsejtek
- bőr proliferáló sejtrétege
- erek
- mirigyszövetek, máj
- kötőszövet
- izomszövet
- idegszövet.

2.1.3. A szervezet sugárkárosodása

A szervezet egészére kiterjedő elváltozások az alacsonyabb szintű léziókból keletkeznek. A tünetek egy része a besugárzást követő néhány napon belül jelentkezik, mely hatások között lehetnek reverzibilisek is (pl. átmeneti sterilitás). A látszólag teljes gyógyulás után is bekövetkezhetnek ún. késleltetett

hatások. Ezek közös jellemzője, hogy a hatás csak hosszabb idő elmúltával mutatkozik meg, de akkor irreverzibilisen.
Az ionizáló sugárzások sugárbiológiai hatását a sugárvédelemben, szomatikus és genetikai hatásokra szokták felosztani:

- szomatikus hatás alatt az ionizáló sugárzás azon hatásait értjük, elyek a besugárzott egyeden jelentkeznek,
- genetikai hatás alatt az ionizáló sugárzás azon hatásait értjük, amelyek a besugárzott egyed utódain jelentkeznek (rendszerint mutáció formájában).

Nagydózissal való besugárzásnál azonnali szomatikus hatások jelentkeznek, a besugárzás után rövid idő elmúltával. Ha az élő szervezetet (rendszeresen) kisebb dózishatás éri, ennek következménye szomatikus sugárhatás vagy genetikai hatás.
Sugárvédelmi szempontból a sugárbiológiai hatásokat két fő csoportra osztjuk ún. determinisztikus (nem sztohasztikus) sugárhatásra, és sztohasztikus sugárhatásra.

2.1.3.1. Determinisztikus sugárhatás

Az ionizáló sugárzás azon biológiai hatásait, amelyek kivétel nélkül minden egyes besugárzott egyeden megjelennek, amennyiben a dózis meghaladja az adott egyedre és adott biológiai hatásra jellemző küszöbértéket, determinisztikus sugárhatásoknak nevezzük. A hatásra jellemző, hogy nem jelenik meg a küszöbértéknél kisebb dózisok esetében, míg a küszöbérték feletti dózisok esetén az okozott biológiai károsodás súlyossága arányos a dózissal. Ilyen determinisztikus hatások, amelyekre küszöbértékek vonatkoznak, például a következők: nem malignus bőrsérülés, hályog, sejtszám csökkenés a csontvelőben (ami vérképi elégtelenséget okoz) és ivarsejt-károsodás (ami termékenység csökkenéséhez vezet).
Megemlítendő, hogy a késői sugárhatások között, lehet a hatás determinisztikus vagy sztohasztikus. Determinisztikus a késői hatás akkor, ha a sugársérülés abban a személyben jelentkezik, akiben az évek során bizonyos sugárterhelés felhalmozódott, s ez meghaladta pl. a bőr vagy szemlencse krónikus sugárkárosodásának kumulatív (összegzett, vagy felhalmozódott) küszöbdózisát.
A késői sugárhatások közé számítjuk pl. a bőrgyulladás, a szemlencsehályog, illetve a magzati károsodásokat. Ezek jellemzője, hogy viszonylag hosszabb időszak alatt kumulált küszöbdózis felett, jelennek meg. Míg az első két kóros elváltozás csak akkor várható, ha az évek alatt kumulált dózis legalább 5-15 Sv, addig az ionizáló sugárzás indukált a fejlődési rendelle-

nesség (kisfejűség és szellemi visszamaradottság) már 0,1 Sv magzatot ért dózis hatására felléphet. Ez utóbbi jelenséghez kívánkozik az a megjegyzés, hogy a hatás szempontjából a legkritikusabb a terhesség 8-15. hete. Mindamellett az ionizáló sugárforrások orvosi alkalmazásával kapcsolatos teheléseknél (röntgen felvétel, izotópos vizsgálat, stb.), eddigi tapasztalatok szerint 0,1 Sv magzati dózis alatt, ilyen rendellenesség nem várható.
Az emberi szervek és szövetek nem-sztohasztikus sugárkárosodásának küszöbdózisa 2,5-20 Sv közé esik. Ezért a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP) azt az álláspontot fogadta el, hogy e hatások biztonságosan elkerülhetők, ha a szervek és szövetek sugárterhelése nem haladja meg az évi 0,5 Sv, a fokozottan érzékeny szemlencse sugárterhelése pedig az évi 0,15 Sv dózisegyenértéket.

2.1.3.2. A kockázat fogalma

A kockázat fogalmának definíciója nem olyan egyszerű, ebben benne van: veszély, rossz következmények valószínűsége, veszteség. Egy sikerültebb meghatározás szerint a kockázat az, ami a jövőben jelenik meg és ehhez egy valószínűségi tényezőt lehet rendelni. A kockázat irányát tekintve többféle lehet. Lehet erkölcsi-, anyagi-, vagy egészségünket érintő dolog (bár rendszerint ezek összefonódnak). A kockázat érinthet egyént, vagy családot, de nagyobb populációt is beleérthetünk. Ebben az esetben már társadalmi jellegű is lehet az, amire vonatkozik (nem véletlen, hogy a 30-as évek végén Angliában, vízerőművekkel kapcsolatos elemzésekben használták először ezt a fogalmat).

A kockázat fogalmával együtt jár a haszon fogalma. Kockázat nélkül nincs győzelem, tartja a közmondás, de e mondás mögött általában mást értenek az emberek mint egészségi károsodást, pedig most célzottan erről lesz szó.
Az előzőekben már említett meghatározás matematikailag azt jelenti: a kockázat az időegység alatt bekövetkező esemény következményével mérhető. Ezt még tovább boncolhatjuk úgy, hogy:

$$\text{kockázat} = \frac{\text{következmény}}{\text{időegység}} .$$

Pl. USA-ban az autóbalesetekből származó halálozások átlagos száma évente 50 000. Kerekítsük az USA összlakosainak számát 200 millióra, így az egyéni kockázat $2{,}5 \cdot 10^{-4}$ halál/ember/év. Évente 15 milliónyi autó-"esemény" történik és közülük átlagban minden 300-ik halálos kimenetelű.

A *2.3. táblázathoz* hasonló eredményeket kapnánk, ha a mai hazai statisztikát néznénk, sőt bizonyos esetekben még rosszabat is, hisz a tevékenység kockázati tényezők közül hiányzik pl. a bányászat, a kerékpározás, mezőgazdaság, stb., ami nálunk külön-külön fontos tényező.

Baleset	Összes halálozás	Egy lakosra eső kockázat közelítő értéke
Motoros járművek	55791	$3 \cdot 10^{-4}$
Esések	17827	$9 \cdot 10^{-5}$
Tűz és forró anyagok	7451	$4 \cdot 10^{-5}$
Vízbefulladás	6181	$3 \cdot 10^{-5}$
Mérgek	4516	$2 \cdot 10^{-5}$
Tűzoltás	2309	$1 \cdot 10^{-5}$
Üzemi gépek	2054	$1 \cdot 10^{-5}$
Vízi közlekedés	1743	$9 \cdot 10^{-6}$
Légi közlekedés	1778	$9 \cdot 10^{-6}$
Leeső tárgyak	1271	$6 \cdot 10^{-6}$
Áramütés	1148	$6 \cdot 10^{-6}$
Vasút-üzem	884	$4 \cdot 10^{-6}$
Villámcsapás	160	$5 \cdot 10^{-7}$
Hurrikán	90	$4 \cdot 10^{-7}$
Tornádó	911	$4 \cdot 10^{-6}$
Egyéb	8695	$4 \cdot 10^{-5}$
Az összes balesetek		$6 \cdot 10^{-4}$

2.3. táblázat **Különböző okokra visszavezethető halálos kimenetelű események kockázata az USA-ban, 1969-ben (össznépesség kereken 200 millió)**

Az a világos törekvése az emberiségnek, hogy fejlődése, jóléte, kényelme szempontjából nem akar lemondani az új technika adta lehetőségekről, még akkor sem, ha az bizonyos kockázatokkal jár. Igy pl. vállalja az elektromos

gépek (cikkek) használatával együttjáró áramütés veszélyét, vagy a gyors és kényelmes közlekedés érdekében a közlekedési balesetek veszélyét.
Az elfogadható kockázat mértékét általában a gyakorlati élet tapasztalataihoz kötjük.
10^{-2}/személy év nagyságrendbe esik a betegségekben való elhalás mértéke.
10^{-4}/személy év nagyságrendbe sorolhatók a közlekedési balesetek és az ipari-, mezőgazdasági baleseti ártalmak. Ez azt jelenti, hogy évente 10 000 emberből kb. 1 hal meg foglalkozása következményeként.
10^{-5}/személy év kockázati nagyságrendbe a háztartási gépek, a mérgezések, lőfegyverek, közlekedési eszközök használata, stb. kerül. Általában ezek a ténykedések a lakosság széles rétegét érintik és ezt a kockázatot hallgatólagosan el is fogadják.
A 10^{-6}/személy év és ennél kisebb kockázati tevékenység veszélyével az átlagember nem is foglalkozik. Ide sorolhatók az árvíz, földrengés, kígyómarás, villámcsapás, sportbalesetek nagy része, stb. Az átlagember érzi ugyan e veszélyek jelentőségét, de úgy véli, vele ez nem történhet meg.
Az ionizáló sugárzás alkalmazásának is van kockázata, ahol is a jellemző "kár", egyrészről véletlenszerűen fellépő halálos kimenetelű rosszindulatú daganatos betegségek valamelyikének bekövetkezése, másrészről az első két generációban mutatkozó súlyos, öröklött egészségkárosodás. Az előzőnek kockázata (ICRP-26 szerint) $1{,}25 \cdot 10^{-2}$/Sv, míg a másodiké $0{,}4 \cdot 10^{-2}$/Sv. (A kockázat nem időre, hanem dózisra vonatkozik.) Ez például azt jelentené, hogy ha egymillió személy átlagosan 0,1 Sv dózist kap, akkor megvan annak a valószínűsége, hogy ebből kifolyólag $1{,}25 \cdot 10^{-2} \cdot 10^{-1} \cdot 10^{-6}$ "kár", vagyis 1250 személy pusztulása következne be rosszindulatú daganatos betegségben (a betegségek latencia idejétől függően) néhány évtized alatt.
Egy másik példa a csernobili eseményekkel kapcsolatos. Magyarország tízmilliós lakosságának átlagos sugárterhelése csernobili atomerőművi baleset következtében kb.0,2 mSv/fő volt. Az ICRP által meghatározott kockázati tényezőket alkalmazva,ebből hozzávetőlegesen $0{,}2 \cdot 10^{-3} \cdot 1{,}25 \cdot 10^{-2} \cdot 10^{7}=25$ halálos kimenetelű rákos megbetegedés alakulhat ki kb.30-50év alatt.

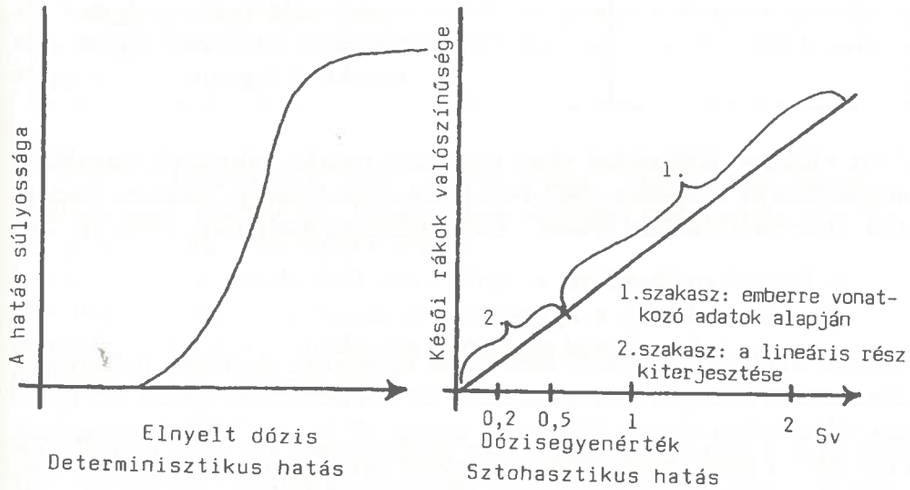
2.1.3.3. Sztohasztikus sugárhatás

A determinisztikus sugárhatással szemben, a sztohasztikus sugárhatásokra jellemző, hogy küszöbdózisuk valószínűleg nincs, megjelenésük statisztikus törvényszerűségeket mutat, tehát egy besugárzott populációban várható gyakoriságuk arányos a dózissal (nem pedig a betegség súlyossága).
A sztohasztikus energiahatások közé tartozik a sugárzás rákkeltő (rosszindulatú elfajulásokat előidéző) hatása. E sztohasztikus hatások csak néhány egyeden lépnek fel, látszólag véletlenszerűen. Innen származik a

"sztohasztikus" elnevezés. E hatások in vitro sejtrendszerben és állatkísérletekben is tanulmányozhatóak, de a dózis és a hatás várható gyakorisága közötti, emberre érvényes kvantitív összefüggéseket csak sugárzásnak kitett embercsoportok epidemiológiai vizsgálata alapján lehetett megállapítani. Jelenleg három ilyen embercsoportot tartunk "számon". Ezek:

- Japánban az atombomba támadások túlélői,
- azok a radiológusok akik (főleg 1920-1940-es évek között) diagnosztikiai és más orvosi eljárások során használtak ionizáló sugárzást. Ide lehet sorolni még foglalkozásuk körében ionizáló sugárzásnak kitett egyéb személyeket is,
- azok a személyek, akik nagy dózisokat kaptak diagnosztikai vagy terápiás eljárások során.

A sugárzásnak kitett személyeken végzett vizsgálatok bizonyították az elnyelt dózis növekedése során, a malignus betegségek gyakoriságának növekedését. Általában csak meglehetősen nagy dózisok esetén ismert a dózis-dózishatást leíró görbe alakja. Kis dózisoknál az összefüggés nem ismert, és a sugárzás hatása összetéveszthető a gyakoriságot befolyásoló statisztikai bizonytalansággal. Nem tudjuk, hogy egy adott dózisszint alatt a sugárzásnak van-e valamiféle hatása, azaz létezik-e vagy sem küszöbérték. A sugárvédelem elvei azon az óvatos feltételezésen alapulnak, amely szerint küszöbérték nélküli, közvetlen arányosság van a dózis és a sztohasztikus hatások valószínűsége között (***2.1. ábra***).



2.1. ábra **Determinisztikus és sztohasztikus hatások dózis-hatás összefüggése**

Az előzőekben már rámutattunk arra, hogy a kapott dózis nagysága nem befolyásolja a sztohasztikus hatás súlyosságát. Ezen kívül azt is világossá kell tennünk, hogy az ilyen fajta hatások analizálásakor nem lehet megkülönböztetni a sugárzásnak tulajdonított esetet, más okok által (vagy spontán) kiváltott esetektől. (*2.4. táblázatok*)

okok	halálos rákesetek %-ban	
táplálkozás	35	középérték
dohányzás	30	középérték
fertőzés	10	elméleti következtetés
szexuális életvitel	7	középérték
foglalkozás	4	
alkohol	3	
természetes környezet	3	magában foglalja a
szennyeződések	2	háttérsugárzást
orvosi eljárások	1	
élelmiszer adalékok	1	
ipari készítmények	1	
ismeretlen	-	néhány rák eredete ismeretlen (pl. prostata, vvs-csontvelő, nyirokszövet) pszihés együtthatásokat (pl. stressz) figyelmen kívül hagytuk

2.4/a. táblázat **Különböző okok indukálta halálos rákesetek százalékos megoszlása az USA-ban, 1981-ben. (USA-Dept.Energy-"Science, Society and America's Nuclear Waste" Unit2-Ionizing Radiation, 1994, SR-26)**

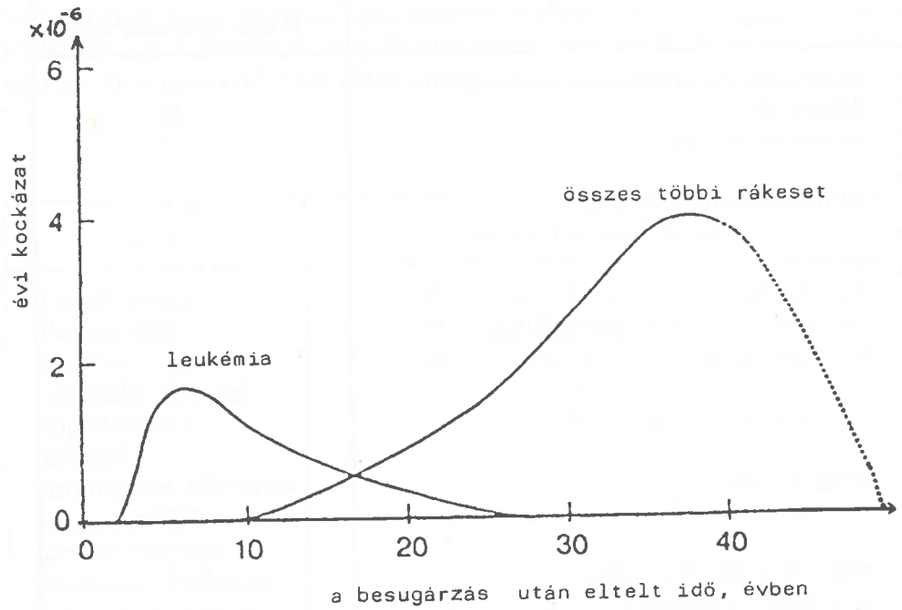
Sokféle dolog okozhat rákot, ideértve az ultraibolya sugárzást, dohányzást, azbesztózist, bizonyos rovarirtószereket és más kémiai anyagokat. Az Egyesült Államokban végzett felmérések szerint 17 %-a az USA lakosságának (170 000 - 1 millió halálesetből) különböző okú rákban hal meg. Magyarországon az utóbbi évtizedben, évente átlagosan 28 000 személy hal meg daganatos betegségben.

okok	halálos rákesetek %-ban
táplálkozás és táplálkozási szokások	35
dohányzás	30
szexuális életvitel	7
természetes sugárterhelés	4-5
alkohol	3
foglalkozás	1-3
környezetszennyezés (levegő, víz)	2
napsugárzás (UV)	1,5
egészségügyi besugárzások	1,5
gyógyszerek	1
vegyszerek a háztartásban	0,5
műszaki sugárforrásokból származó sugárterhelés	0,05

2.4/b. táblázat **Különböző okok indukálta halálos rákesetek százalékos megoszlása Svájcban. (Serge Prětre-villingen (Svájc) - 1993. adatai alapján)**

Az öröklődő károsodások "spontán gyakorisága" 10,5 %, azaz minden tizedik újszülött valamilyen - ritkán súlyos, többnyire csak csekély jelentőségű - genetikai ártalommal jön a világra.
Végül azt is figyelembe kell venni, hogy a sztohasztikus hatások mindig késleltetettek. Időre van szükség ahhoz, hogy pl. a genetikai hatások megjelenjenek, mivel ezek az utódokban (öröklődés következtében az első és második generációban) jelentkeznek.

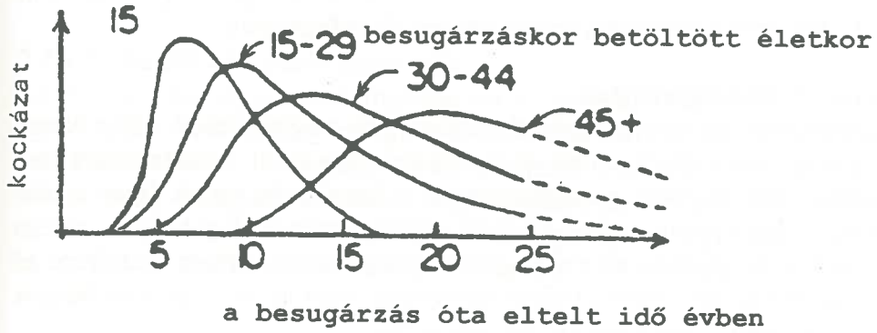
A malignus betegségek esetén néhány évtől néhányszor tíz évig terjedő időre van szükség a besugárzás és a betegség megjelenése között. Nem ismeretes ma még módszer a már megkapott dóziştól származó szomatikus sztohasztikus hatások bekövetkezési valószínűségének a csökkentésére. (*2.2. ábra*)



2.2. ábra **10mGy egésztest egyenletes besugárzást követő, halálos kimenetelű rákos betegség előfordulásának időtől függő évi-kockázata. A teljes (kumulált) kockázatot a görbék alatti területek adják**

A besugárzott embercsoportok vizsgálata azt mutatja, hogy a sugárzás szinte minden szervben és szövetben képes növelni a rosszindulatú daganatok "spontán" előfordulási gyakoriságát. A növekedés mértéke azonban nem egyforma, az adott szerv vagy szövet relatív sugárérzékenységétől függ. A szervek és szövetek sugárzérzékenységét a besugárzott egyén neme, kora és genetikai adottságai is befolyásolják. (***2.3. ábra***)

A ***2.5. táblázatban*** az ICRP 26-ban közzétètt ajánlásokban szereplő sztohasztikus hatások kockázati tényezői láthatók. Ezeket a hazai sugárvédelmi szabályozás is átvette és alkalmazza.



2.3. ábra **A leukémiás megbetegedések éves kockázati értékváltozásait bemutató görbék (a besugárzás időpontjában betöltött életkortól függően)**

Veszélyeztetett szerv vagy szövet	*Várható halálos kimenetelű hatás*	*Kockázati tényező 10^{-3}•Sv^{-1}*	*Súlyozó faktor* w_T
emlő	*emlőrák*	*2.5*	*0.15*
vöröscsontvelő	*fehérvérűség*	*2*	*0.12*
tüdő	*tüdőrák*	*2*	*0.12*
pajzsmirigy	*pajzsmirigyrák*	*0.5*	*0.03*
csontfelszínek	*csontdaganat*	*0.5*	*0.03*
összes többi szerv és szövet	*daganatok*	*5*	*0.30*
csírasejtek	*súlyos, öröklődő ártalom az első két generációban*	*4*	*0.25*
Összesen		***16.5***	***1.00***

2.5. táblázat **A sugárzás sztohasztikus hatásainak kockázata. A maradék súlyozó faktor öt szerv (szövet) között egyenlően eloszthatóó (nem tartalmazhatja: kezeket, alkarokat, a lábat, a bokát, a szemlencsét és a bőrt)**

2.2. Sugárvédelmi dózisfogalmak

2.2.1. Egyénre vonatkozó, sugárvédelmi dózisfogalmak

2.2.1.1. A dózisegyenérték

A sugárterhelések biológiai következményeinek megítéléséhez, olyan összefüggésekre van szükség, amely az elnyelt energián kívül, a különböző típusú ionizáló sugárzás eltérő biológiai hatásait is figyelembe veszik. Ilyen a kifejezetten sugárvédelmi célra alkotott dózisegyenérték fogalma. A dózisegyenérték lényegében az ember sugárkárosodásának várható mértékére ad felvilágosítást, nem tisztán fizikai mennyiség, mert az élő szervezet bonyolult folyamatait is igyekszik figyelembe venni.

A testszövet valamely pontjában a dózisegyenérték:

$$H = D \cdot Q \cdot N,$$

ahol *D* az elnyelt dózis (fizikai tényező),
Q a minőségi tényező (biológiai jellegű adat),
N módosító tényezők szorzata (jelenleg N=1).

Mivel a minőségi tényező dimenzió nélküli szám, a dózisegyenérték egysége energia/tömeg jellegű mennyiség, de ennek - a sugárvédelmi jelleget kihangsúlyozva - külön nevet adtak.

SI mértékegysége: sievert (Sv) = $1\ J \cdot kg^{-1}$,
tradicionális métékegysége: rem = $10^{-2} \cdot Sv = 10\ mSV$.

A "Q" minőségi tényező függ a töltött részecskék átlagos pályahossza mentén a szövet tömegének átadott energiától, de független a biológiai hatás típusától, végeredményétől (nem azonos a relatív biológiai hatékonysággal).

A minőségi tényező számszerű pontos értéke a lineáris energiaátadási tényező (L_∞) függvényében adható meg. A sugárvédelmi gyakorlatban átlagértékként használt, ún. effektív (átlag) minőségi tényező ($\overline{Q}$) értékei:

– röntgen- és gammasugárzás, elektronok számára	1
– termikus neutronok esetén	2,3
– gyors-neutronok, protonok számára	10-20
– alfarészecskék számára	20.

A korábbiakhoz hasonlóan értelmezhetjük a dózisegyenérték-teljesítményt:

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt} = Q\frac{dD}{dt} = Q\dot{D}.$$

SI mértékegysége: Sv/s (gyakorlati egységek: mSV/h; μSv/h) tradicionális mértékegysége: rem/s, mrem/h.

2.2.1.2. Az effektív dózisegyenérték

Az effektív dózisegyenérték fogalma azt az elvet tükrözi, amely szerint az egyén teljes, késői súlyos malignus és örökletes károsodását az egyes szervek károsodásának összegeként kell tekinteni. Ezt úgy lehet figyelembe venni, hogy az egyes szervekhez sugárérzékenységükre jellemző mérőszámokat, súlyzótényezőket rendelünk. Ezek segítségével, egy számmal jellemezhetjük a sztohasztikus hatásokból eredő, több szervet ért károsodás mértékét.

Az effektív dózisegyenérték:

$$H_E = \sum_T w_T \overline{H}_T = \sum_T w_T \cdot Q_T \cdot \overline{D}_T$$

ahol $\overline{H}_T$ a (T) target szervben vagy szövetben elnyelt átlagos dózisegyenérték;
w_T súlyozó tényező, a sztohasztikus hatásoknak azt a kockázat hányadát jelenti, amelyet a T (target) testszövet besugárzása képvisel.

w_T egy relatív szám. Onnan származtatjuk, hogy ha az egész test sztohasztikus kockázatát 1-nek vesszük, ($1{,}65 \cdot 10^{-2} \cdot Sv^{-1}$), akkor az egyes szervek kockázata ennek hányad része. Pl. tüdő esetén, $w_T = 0{,}4 \cdot 10^{-2}\ Sv^{-1} / 1{,}65 \cdot 10^{-2}\ Sv^{-1} = 0{,}12$.

A súlyozó tényezők középértékei:

ivarszervek	-	0,25
emlő	-	0,15
vöröscsontvelő	-	0,12
tüdő	-	0,12
pajzsmirigy	-	0,03
csontfelszínek	-	0,03
egyéb	-	0,30

A nukleáris medicinában az egyéb 0,3 tényezőt általában öt szervre - egyenként 0,06 értékre - bontják. Az öt szerv kiválasztása a radionuklid anyagcsere útvonalától függ. Ezek lehetnek pl.: húgyhólyag, vese, vékonybél, alsóvastagbél, felsővastagbél.

2.2.1.3. Lekötött dózisegyenérték, lekötött effektív dózisegyenérték

Kizárólag belső sugárterhelésre nézve definiálható a lekötött dózisegyenérték és a lekötött effektív dózis egyenérték.

A fogalom azt a tényt veszi figyelembe, hogy a szervezetbe jutott radionuklid hatása - hogyha elég hosszú a felezési ideje és a szervezetben lekötődött - a bejutás idejétől kezdve, összességében mennyire érvényesül. Mivel elvileg évről évre változik a dózis nagysága ezért a hatás jellemzésére egy időbeli szummációt kell bevezetni, mégpedig a teljes munka élettartamra - 50 évre.

A lekötött dózisegyenérték (H_{50}) az a szervezetbe felvett radioaktív anyagtól származó dózisegyenérték, ami a felvételt követően 50 év alatt egy adott szervben vagy egy adott testszövetben felhalmozódik:

$$H_{50} = \int_{t_0}^{t_0+50} \dot{H}(t)dt \quad [Sv]$$

ahol: t_0 a radionuklid felvételének időpontja,
$\dot{H}(t)$ a radionuklidtől származó és az adott szervre vonatkozó átlag dózisegyenérték teljesítmény a t időpontban.

Hasonlóképpen, de most már az egész szervezetre vonatkoztathatjuk a lekötött effektív dózisegyenérték fogalmát:

$$H_{E,50} = \int_{t_0}^{t_0+50} \dot{H}_E(t)dt \quad [Sv]$$

2.2.2. A népességre (csoportra) vonatkozó egyes dózisfogalmak

A kollektív effektív dózisegyenérték (S_E) kifejezi valamely népesség csoportban az ionizáló sugárzás hatására keletkezett károsodás mértékét, ezért a teljes lakosság (vagy annak egyes meghatározó csoportjai által) kapott sugárterhelés következményeinek megítéléséhez nélkülözhetetlen. A fogalomhoz hozzátartozik annak a tevékenységnek vagy műveletnek megnevezése, amelynek végrehajtása során létrejött.

$$S_E = \int_0^{\infty} H_E \cdot p(H_E)dH_E,$$

ahol: $p(H_E) \cdot dH_E$ azon egyedek száma, akik H_E és $H_E + dH_E$ intervallumba tartozó effektív dózisegyenértéket kaptak. A kifejezést másképpen írva:

$$S_E = \sum_i \overline{H}_{E,i} \cdot p(\overline{H}_{E,i}),$$

ahol $p(H_{E,i})$ azon egyének száma az i népesség csoportban, akik $H_{E,i}$ átlag effektív dózisegyenértéket kaptak.

SI mértékegysége: személy · sievert (személy · Sv).

A kollektív effektív dózisegyenértékhez célszerű megadni az időtartamot és az érintett személyek számát,amelyekre az integrálás(összegzés) vonatkozik. Egyszerűség kedvéért példaként említhetjük azt az esetet, mikor változatlan körülmények között működő izotóplaboratórium dolgozóinak, személyi dozimeterrel mért sugárterheléseit évenként összeadjuk (esetleg a dolgozók száma változhatott is egyik évről a másikra). Amennyiben az egyes személyeket ért dózisokat összeadjuk, és az így kapott érték (személy · mSv) jelentősen változott, akkor a laboratórium sugárvédelmi fegyelme - az érték csökkenése vagy növekedése irányában - szintén változáson ment keresztül. A példát a szemléletesség kedvért mutattuk be. Valójában kis számú egyedek - a véletlenszerű ingadozásoknak megfelelően jelentős számszerű eltéréseket mutathatnak. Az ingadozás okát, vagy véletlenszerűségét, külön kell megvizsgálni! Nagyszámú egyedre már objektív lehet az eredmény, így pl. 1991-ben Magyarországon - különböző céllal, más-más farmakont figyelembevéve, in vivo vizsgált 159873 személy kollektív effektív dózisegyenértéke: $S_E = 470$ személy · Sv
A fentiekhez hasonló módon lehet definiálni, egy meghatározott szervre, a kollektív dózisegyenérték fogalmát is.

2.2.3. Megjegyzések a dózisegyenérték méréséhez

A dózisegyenértéket mérésünk során megkapjuk, ha az adott pontban meghatározzuk az elnyelt dózist, és az eredményt megszorozzuk a minőségi tényezővel, Q-val. Így dozimetriai szempontból nem áll fenn elvi különbség az idevonatkozó dózismeghatározások között. A valóságban a legtöbb sugárvédelmi jellegű mérés csak fotonok és elektronok méréséből áll, mely esetekben Q is és N is 1, tehát csak elnyelt dózismérést kell végeznünk (neutronok esetében más a helyzet).

A gyakorlatban van néhány speciális probléma, melyekről érdemes külön is beszélnünk.

- Az elnyelt dózisteljesítmény ($\dot{D}$) gyakran nagyon kis érték, mérése érzékeny műszert kíván, mint pl. nagytérfogatú ionizációs kamrát, szcintillációs detektort vagy GM számlálót. Ezek közel sem mérnek pontszerűen, hanem a detektorukkal arányos átlagdózist adják meg.
- Néha szükséges a kis dózisteljesítményű méréseket összegezni (integrálni) hosszabb időszakra, mely film vagy TLD használatát teszi szükségessé. E mérőeszközök használatának is korlátai vannak.
- Általában egy "baleset" során, amikor egy rosszul meghatározott (nem ismert) sugárforrásból aktív anyag a szervezetbe került, és ennek az elnyelt dózisát akarjuk megbecsülni, akkor ez a dózisbecslés mindig hiányos adatok alapján történik. Ez még akkor is így van, ha ismert a radionuklid aktivitása, hordozó vegyülete, a szervezetbe kerülés ideje és útvonala. Ha néhány, vagy az összes - az elnyelt dózis meghatározásához szükséges adatokkal kapcsolatban kétségeink vannak, akkor ennek mértékében lesz pontatlan a végeredmény is.
- Nem lehetséges a test minden részének elnyelt dózisát egyidőben mérni. Bizonyos adatok birtokában, a mérésekkel együtt, számolni lehet a szervek sugárterhelésének mértékét.
- Ellentétben a sugárterápiában előálló helyzettel, - ahol a sugárnyaláb nagysága, iránya, energetikai paraméterei ismertek - a védelmi jellegű méréseknél, általában a sugárzás iránya, nagysága ismeretlen, változhat a fluxus nagysága és intenzitása.
- Gyakran szükséges a munkavégzés helyén méréseket végezni, abból a célból, hogy meghatározzuk; mekkora elnyelt dózist kapnának az emberek, ha történetesen azokon a helyeken tartózkodnának. Ezekkel a mérésekkel a sugárzási tér paramétereit határoznánk meg, mint: a fluxus, az intenzitás, a sugárzó részecske és energiája, stb., melyekből az elnyelt dózist származtatnák, következetesen felhasználva még más helyettesítő adatokat is.

Mivel az elnyelt dózis mérése speciális nehézségekkel bír, - és a készülékek (berendezések) használata abból a célból, hogy pl. ellenőrizzük a szabályozások által előírt szinteket, vagy más esetben megbecsüljük a védelem hatásosságát, - a gyakorlat számára a mérési eljárásokban egyszerűsítéseket kell tennünk.
Az egyik egyszerűsítés az, ha pl. ismerjük a testben a maximális dózis (vagy dózisegyenérték) nagyságát. Ez az érték rendszerint a törzsben mérhető, és ha az adat ismert, akkor az elnyelt dózis eloszlásának pontos részletei ritkán

szükségesek. A mérések gyakorlati kivitelezése céljából az ICRU (Nemzetközi Sugárzás - Mértékegységi és Mérési Bizottság) egy 30 cm átmérőjű, egységnyi sűrűségű, szövetekvivalens anyagból készült, az emberi testet méréstechnikailag jól reprezentáló gömböt ajánl. A gömb segítségével a testben fellépő szóródásokat és abszorpciókat figyelembe lehet venni, maga a gömb a sugárzás irányára kevésbé érzékeny, szilárd anyagába - ugyanúgy mint más fantomokban - a kisméretű dózismérők (detektorok) jól elhelyezhetők.

Külső sugárterhelés esetén az ICRU a sugárzási térbe helyezett gömbön, különböző mélységekben ajánl méréseket, és ezeket dózisegyenérték-indexeknek hívja. Ezek a következők:

- mélydózisegyenérték-index (jele: $H_{I,d}$), mely jelöli azt a "D" mélységet, ahol a gömb felületétől sugárirányba a belső $r \leq 14$ cm sugarú magban, a legnagyobb dózist mérik,
- felületi dózisegyenérték-index (jele: $H_{I,s}$), mely jelöli a gömb külső 1 cm-es rétegében (a legkülső 0,07 mm-t nem veszi figyelembe), a gömb felületétől sugárirányba a legnagyobb dózist.

A sugárvédelmi gyakorlatban, bármennyire is egyszerűsített helyzettel állunk szemben, a dózisegyenérték-indexek használata nem terjedt el. Ismeretük azért fontos, mert az ICRP dóziskorlátozási rendszerében ezekkel a "mérési utasításokkal" jelöl ki külső sugárterhelés esetén másodlagos határértékeket.

2.3. A sugárvédelmi szabályozás alapelvei

2.3.1. A sugárvédelmi szabályozás rövid története

Az ionizáló sugárzások alkalmazásának elterjedése szükségessé tette az emberiség mesterséges eredetű besugárzásának korlátozását. Nem sokkal a röntgensugár felfedezése után, már közlemények jelentek meg a sugárzás biológiai hatásáról. Hét évvel az újfajta sugárzás felfedezésének bejelentése után, 1902-ben, közlemény jelent meg a röntgensugárzás rákkeltő hatásáról. Egy radiológus bőrén, aki a megelőző években rendszeresen végzett röntgen-diagnosztikai vizsgálatokat, a sugárzások hatására rákos képződmény keletkezett.
A terészetes radioaktivitás 1896. évi, majd a rádium 1898. évi felfedezését ugyanolyan gyorsan követte a gyakorlati hasznosítás, mint a röntgensugarakét. Az orvostudományban betegségek - elsősorban a rák - gyógykezelésére,

az iparban pedig világító számlapú órák (műszerek) előállítására kezdték alkalmazni.
A sugárzás hasznos eszköznek bizonyult az emberek kezében, de már kezdettől fogva ismertté vált az is, hogy a mértéktelen és indokolatlan sugárterhelés egyben súlyos veszélyforrás is az egészségre.
A 2. Nemzetközi Radiológus Kongresszus 1928-ban létrehozta azt a testületet, amely később a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (International Commission on Radiological Protection, ICRP) nevet kapta, s amely azóta is vezető szerepet játszik a sugárvédelmi szabályozás elveinek kidolgozásában. Működésének hatvanöt éve alatt számos sugárvédelmi ajánlást tett közzé, amelyeket az államok döntő többsége elfogadott (köztük Magyarország is), és beépített saját nemzeti előírásaiba.
Az ICRP eddigi szabályozási tevékenységét tekintve, több korszakot különböztetünk meg. Ezek:

- 1934-ben a dolgozók részére bevezették a toleranciadózis fogalmát (Radiology 23: 682), és a terhelhetőségre 0,2 R/nap (1,8 mGy/nap) ún. toleranciadózis ajánlást tettek. A lakosságra nézve nem tettek külön ajánlást.
- 1955-ben - a Japánban ledobott 2 atombomba, és számos kisérleti robbantás hatását követően bevezették a megengedhető dózis fogalmát (Br. J. Radiology. Suppl. 6) egésztestre és a vérképző szervekre. Az ajánlott megengedhető dózist dolgozókra 0,3 rad/hét (3 mGy/hét), a lakosság részére 0,03 rad/hét (0,3 mGy/hét) értékben jelölték meg.
- 1959-ben bevezették a maximálisan megengedhető dózisegyenérték fogalmát (ICRP Publ. 1.). A háború utáni sugárbiológiai kutatások, a korábbi esetek újraértékelése tovább finomította az ajánlások rendszerét. Ismertté vált az is, hogy a genetikai hatásnak nincs küszöbértéke. Mindezek ismeretében szigorították az ajánlott értékeket, melyek dolgozókra és a lakosságra rendre 5 rem/év (50 mSv/év) és 5 rem/ 30 év.
- 1966-ban, az ICRP 9. számú ajánlásában, az ionizáló sugárzások alkalmazásából származó kockázatvállalás mértéke szerint, a népességet három besugárzási kategóriába sorolták, úgymint: foglalkozásszerűen ionizáló sugárzásokkal dolgozók, a népesség speciális csoportjai, a széles néprétegek.
- E kategóriákra maximálisan megengedhető dózisegyenérték (MMD) értékeket adtak meg, megkülönböztetve ezen belül ún. kritikus szervcsoport értéket is. A maximálisan megengedhető dózisegyenérték alapján számos mennyiséget definiáltak, például a levegőre és a vízre megengedett maximális koncentráció értékeket (MMK), a megengedhető maximális felületi szennyezettségeket (MMFSZ), stb.

- 1977-ben, az ICRP 26. sz. kiadványában, már teljesen új koncepcióban tárgyalja az ún. dózis-korlátozási rendszert. Az ajánlások világszerte nagy visszhangot váltottak ki és a gyakorlati sugárvédelemben dolgozó szakemberek vegyes érzelmekkel fogadták. Legfőbb kifogásuk az volt, hogy az ICRP kevés útbaigazítást adott ajánlásainak a gyakorlatba való átültetéséhez. Ezt az igényt 1982-ben a Nemzetközi atomenergia Ügynökség (IAEA) elégítette ki, mikor is a témában érdekelt más nemzetközi szervezetekkel egyetértésben közzé tette az ICRP-ajánlások szellemében kidolgozott új sugárvédelmi alapszabályzatát (Basic Safety Standards On Radiological Protection-BSS).

2.3.2. A lakossági sugárterhelés

2.3.2.1. Természetes eredetű sugárterhelés

Az ember a Földön mindig olyan környezetben élt és él, amelyben állandóan természetes eredetű ionizáló sugárhatásnak van kitéve. Ezen nem változtat az a tény sem, hogy erről csak az autóbbi évtizedek óta van tudomásunk. Az átlagember testén óránként hozzávetőlegesen 400 ezer közvetlenül ionizáló, másodlagos kozmikus részecske, és 100 ezer kozmikus eredetű neutron, 200 millió a talajból és az épületek anyagából származó gamma sugár halad át. A tüdőnkben ez idő alatt 30 ezer a levegővel belélegzett radon, polonium, stb. bomlik el alfa, béta és gamma részecskéket bocsátva ki magukból. kb. 15 millió ^{40}K atom bomlik el egy óra alatt, nagyenergiájú béta és gamma részeket bocsátva ki magukból, és ehhez járul az a 7 ezer bomlás, melyek főleg az élelemmel a szervezetbe került alfasugárzó urántól származnak.
Amennyiben a természetes eredetű sugárzásokat osztályozni kívánjuk, akkor megkülönböztetünk a világűrből származó (kozmikus) és földi eredetű (terresztriális) sugárzásokat. Az embert kívülről érő sugárzásokat külső sugárforrásoknak, a belőle származó sugárterhelést külső sugárterhelésnek, míg a szervezeten belüli sugárforrásokat (radioaktív izotópok sugárzása) belső sugárforrásoknak, a belőle származó sugárterhelést belső sugárterhelésnek nevezzük.

A kozmikus sugárzás főleg nagyenergiájú protonokból (1-10^{14} MeV) és He^{++} atommagokból áll, a levegő alkotó elemeivel ütközve ún. másodlagos kozmikus részecskéket hoz létre (neutronok, protonok, stb.), melyekből további ütközések révén radioizotópok is keletkeznek, melyeket kozmogén radioizotópoknak nevezünk. Ilyenek: ^{3}H, ^{7}Be, ^{14}C, ^{22}Na, stb.
A kozmikus sugárzás dózisteljesítménye szabadban (izonizáló komponens): 32 nSv · óra^{-1} 300 μSv · év^{-1}. Ez az érték a magassággal kb. 1500 m-ként

megduplázódik. A neutron összetevőből származó tengerszinti külső dózisterhelés 3nSv · óra^{-1}, ami éves relációban 55 μSv · év^{-1}-t tesz ki. A kozmogén eredetű izotópok belégzéssel, a tápláléklánc közvetítésével be is jutnak a szervezetbe és ott belső sugárterhelést okoznak. E terhelésnek évi átlagos értéke 15 μSv.

A földi eredetű sugárzás forrását azok a radioizotópok képezik, amelyek többmilliárd évvel ezelőtt a Föld keletkezése során képződtek és igen hosszú felezési idejük következtében mennyiségük nem csökkent jelentősen.
Ilyen izotópok ^{40}K, ^{87}Rb, ^{232}Th, ^{238}U és radioaktív bomlástermékei. A terresztriális eredetű sugárzás a föld különböző helyein más és más. Egy adott helyen is változhat a talaj minőségétől, a lakóházak alkotó építőanyag összetevőitől, a lakások elhelyezkedésétől ill. annak szellőztetésétől.

A belső sugárterhelés fő forrása a ^{222}Rn és bomlástermékei. Az ebből származó évi effektív-dózisegyenérték 1100 μSv. További belső terhelések a ^{40}K, ^{87}Rb és az említett két bomlási sortól származók.
A fentiek értelmében túlzás nélkül állíthatjuk, hogy normális élet-, és munkakörülmények között a természetes sugárterhelés nem jelent veszélyt az emberek egészségére, sőt az élet elválaszthatatlan része.

Az ENSZ Atomsugárzás Hatásaival foglalkozó Tudományos Bizottsága (UNSCEAR) 1988. évi adatai szerint, a felnőtt ember természetes forrásokból származó évenkénti sugárterhelésének nagysága (a világátlagot tekintve) 2,4 mSv, amelynek szórástartományát e szervezet 1,5 és 6 közé teszi, figyelmen kívül hagyva a ritkán előforduló szélsőséges értékeket.

Hazánkban a természetes sugárterhelés a világátlagnál 20 %-al nagyobb 3 mSv/év.

Külön meg kell említeni, a kozmikus sugárzás eredetű terhelés magasságfüggőségét. A magasságtól függő dózisteljesítmény a következő:

tengerszinten	0,03 μSv/óra
2000 m magasságban	0,1 μSv/óra
4000 m magasságban	0,2 μSv/óra
12000 m magasságban	5 μSv/óra
20000 m magasságban	13 μSv/óra

Ezek következményeként a repülőgépek személyzetei évente kb. 1,5-2 mSv-tel több sugárterhelést kapnak, a kozmikus sugárzás miatt, mint a tengerszinthez közel lakók ***(2.6 táblázat).***

A sugárterhelés forrása	*Effektív dózisegyenérték (mSv/év)*		
	külső	*belső*	*összes*
kozmikus			
ionizáló komponens	*0.30*	-	*0.30*
neutron komponens	*0.055*	-	*0.055*
kozmogén radionuklidok	-	*0.015*	*0.015*
Őseredetű radionuklidok			
Kálium-40	*0.15*	*0.18*	*0.33*
Rubidium-87	-	*0.006*	*0.006*
^{238}U bomlássor	*0.10*	*0.14*	*0.24*
^{222}Rn és bomlástermékei	-	*1.1*	*1.1*
^{232}Th bomlássor	*0.16*	*0.02*	*0.18*
^{220}Rn bomlástermékei	-	*0.16*	*0.16*
Összes (kerekítve)	***0.8***	***1.6***	***2.4***

2.6. táblázat **A felnőtt lakosság természetes forrásokból származó sugárterhelésének világátlaga (UNSCEAR, 1988.)**

2.3.2.2. Mesterséges forrásokból eredő sugárterhelés

A mesterséges forrásokból származó évi sugárterhelés jelenlegi világátlagát az UNSCEAR 1988. évi jelentése 0,4 és 1 mSv között fogadja el, melynek túlnyomó többségét a sugárforrások orvostudományi, elsősorban diagnosztikai célú alkalmazása szolgáltatja és kevesebb, mint 1 %-a tulajdonítható a foglalkozási sugárterhelésnek, a nukleáris létesítmények sugárzó anyag kibocsátásának, valamint az atomfegyver kísérletek radioaktív hulladékainak. Ez utóbbinak hatása - az atomcsend egyezmény folyamányaként - egyre csökken. 1945 és 1980 között 423 robantás történt. A járulékos dózisegyenérték 1963-ba 140 uSv/év, 1980-ban 20 μSv/év volt.
A populációt ért évi átlag effektív dózisegyenérték eredet %-os eloszlása, angliai tapasztalatok szerint:
természetes eredetűek:

13 % kozmikus sugárzásból
16 % talajból, épületanyagból származó külső gammasugár

16 % belső sugárterhelésből
33 % radon sugárterhelésből
mesterséges eredetűek:
20,7 % orvosi eredetű sugárterhelés
0,4 % fallout
0,4 % ipari eredetű, (tv, óra, gáz, széntüzelés, füstjelző stb.)
0,4 % foglalkozási eredetű terhelés, a népességre vetítve
0,1 % kibocsátások (erőművek, hulladéktemető)

2.3.3. A dóziskorlátozás filozófiája

A sugárvédelem célja az egyén és utódainak, az egész emberiségnek a védelme a sugárzás ártalmas hatásaival szemben, olyan módon, amely egyúttal lehetővé teszi a sugárterheléssel járó szükséges és hasznos tevékenységek kifejtését. A sugárvédelem preventív, megelőző tevékenység, nem lehet célja a már bekövetkezett sugársérülés jóvátétele. Feladata: különböző intézkedésekkel a determinisztikus hatások kiküszöbölése és a sztohasztikus hatások kockázatának a lehető legkisebb értéken való tartása.
Az ICRP 26. kiadványnak (1977) ajánlásai, majd az annak alapján készült "A sugárvédelem alapvető biztonsági szabályai" című NAÜ kiadvány új sugárvédelmi szemlélet alapjait rakták le. Az ICRP kiadványban az ún. dóziskorlátozási rendszer bevezetését ajánlja, amely a sugárvédelmi szabályozás 3 alapelvét foglalja magába:
- a sugárforrás alkalamzása, vagy sugárveszélyes eljárás bevezetése csak akkor jogos és indokolt, ha az említett személyek számára több előnnyel vagy haszonnal jár, mint hátránnyal vagy kárral, azaz kifizetődő,
- minden sugárterhelést - még az engedélyezett korlátokon belül is - olyan alacsony szinten kell tartani, amilyen ésszerűen csak elérhető, gazdaságossági és szociális szempontok figyelembevételével ("shall be kept as low as reasonably achievable", az ún. ALARA elv),
- az egyéni sugárterhelés dózisegyenértéke nem haladhatja meg az ICRP által ajánlott határértékeket.

E három alapelvet röviden úgy is szokták fogalmazni:
- az eljárás indoklása (justification),
- a sugárvédelem optimálása (optimalization),
- a dóziskorlátozás (dose limits).

A sugaras eljárás indoklása során alapkövetelményként veszik figyelembe azt, hogy küszöbdózis nincs és a legkisebb dózisnövekvény is az egészségkárosodás kockázatának növekedésével jár, valamint a sugárforrás alkalmazása, vagy a sugárveszélyes eljárás bevezetése csak akkor jogos és indokolt, ha az említett személyek számára több előnnyel vagy haszonnal jár, mint hátránnyal vagy kárral.
A második alapelv a sugárvédelem optimálását írja elő, ami azt jelenti, hogy a sugárveszélyes tevékenység okozta egészségi (és anyagi) kárt mindaddig kell csökkenteni (megfelelő védelmi intézkedésekkel), amíg a további csökkentés eléréséhez szükséges ráfordítások felül nem múlják a csökkentés révén elérhető hasznot.
A dóziskorlátozás vonatkozik az egyén valamennyi, a természetes háttérsugárzást meghaladó járulékos sugár terhelésére, kivéve a betegségek kórismézése vagy kezelése érdekében végzett orvosi sugaras eljárásokat. Az egyéni sugártehelés dózisegyenértéke nem haladhatja meg az ICRP által ajánlot határértékeket.

Fogalmak: Határérték (vagy korlát) valamely mennyiségnek az az értéke, melyet nem szabad túllépni.
Elsődleges határértékek (korlátok) dózisegyenértékre, effektív dózisegyenértékre, lekötött dózisegyenértékre vagy lekötött effektív dózisegyenértékre vonatkoznak, a besugárzás körülményeitől függően. Ezeket a határértékeket vagy az egyedekre, vagy a lakosság sugárterhelése esetén a kritikus csoportra alkalmazzák.
Másodlagos határértékek (korlátok) akkor szükségesek, amikor az elsődlegesek közvetlenül nem alkalmazhatók. Külső sugárzásnál a dózisegyenérték indexek, belső sugárterhelés esetén az adott izotóp éves felvételi korlátja (ÉFEK) használható másodlagos korlátként.
Származtatott határértékek (korlátok) egy meghatározott modell révén oly módon függenek össze az elsődleges határértékkel, hogy ha a származtatott határértéket betartjuk, akkor valószínű, hogy az elődleges hatáértéket is betartanánk.
Engedélyezett hatáértékek (korlátok). Két szintje létezik. Az egyiket az illetékes hatóság állapítja meg, mint hatóságilag engedélyezett határértéket. Ezen túlmenően az adott intézmény maga is előírhat engedélyezett működési határértéket.
Vonatkoztatási (referencia) szint: bármely mennyiség, amelyet valamely sugárvédelemmel összefüggő döntés meghozatalánál használnak (ez nem határérték!). A sugárvédelemben használt vonatkoztatási szintek:
Feljegyzési szint valamely hatáértéknek, vagy a sugárvédelemben használt más egységnek - az illetékes hatóság által előírt (tört) része, amely felett az információ nyilvántartása sugárvédelmi szempontból indokolt.

Kivizsgálási szint valamely határértéknek, vagy a sugárvédelemben használt más mennyiségnek az illetékes hatóság által előírt hányada, amely felett már az eset további vizsgálata (kivizsgálása) indokolt.
Beavatkozási szinteket általában rendkívüli helyzetekben történő alkalmazásokra szabnak meg.

2.3.4. Dóziskorlátozás

A dóziskorlátozás valójában két besugárzási csoportra vonatkozik:

- a foglalkozásszerűen ionizáló sugárzásnak kitett (azzal dolgozó), sugárveszélyes körülmények között dolgozó emberek csoportja,
- a lakosság csoportja, akik elvileg ionizáló sugárzással csak a háttérsugárzás- és orvosi eredetű ionizáló sugárzás kapcsán találkoznak. Ebben az esetben az ezeken felül levő ún. mesterségesen megnövelt sugárterhelést kell korlátozni.

Az ICRP elsődleges dóziskorlát ajánlásai a foglalkozási körben ill. a lakosság egyedeire:

Effektív dózisegyenérték korlát: (H_E): 50 mSv/év; 5 (1) mSv/év
Dózisegyenérték korlát szemlencsére: (H_{szem}): 150 mSv/év; 15 mSv/év
Dózisegyenérték korlát a többi szervre: (H): 500 mSv/év; 50 mSv/év

Külön magyarázatra szorul, hogy milyen szempontok alapján határozták meg ezeket a dózisértékeket. A sugárzások determinisztikus hatásánál a korlátot, nyilvánvalóan valahol a küszöbdózis alatt kell meghúzni. Mivel a küszöbdózisok nagysága 1 Sv közelében (de inkább 1 Sv felett) mozog, ezért a hatás biztos kivédésére született - egyes szervekre vonatkozóan - a H=500 mSv korlát értéke (kivéve a szem esetében, ott H = 150 mSv). A sztohasztikus sugárhatásnál már más szempontok alapján jött létre a korlátok értéke. Mivel itt a legkisebb dózis értékéhez is valamilyen sztohasztikus egészség károsodást rendelhetünk, meg kellett keresni azt a dózisértéket, melyhez elfogadható egészségkárosodás kockázat társul. Az ICRP szerint, az egészség károsodás kockázatának mértéke a sugárveszélyes munkakörben foglalkoztatott dolgozók számára akkor elfogadható, ha az nem haladja meg a biztonságosnak elismert más foglalkozási ágakban dolgozók más forrásoktól származó egészség károsodásának kockázatát. Statisztikai adatok alapján, ilyen foglalkozási ágakban az átlagos évi baleseti halálozási arány, tízezred körüli érték (10^{-4}). A halálos kimenetelű rosszindulatú daganatos betegségek kockázata 1,25 x 10^{-2} Sv^{-1}, az előző két generációban mutatkozó súlyos, öröklött egészség károsodásoké pedig 0,4 x 10^{-2} $\cdot Sv^{-1}$, (***lásd a 2.2. ábrát***). Ezekből következik, hogy a dolgozók számára elfogadhatónak tartott

(~10^{-4}/év) halálos kimenetelű egészség károsodás kockázatát 5-6 mSv dózisú, átlagos évi sugárterhelés idézi elő. A gyakorlat azt mutatja, hogy a sugárveszélyes munkakörben foglalkoztatott dolgozók dózisterhelés eloszlása olyan alacsony, hogy túlnyomó többségük az említett dózis értékek kis hányadát kapja csak meg. Ezért ajánl az ICRP H_E = 50 mSv effektív dózisegyenérték értéket korlátnak a dolgozók részére, és hasonló meggondolással H_E = 5 mSv korlátot a lakosság egyedeinek sugárterhelésére.

Másodlagos korlátok

Az ÉFEK (éves felvételi korlát) és a dózisegyenérték indexek (belső ill. külső terhelések becslésére bevezetett fogalmak).
A dózisegyenérték indexek használata a sugárvédelem gyakorlatában nem terjedtek el, ezek az értékek elég jó közelítéssel helyettesíthetők a testfelület különböző helyein mért levegő dózisokkal (pl. a gamma - dozimetriában a levegőben elnyelt dózissal).
Az ÉFEK fogalmát belső sugárterhelésre széles körben használják. Az ÉFEK egy adott radioaktív izotópra vonatkozó aktivitás érték, melynek szemléletes jelentése az: ha a vonatkoztatási ember az adott radioaktív izotópból egy év alatt ÉFEK aktivitásnyi mennyiséget inkorporál, akkor sugárterhelése az elsődleges korlátozásban megadott effektív dózisegyenérték dózishatáértéknél (H_E = 50 mSv) kisebb vagy egyenlő értékű.
Külső és belső sugárterhelést figyelembe véve a foglalkozási körű dóziskorlátnak megfelelően teljesülni kell a

$$\frac{H_{I,s}}{H_{szerv}} \le 1 \quad \text{és} \quad \frac{H_{I,d}}{H_E} + \sum_j \frac{I_j}{I_{j,L}} \le 1 \quad \text{feltételnek,}$$

ahol $H_{I,s}$ a felületi dózisegyenérték-index, mSv-ben,
$H_{I,d}$ a mély dózisegyenérték-index, mSv-ben,
I_j a j-edik radionuklid évi felvétele, Bq-ben,
$I_{j,L}$ a j-edik radionuklidra vonatkozó éves felvételi korlát (ÉFEK) Bq-ben ($I_{j,L}$ = $(ÉFEK)_j$),
H_{szerv} a szerv dóziskorlátja mSv-ben (500 mSv).

Gyakorlati megfogalmazásban az előforduló külső és belső sugárterhelés évi effektív dózisegyenérték korlát betartásához, a dolgozóknál a következő feltétel kell hogy teljesüljön:

$$\frac{H_E}{50\text{mSv}} + \sum_j \frac{I_j}{(ÉFEK)_j} \le 1.$$

A képletben a H_E - az év folyamán külső sugárforrásoktól származó effektív dózisegyenérték. A lakossági évi sugárterhelésére fenn kell, hogy álljon:

$$\frac{H_E}{5mSv} + \frac{1}{10}\sum_j \frac{I_j}{(ÉFEK)_j} \le 1.$$

Származtatott határértékek

A gyakorlati sugárvédelemben a származtatott határértéket (korlátokat) tudjuk elsősorban használni, mert ezek valamilyen meghatározott kapcsolatot létesítenek a közvetlenül mérhető mennyiségek és az elsődleges korlátok között.

Származtatott-levegőkoncentráció (SZLK): egy adott radionuklidoknak az az aktivitás koncentrációja levegőben (Bq/m^3), amelyet ha a vonatkoztatási ember az évi 2000 óra munkája alatt könnyű fizikai tevékenység körülményei között belélegez (óránként 1,2 m^3 levegővel), az 1 ÉFEK értékű aktivitás belélegzését eredményezi.

$$SZLK = \frac{(ÉFEK)_j}{2000 \cdot 1{,}2} = \frac{(ÉFEK)_j}{2{,}4} \cdot 10^{-3}\, Bq/m^3.$$

Tájékoztató jellegű származtatott határérték, a népesség tagjaira, az élelmiszerekre (ivóvízre) vonatkozó aktivitáskoncentráció értékek. Ezek a Származtatott aktivitáskoncentráció korlátok (SZAK) Bq/kg vagy Bq/l értékben vannak megadva:

$$SZAK = \frac{(ÉFEK)_j}{200} \cdot \frac{1}{F},$$

ahol *F* - az átlagos évi fogyasztás, kg-ban, vagy literben;
élelmiszerre F = 600 kg/év, ivóvízre F = 550 liter/év.

Amennyiben nem elég a közelítő jelleg, akkor a SZAK értékeknél figyelembe kell venni a pontos biológiai és az anyagcsere paramétereket, más egyéb, az anyagcserét és a radionuklid felvételt befolyásoló tényezőt. Szükség esetén ezeket a SZAK értékeket, az illetékes hatóság határozza meg.

2.3.5. A sugárvédelem szervezési kérdései Magyarországon

Az ionizáló sugárzások széleskörű felhasználása szükségessé tette a sugárvédelem országos szintű megszervezését. A korábbi rendeleteket és előírásokat nem említve, csak a jelenlegi állapotra hivatkozunk. Természetesen a

sugárvédelem hatékony működéséhez megfelelő szintű törvények és rendeletek szükségesek, amelyeknek betartását, ellenőrzését, fejlesztését, előírt szervezeti formában lehet csak elvégezni.

1980-ban látott napvilágot "Az atomenergiáról" szóló I. törvény. E törvény rendelkezései határozzák meg, hogy a sugárvédelem mely tárcák, hivatalok hatáskörébe tartozik. Az atomtörvény kapcsány jelent meg a Miniszter Tanács 12/1980/IV.5./MT - rendelete a törvény végrehajtásáról. Később mindkét előírást korszerűsítették, bár alapvetően nem változtatták meg a rendeletek tartalmát.

Az atomtörvény meghatározza az atomenergia, atomtechnika alkalmazásának főbb területein megkövetelt feltételeket. Néhány feltétel ezek közül:

- a nukleáris biztonság feltételei,
- az ionizáló sugárzások felhasználásával összefüggő műszaki feltételek,
- az atomenergia, atomtechnika alkalmazását szolgáló létesítmények, berendezések, készülékek minőségének és megbízhatóságának előírásai,
- az egészségügyi munkavédelmi, környezetvédelmi és a vízügyi feltételek,
- az élelmiszer egészségügyi és élelmiszer minőségi előírások,
- a nukleáris és radioaktív anyagok szállításának feltételei,
- rendészeti és tűzvédelmi rendelkezések
- üzemzavarok esetére szóló rendelkezések,
- nyilvántartási előírások
- az atomtechnikában foglalkoztatott dolgozókra vonatkozó egészségügyi előírások.

Az atomtörvény egyes előírásai - az utóbbi tizenöt évet nézve - már elavultak. Jelenleg az új "atomtörvény" kidolgozás alatt áll és várhatóan ez év végére jelenik meg. Az új törvény tagoltsága nagyjából megegyezik az előzővel, de számos lényegi változást fog tartalmazni.

Az atomtörvény megjelenését követően került sor a Szociális és Egészségügyi Minisztérium, a sugárvédelem szempontjából alapvető rendeletének kiadására. A SZEM 7/1988. (VII.20.) rendelete nyolc évvel az atomtörvény után jelent meg.

A SZEM 7/1988. (VII.20.) rendelet előírásokat és mellékleteket tartalmaz. Az előírások a következő főbb területekre vonatkoznak:

- a rendelet alkalmazási köre,
- a tulajdonjog és üzemeltetés,
- biztonsági követelmények,
- dózishatárértékek és vonatkoztatási szintek,
- sugárvédelmi minősítés,

- képzés, továbbképzés,
- a dolgozók sugárvédelmi és egészségügyi ellenőrzése,
- sugárvédelmi szabályok,
- sugárvédelmi szolgálat,
- balesetelhárítási és intézkedési terv,
- a radioaktív szennyeződés továbbterjedésének megakadályozása,
- engedélyezés,
- zárórendelkezések

A rendelet egyes paragrafusai és a fontosabb mellékletei a jegyzet végén megtalálhatók.

A SZEM-rendelet megjelenése lehetővé tette az idevonatkozó Magyar Szabványok kidolgozását, más minisztériumok kapcsolódó rendeleteinek megalkotását, stb.
Az új atomtörvény, az új ICRP ajánlások (ICRP-60), és az új BSS közreadása után, meg fog jelenni egy új, átdolgozott miniszteri rendelet, mely remélhetően tökéletesen illeszkedni fog a nemzetközi és a hazai előírások, elvárások rendszerébe.
Magyarországon a sugárvédelem hatósági rendszere, az egészségügyi tárca keretén belül alakult ki. Napjainkban a Népjóléti Minisztériumhoz tartozó Állami Népegészségügyi és Tisztiorvosi Szolgálat (ÁNTSZ) Országos Tisztiorvosi Hivatal a legfőbb sugárvédelmi hatóság.

A hazai hatósági tevékenységet a következőképpen szervezték:
- elsőfokú hatóságok,
- másodfokú hatóságok,
- esetleges operatív szervek (az elsőfokú hatóság szakmai szervezetei),
- bázisintézet (másodfokú hatóság szaktanácsadó intézete).

Az atomenergia, -általában az ionizáló sugárzások felhasználásához, a területileg illetékes ÁNTSZ engedélye szükséges. Kivételt képez a nukleáris létesítmények, a radioaktív anyagok előállításának és a radioaktív hulladékok végleges elhelyezésének engedélyezése, ahol az Országos Tisztifőorvosi Hivatal az engedélyező hatóság. Az ÁNTSZ a területileg illetékes fővárosi (megyei) intézeteinek sugár-, illetve munkaegészségügyi részlegei keretében működik. A fővárosban, továbbá 6 megyében, Sugáregészségügyi osztály ill. vidéken sugáregészségügyi csoport szervezésére került sor. Ezek:

- Borsod-Abaúj-Zemplén (Miskolc)
- Hajdú-Bihar (Debrecen)
- Csongrád (Szeged)

- Tolna (Szekszárd)
- Baranya (Pécs)
- Győr-Sopron (Győr).

Egy-egy megyében általában kevés sugárveszélyes intézmény működik, ezért gazdaságossági szempontok miatt, nem célszerű minden megyében csoportot szervezni. E megyékben a hatósági feladatokat az ÁNTSZ megyei intézete látja el, oly módon, hogy e tevékenységhez szükséges szakmai segítséget az egyik sugáregészségügyi csoport, mint operatív decentruma adja meg. Az ÁNTSZ Fővárosi Intézetéhez Pest megye, a többi csoporthoz a sajáton kívül két-két megye tartozik. Ezek:

- Miskolc: Nógrád és Heves m.,
- Debrecen: Szabolcs-Szatm.-Bereg, és Jász Nagykun-Szolnok m.
- Szeged: Békés m. és Bács-Kiskun m.,
- Szekszárd: Fejér és Veszprém m.,
- Pécs: Somogy m. és Zala m.,
- Győr: Vas és Esztergom-Komárom m.,

A rendszerben az elsőfokú hatóság a területileg illetékes ÁNTSZ (operatív szerve a decentrum), másodfokú hatóság az ÁNTSZ Országos Tiszti-Főorvosi Hivatal (bázis intézete az OSSKI).
A sugáregészségügyi hatóságok feladataik ellátása során többek között atomtechnikai létesítmények terveit (izotóp laboratórium, besugárzók, stb.) bírálják el, résztvesznek a műszaki átadáson, majd résztvesznek az engedélyezési eljárásban, ellenőrzik a munkahelyeket. E munkálatnak fontos részét képezik a munkahelyeken vezetendő nyilvántartások ellenőrzése. A nyilvántartások közül orvosi diagnosztikai laboratóriumban, a következőket lehet kiemelni:

- egészségi (alkalmassági) orvosi vizsgálatok,
- személyi dizimetriai mérések nyilvántartása,
- sugárvédelmi oktatási napló,
- izotóp-nyilvántartás (izotópnapló),
- sugárvédelmi mérőműszerek hitelesítése,
- saját sugárvédelmi ellenőrzések és mérések szennyezettségekről és dekontaminálásokról vezetett napló,
- radioaktív hulladékok ideiglenes elhelyezéséről (aktivitásáról), végleges elhelyezéséről napló.

Az ÁNTSZ-en kívül más hatóságok is közreműködnek az ionizáló sugárzásnak kitett munkahelyek, vagy a lakosságot közvetlenül ill. közvetve

érintő sugárterhelések műszaki szabályozásában. Ilyenek a környezetvédő hatóságok, a Belügyminisztérium, a Tűzoltóság, a Földművelésügyi Minisztérium, Közlekedési-, Hírközlési és Vízügyi Minisztérium, Országos Méréstügyi Hivatal, Országos Atomenergia Hivatal. A sugárvédelmet érintő rendeleteiket célszerű összegyűjteni és az izotóp laboratóriumokban - továbbképzés során - ismertetni.

2.3.6. Várható változások a sugárvédelmi előírásokban

Magyarországon a sugárvédelemmel kapcsolatos legfontosabb rendeleteket 1980-ban (1980. évi I. törvény az atomenergiáról; 12/1980. (IV.5.) MT. sz. rendelet az atomtörvény végrehajtásáról) hozták, majd ezeket nyolc évi várakozás után követte a 7/1988. (VII.20.) SZ.E.M. rendelet, melyet teljes egészében az ICRP-26 kiadvány szellemében dolgoztak ki.

Az elmúlt évtized jelentős politikai és társadalmi változást hozott a hazai életben, mely változásoknak meg kell jelenniük a hatályos törvényekben és rendeletekben egyaránt. Így érthető, hogy a sugárvédelmet alapvetően érintő kérdésekben is bizonyos változás várható, mely változások később az alacsonyabb rendű előírásokban is tükröződni fognak.
Az atomtörvény (és kapcsolt törvények) átdolgozásától függetlenül változás várható abban a törvényi (rendeleti) előírásban, mely a korlátokat rögzíti úgy a dolgozókra, mint a lakosságra. A változás oka, hogy az ICRP, az IRCRP-60 kiadványában, új sugárvédelmi szinteket javasolt. Mivel a korszerű nemzetközi ajánlásokat célszerű minden országnak átvenni, így a közeljövőben várható, hogy ezek az új ajánlások a hazai előírásokba is beépítésre kerülnek. A következőben néhány részlet az ICRP-60 ajánlásaiból.

Az 1991-en közreadott ICRP-60-as kiadványban már tükröződik egészen a 80-as évek közepéig észlelt idevonatkozó biológiai adatok nagyobb mennyisége, így bizonyos kijelentéseket nagyobb biztonsággal lehetett megtenni. A legfontosabb felismerések a következők:

- a Hirosima és Nagaszaki atomtámadások túlélőinek egészségi állapotát hosszabb időn keresztül tudták nyomonkövetni, így a sugárzás rákkeltő hatására sokkal megbízhatóbb becsléseket tudtak adni, mint korábban.
- Az új dozimetriai adatok, az egy sievert dózisra jutó rákkeltő kockázatot nagyobbnak mutatják, mint azt korábban gondolták,
- az utóbbi tíz esztendő folyamán rákveszélyeztetett korban kerültek azok a fiatalok is, akiket 10 éves koruk előtt ért besugárzás,
- az elemzések azt mutatják, hogy a sugárzás által előidézett rákesetek száma nem additív természetű, hanem multiplikatív,

- a dózis-rákelőfordulási valószínűség összefüggését a korábban feltételezett lineáris függvény helyett egy másodfokú polinom írja le.

Az elmúlt két évtized sugárbalesetei (Three Mile Island, Csernobil, Goianai, stb.), emlékeztetve a második világháború végén és az atomkísérletek során fellépő sugársérülésekre - komoly aggodalmat váltottak ki a társadalom széles köreiben, mely arra ösztönzött, hogy a hatékonyabb sugárvédelem érdekében, a hatóságoktól szigorúbb előírásokat, ezek betartásáért a társadalomtól nagyobb áldozatot követeljenek.

Az új ajánlások között szerepel hogy:

- a sugártehelés két eltérő módját különböztetik meg, ún. tervezett és szabályozható, vagy nem-tervezett, de valamilyen beavatkozással befolyásolható. Az előzőre érvényes a sugárvédelmi rendszerek három alapelve: indoklás, optimálás, dóziskorlátozás. Az utóbbira csak az indoklás és az optimálás
- javasolják a tervezett és szabályozható foglalkozási, valamint a lakossági sugárterhelések dóziskorlátjait csökkenteni.

A sugárvédelemben használt egységek közül az alapvető dozimetriai mennyiség a $\overline{D}_T$ a T szövetben v. szervben elnyelt átlagdózis, a szövetre vagy szervre vonatkozó dózisegyenérték (H_T), továbbá az effektív dózis (E).
Az effektív dózis (E) definíciószerűen:

$$E = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{R,T} \quad \text{Sv},$$

ahol w_R a sugárzás fajtájától függő súlyozó tényező (megfelel a régi $\overline{Q}$-nak) és w_T a szöveti súlyozó tényező.

A $\sum_R w_R \cdot D_{R,T}$ kifejezés egyenlő H_T-al.

<u>w_R értékei a következők:</u>

- Röntgen és gammasugárzás	1
- Elektronok és mezonok	1
- fotonok 30 MeV felett	1
- Neutronok 10 keV alatt	5
- Neutronok 10 keV -100 keV között	10

- Neutronok 100 keV - 2 MeV között 20
- Neutronok 2 MeV felett 10
- Alfarészecskék, maghasadási részecskék és nehéz magok 20

A következő táblázatban a sztohasztikus hatások kockázati tényezői láthatók az ICRP 1991. évi ajánlásai alapján, összevetve az ICRP az ICRP 1977. évi ajánlásaiban szereplő, és a hazai sugárvédelmi szabályozásba átvett, kockázati tényezőkkel *(2.7. táblázat)*. Így az effektív dózis (a jelenleg használatos effektív dózisegyenérték helyére lépve) a lakosság sztohasztikus kockázatát jobban kifejezi.

Érintett szerv vagy szövet	*1977. évi ajánlás*		*1991. évi ajánlás*	
	Kockázat mértéke	*Szöveti súlyozó tényező*	*Kockázat mértéke*	*Szöveti súlyozó tényező*
	$10^{-2} \cdot Sv^{-1}$	w_T	$10^{-2} \cdot Sv^{-1}$	w_T
Csontvelő	0.20	0.12	0.50	0.12
Gyomor	-	-	1.10	0.12
Vastagbél	-	-	0.85	0.12
Tüdő	0.20	0.12	0.85	0.12
Nyelőcső	-	-	0.30	0.05
Hólyag	-	-	0.30	0.05
Emlő	0.25	0.15	0.20	0.05
Máj	-	-	0.15	0.05
Petefészek	-	-	0.10	-
Pajzsmirigy	0.05	0.03	0.08	0.05
Csontfelszínek	0.065	0.03	0.05	0.01
Bőr	-	(0.01)	0.02	0.01
Egyéb szervek	0.50	0.30	0.50	0.05
Összesen	**1.25**	**0.75**	**5.00**	**0.80**
Gonádok	0.40*	0.25	1.00**	0.20
Összesen	**1.65**	**1.00**	**6.00**	**1.00**

Megjegyzések:
** súlyos örökletes ártalom az első két generációban,*
*** súlyos örökletes ártalom valamennyi utódgenerációban.*

2.7. táblázat **Az ICRP 1991. évi és 1977. évi ajánlásaiban szereplő kockázati tényezők és súlyozó tényezők összevetése**

A sugárvédelem biológiai aspektusait tekintve az új ajánlás leszögezi:

- az ionizáló sugárzás a besugárzott szövetben determinisztikus és sztohasztikus hatásokat okoz. A sugárvédelem célkitűzése a determinisztikus hatások elkerülése a dóziskorlátok ezen hatások küszöbérték alá szorításával,
- a determinisztikus hatások a sejtek elhalásából származnak. Ha a dózis kellően nagy, akkor oly mértékű sejt pusztulást eredményezhet, mely a szövet funkciójának romlásával jár együtt,
- a sztohasztikus hatások sokkal inkább akkor jelentkeznek, amikor a besugárzott sejt állapota változik, sem mint annak pusztulásakor. A módosult szomatikus sejtek ezt követően - egy hosszabb latencia idő után - kifejlődhet a rákos megbetegedés. Megjegyezni való, hogy vannak azonban olyan védelmi és helyreállító mechanizmusok, melyek ezt a jelenséget nagyon valószínűtlenné teszik. Ezzel együtt a sugárzás kiváltotta rákos megbetegedés előfordulásának valószínűsége a dózis növekedésével nő, valószínűleg nincs küszöbértéke. A rák súlyosságát a dózis nagysága nem befolyásolja!
- amennyiben a károsodás egy olyan sejtben következik be, melynek feladata az, hogy a genetikai információkat továbbítsa későbbi generációk számára, akkor bármely kialakuló hatás - mely igen különböző fajtájú és súlyosságú lehet - a besugárzott egyed utódaiban jelentkezik. Ezt a fajta hatást "örökletesnek" nevezik.

Az ICRP figyelembe véve az új kockázati tényezőket ill. az új w_T értékeket, a következő dóziskorlátokat javasolja bevezetni:

	ICRP-26	*ICRP-60*
Foglalkozásból eredető sugárzásnál		
effektív dózis	50 mSv/év	20 mSv/év
terhes nőkre	12 mSv/év	2 mSv/év
bőr (ujjbegy)	500 mSv/év	500 mSv/év
szemlencse	150 mSv/év	150 mSv/év
Lakosságra:		
effektív dózis	5 mSv/év	1 mSv/év
bőr	50 mSv/év	50 mSv/év
szemlencse	15 mSv/év	15 mSv/év

Az ICRP-60 ajánlását a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség (IAEA) a sugárvédelemben érdekelt nemzetközi szervezetek közösségével együtt megtárgyalta és az ICRP ajánlásait gyakorlatias megfogalmazásban, a "Basic Safety Standards" kiadványában közre adta. A kiadvány magyar fordítása jelenleg folyik.

2.3.7. Nemzetközi Sugárvédelmi szervezetek

A nemzetközi szervezetek: nemzetközi jelentőségű cél, vagy célok megvalósítására, bizonyos érdekek szolgálatára létrehozott, több országból szervezett, tagjainak vagy tagszervezeteinek tevékenységét tudatosan összehangoló, előírásokkal szabályozott felépítésű és működésű, saját információs rendszerrel és döntési mechanizmussal rendelkező emberi társulások, társadalmi csoportosulások, vagy intézmények.
Az illetékes nemzetközi szervezeteket két nagy csoportra lehet osztani (a felsorolás nem teljes):

- kormányközi szervezetek, és
- nem kormányközi (szakértői) szervezetek.

Kormányközi szervezetek tovább feloszthatók világ szervezetekre és területi szervezetekre.

a) ENSZ és kisegítő szervei: UNSCEAR, UNEP,
b) szakosított ENSZ szervezetek: FAO, ILO, WHO, WMO,
c) különleges helyzetű ENSZ szervezetek: IAEA.

Területi szervezetek:
CEC, CERN, EUROATOM, OECD.

Nem kormányközi (szakértői) szervezetek:
ICRP, ICRU, ISO, IEC, IRPA.

A szervezetek működési területe:

- UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation): Egyesült Nemzetek Atomsugárzási Hatásai Tudományos Bizottsága.
  Feladata: rendszeres időközönként áttekinteni és jelentés formájában az ENSZ közgyűlése elé terjeszteni (a rendelkezésre álló adatok alapján), a környezetünkben található ionizáló sugárzás természetes és mesterséges forrásainak alakulását, a sugárzás szintjeinek vizsgálatát, az emberre gyakorolt ártalmas hatásainak mértékét és ezek kockázatait. A legutóbbi jelentést 1993-ban tették közzé.

- IAEA - (International Atomic Energy Agency): Nemzetközi Atomenergia Ügynökség. Többnyire együttműködésben más nemzetközi szervezetekkel, pl. ILO, WHO, OECD/NEA, stb. az ICRP ajánlásai alapján tesz közzé sugárvédelmi kiadványokat:
  (1) Biztonsági Szabványok, (2) Biztonsági Útmutatók, (3) Biztonsági Ajánlások, és (4) Biztonsági Eljárások és Adatok formájában. Fentiek mellett, hasznos módszertani segédletek és műszaki dokumentumokat is megjelentet.

- ICRP - (International Commission on Radiological Protection): Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság. Feladata: nyomon követni a sugárvédelem egész területén végbemenő fejlődést, ajánlásokat kidolgozni a sugárvédelem alapelveire és a sugárbiztonság szabályaira vonatkozóan. Munkáját hét albizottság tevékenysége segítő elő. Az ICRP átfogó sugárvédelmi ajánlásai:
  Publication 1 (1959), Publication 6 (1964), Publication 9 (1966), Publication 26 (1977), Publication 60 (1991). A jelenlegi hazai előírások még az 1977 évi ajánlásokon alapulnak.

- ICRU - (International Commission on Radiation Units and Measurements): Nemzetközi Sugárzás-Mértékegységei és Mérési Bizottság. Munkáját nyolc albizottság segíti elő. Működésük felöleli a nukleáris méréstechnikát, orvosi-biológiai alkalmazásokat, az ionizáló sugárzások részletes tanulmányozását, a dozimetriai problémákat.

- IRPA - (International Radiation Protection Association): Nemzetközi Sugárvédelmi Egyesülés. A sugárvédelmi szakmai kapcsolatok és együttműködések nemzetközi fóruma.

3. A BELSŐ SUGÁRTERHELÉS

3.1. Bevezetés. A belső sugárterhelés fogalma

Az emberi környezetben különböző eredetű radioaktív izotópok találhatók. Egyrészüket természetes sugárzónak tekintjük, mivel jelenlétük a természetben eleve adott, közéjük tartozik pl. a ^{14}C, a ^{40}K, vagy a ^{226}Ra), másrészüket az ember maga állította elő, azokat ipari-, gyógyító-, energetikai-, vagy katonai célzatú tevékenysége során hozta létre.
Úgy a természetes, mint a mesterséges eredetű radioaktív anyagok (porlódással, gőz vagy gázképződéssel, stb.) a környezetbe kerülve onnan belélegzéssel, a táplálékkal, (ivóvízzel), a bőrön vagy sérüléseken keresztül a szervezetbe kerülhetnek, és ott bomlásuk során ionizációs energiát képesek leadni.
Ezeknek a testen belüli ionizáló sugárforrásoknak a dózisát belső sugárterhelésnek nevezzük. Valójában egy embert érő teljes sugárterhelés; a külső forrásokból eredő külső sugárterhelésből és a belső sugárterhelésből adódik össze.
Történetileg érthető, hogy e jelenségkörrel csak a radioaktív bomlás felfedezése után kezdtek el behatóbban foglalkozni. Az első komolyabb idevágó problémát az uránércet bányászók tüdőrák előfordulásának magas aránya, majd a rádium tartalmú vízivókúrát mértéktelenül "élvezők" halálozási körülményei jelezték. Ezek közé lehet sorolni - a két világháború közötti időből - a "világító festék"-kel dolgozó azon nők rákos eseteit, akik munkájuk során rádium tartalmú festéket vittek fel ecsettel számlapokra és, hogy betűket írhassanak, az ecsetet a szájukkal formálták hegyesre.
A harmincas évek végén már alkalmaztak radioaktív izotópokat az orvosi diagnosztikában és a terápiába. Először ezek az eljárások vetették fel azt az igényt, hogy kvantitatív összefüggéseket keressenek a sugárterhelést befolyásoló egyes biológiai és fizikai paraméterek között.
A második világháború végén, a Japánt ért atomcsapást követően, egyrészt az ott élő emberek szervezetében, majd ezzel párhuzamosan a radioaktív izotópokkal foglalkozók szervezetében, sőt az atomkísérleteket követően a népesség szervezetében is kimutatható volt radioaktív anyagok jelenléte.
Ma a csernobili katasztrófa után az emberek jelentős része tisztában van azzal, hogy a sugárzó anyagok több-kevesebb része jelen van környezetünkben és bennünk is. Indokolt az az igény is, hogy többet tudjunk e sugárzásokról, azok hatásáról, és az ellenük való védekezésekről.

Az emberi szervezetbe került radioaktív izotóp (izotópot hordozó vegyület), kevés kivétellel, résztvesz a szervezet anyagcseréjében. A testszövetben lévő sugárzó anyag, a radionuklid vagy az azt hordozó vegyület, biokémiai tulajdonságának megfelelően, halmozódik majd, a vér közvetítésével egyik szövetféleségből átkerül a másikba, végső soron; vagy bizonyos szövetekbe tartósan beépül, vagy a kilélegzett levegővel, a vizelettel, faces-el (rövidebb vagy hosszabb időn belül) kiürül a szervezetből.
Könnyen érthető, hogy az emberi szervezetet érő sugárterhelés igen nagy mértékben függ olyan biológiai jellegű tényezőktől mint: a kor, a nem, a faj, a táplálkozási szokások, munka körülmények, egészségügyi állapotok, korábbi behatások ill. terhelése, a radionuklid szervezetbe kerülésének módja, belső anyagcseréje. Azok a szervek vagy szövetek, melyek a nuklidot (vagy hordozó vegyületét) szelektíven halmozzák, várhatóan a többi szövetnél nagyobb sugárterhelést kapnak. Például lehet említeni a radioaktív jódizotópot, mely ionos állapotban nagymértékben a pajzsmirigyben dúsul, a csontkereső izotópokat (pl. ^{90}Sr, ^{226}Ra) amelyek a csontban dúsulva, onnan nehezen mobilizálódnak, vagy főleg a májban és az izomban dúsuló cézium izotópokat (pl. ^{137}Cs).
A szervezetbe jutó radionuklidok beépülésének és az akkumulálódott izotópok kiürülésének matematikai jellemzésére ún. rekeszmodellek ismeretesek. A matematikailag leírt nuklid- (vagy jelzett vegyület-) koncentrációk időbeli változását kísérletesen is nyomon lehet követni és a mért eredményeket az elméleti következtetésekkel össze lehet vetni.
A szervezetben levő radionuklidok bomlásakor keletkezett sugárzások két csoportra oszthatók: azokra melyek a bomlás helyének közelében elnyelődnek (ezek a nemáthatoló sugárzások), és azokra melyek a bomlás helyétől nagyobb távolságokra is eljutnak (egyrészük a testből kilép). Az utóbbi sugárzás (röntgen- és gammasugárzások) jelenlétét a test külső felületén elhelyezett detektorral mérni is lehet. E típusú sugárzást nevezzük áthatoló sugárzásnak.
A szervezetbe került radioaktív anyag aktivitása - fizikai bomlásának és a szervezetből való kiürülésének arányában - csökken. Amennyiben mérjük a kiürülés mértékét (vizelet-, faces-, kilélegzett levegő aktivitását), következtetni tudunk a testben pillanatnyilag jelenlevő aktív anyag mennyiségére. Így lehet vizsgálni azoknak a nuklidoknak kinetikai viselkedését, melyek extrakorporálisan nem mérhetők, mint pl. a ^{14}C-t vagy a ^{90}Sr-t, ill. más bétasugárzó izotópokkal jelzett (vagy szennyezett) anyagok inkorporációját. Megfelelő érzékeny detektor rendszerrel - az ún. egésztest számlálóval - jó hatásfokkal mérni tudjuk a szervezetből kilépő fotonokat. A mért fotonok

energiájából és gyakoriságából következtetni lehet a szervezetben levő radionuklidokra, azok aktivitására.

Az emberi szervezet radioaktív anyagokkal történő szennyeződése esetén a sugárterhelés elhúzódó, a dózis terhelés általában napok-hónapok alatt alakul ki. Mivel a szervezetben levő radioaktív elem koncentrációja - a fizikai bomlással és az anyagcsere mértékével arányosan - időben változik, ezért a jelenlevő aktivitással arányos elnyelt dózis intenzitások összege (idő-integrálja) adja ki a ténylegesen elnyelt dózis nagyságát. Ezt az összegzést addig kell folytatni, amíg létezik magátalakulás a szervezetben. Ilyen módon lehet figyelembe venni azt a belső sugárterhelést (dózislekötést) is, amely az inkorporációt követően valójában még nem nyelődött el a szervezetben, de potenciálisan jelen van és csak a későbbi bomlások során realizálódik.

3.2. A belső sugárterhelés elnyelt dózisértékeinek számolása

3.2.1. A számítás igényének történeti kialakulása

A radioaktív anyagokkal történő nyomjelzéses vizsgálatokat Hevessy György kezdeményezte (1923) először a biológiában. A Hevessy által lefektetett alapelvek humán-diagnosztikai alkalmazása már nem váratott sokat magára. H.L. Blumgart és S. Weiss 1927-ben publikálta klasszikus munkáját, a vérkeringési sebesség radioaktív nyomjelzéses technikával végzett meghatározását, normál és szívbeteg embereken. 1938-ban J.G. Hamilton a Berkeley Laboratóriumban először mérte emberben a ^{131}I akkumulációját. E vizsgálatokkal olyan megállapításokat lehetett tenni, amelyeket korábban más módszerrel nem vagy csak nagyon körülményesen lehetett elvégezni. A 30-as évek végére a pajzsmirigy funkcionális vizsgálatán túl, in vivo tanulmányozták már a foszfor, a nátrium és a cézium anyagcseréjét. Ezt követően sor került a jód és a foszfor első terápiás alkalmazására is. A szövetekben lévő és ott biológiailag eloszlott radioaktív anyag dozimetriai problémájának első közelítését 1942-ben L.D. Marinelli publikálta. Egy munkacsoport leukémiás betegeknek radioaktív foszfort adott orálisan, ill. intravénásan és Marinelli arra a kérdésre próbált feleletet adni, hogy milyen összefüggés található a beadott izotóp mennyisége és a sugárexpozíció között. Számításai során összefüggéseket állított fel a béta-sugárzás aktivitása, felezési ideje, átlagenergiája, valamint a levegőben és a szövetben elnyelt dózis között. Abból a célból, hogy a vizsgálni kívánt szövet által kapott sugárdózist meghatározhassák matematikai közelítő módszereket dolgozott ki az anyagcsere

folyamatok jellemzésére, az élő szervezetben lévő radionuklidok koncentrációjának mérésére.

A második világháborút követő években alakult ki az orvostudomány egy új ága, a nukleáris medicina, amelynek keretében újabb és újabb sugárzó izotópokat ("jelzett" vegyületeket) próbáltak ki a diagnosztika és terápia érdekében. Az élő szervezetbe juttatott diagnosztikumok szervdózisainak meghatározása adott probléma volt, és erre az első szisztematikus számítási módszert L.D. Marinelli, E.H. Quimby és G.J. Hine dolgozta ki. Ők a sugárzások két kategóriáját külön-külön kezelve, egyenleteket állítottak fel, amelyekkel a szervenként elnyelt dózist kiszámíthatták. Olyan alapvető fogalmakat definiáltak, mint a geometriai faktor, az effektív felezési idő és a specifikus dózisállandó.

Számítási módszerüket hamar átvették mások is, és az elkövetkező évek során igen széleskörűen használták. Később többen átdolgozták, ill. tovább fejlesztették a Marineli egyenleteket. Ezzel együtt a számítási alapkoncepció lényegében nem változott egészen addig, amíg lehetőség nem nyílt rá, hogy új alapokon nagyteljesítményű számítógépekkel Monte-Carlo módszerrel számolják a gamma-sugárzás szerveken belüli átlag elnyelt dózisát. (A Monte-Carlo számítási módszer ismertetését lásd az Appendix-ben).

Az alapegyenletek átdolgozását, az új számítási koncepció kidolgozását főleg a lágy gamma-sugárzó izotópok alkalmazásánál fellépő pontatlan dózisértékek indokolták, de közrejátszott az a tény is, hogy egy konkrét személy dózisértékeinek meghatározásánál az ún. standard eljárás már nem adott kielégítő eredményt.

Az új rendszerű számítási formalizmus alapját W. Ellett és munkatársai (1964) fektették le. Még ugyanebben az évben az amerikai Society of Nuclear Medicine elnöke J. Hidalgo kezdeményezésére a társaság létrehozott egy ad hoc bizottságot, amelynek feladatává vált a nukleáris medicinában használt jelzett farmakonok belső sugárterhelésének a meghatározása. A bizottság (Medical Internal Radiation Dose Committe - MIRD) javasolta a különböző kutatási helyekről származó információk összegyűjtését, kritikai értékelését és nyilvánosságra hozatalát.

A MIRD-szervezésében alapos, részleteiben átgondolt munka indult meg, melynek hatása a későbbiekben általánossá és sugárvédelmi, valamint terápiás szempontból nélkülözhetetlenné vált. A bizottság eredményeit az ICRP átvette, javaslataiba beépítette.

3.2.2. Az elnyelt dózisértékeket befolyásoló paraméterek

Az emberi testben eloszlott radionuklidok elnyelt dózisértékeinek számításához szükséges ismeretek lényegében fizikai, matematikai, kémiai és bio-

lógiai jellegűek. A célszerűség szempontjából, ezeket a következőképpen lehet csoportosítani:

- számolásra alkalmas matematikai képletek és kifejezések,
- fizikai adatok, amelyek főleg a radioaktív nuklidok bomlási adatait, a kérdéses
- sugárzások abszorpciójának térbeli és szervezeten belüli eloszlásának adatait tartalmazzák,
- a kérdéses radiofarmakonok egésztestre, szervekre, szövetekre vonatkozó anyagcseréje.

Ezeket a kinetikai adatokat - mint ahogy korábban említettük - több tényező befolyásolhatja.

- a jelzett vegyület kémiai, radiokémiai és radionuklid tisztasága, az adott vegyület és szennyező anyagainak fajlagos aktivitása,
- anatómiai és fiziológiai adatok,
- a geometriai modell megválasztása. Ezen a szervek és az egésztest modellezett térbeli felépítését, a sugárzás és az anyag kölcsönhatásának feltételezett sajátosságait kell érteni.

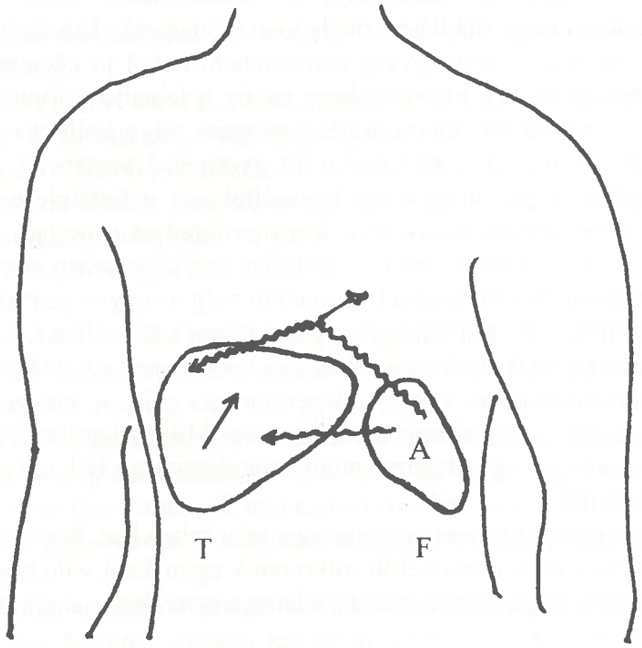
A dózisszámítás alkalmával olyan számítási modellt kell felállítanunk, amelybe behelyettesíthetjük a kérdéses személyt, (v. személyeket) érintő paramétereket és maga a számítás gyakorlatilag elvégezhető. Az így felállított és a számolás elvégzésére alkalmas modell természetesen bizonyos absztrakciókat, egyszerűsítéseket tartalmaz, és csak végesszámú "lényeges tényezőt" vesz figyelembe. E tényezőket a számolásnál, más-más súlyozással vehetjük figyelembe, a súlyozás mértékét általában a biológiai adatok befolyásolják.
A gyakorlatban a dózis-számítási modellek két alapvető típusát különböztetjük meg: egy konkrét személy szempontjából fontos egyedi dózisszámítás típusát és az egyedek egy osztályára (csoportjára) közös sajátságok és tulajdonságok alapján végzett osztálytípust.
Az egyedi típus esetén kísérletesen meg kell határozni a páciensbe beadott radioaktív anyag anyagcsere adatait, valamint az illető személy szervtömegeit, és e konkrét adatok ismeretében számíthatjuk az átlag elnyelt dózisértékeket. Ha kinetikai viszonyokkal és a szervtömegekkel kapcsolatos adatokat a radioaktív anyag szervezetbe jutása után tudjuk csak meghatározni, ezt retrospektív dózismeghatározásnak nevezzük (balesetnél, postmortális vizsgálatnál, diagnosztikai eljárással párhuzamosan végzett dozimetriai jellegű vizsgálatoknál).

Prospektív a dózismeghatározás, ha a beadást megelőzően azonos, de tracer szintű anyaggal határozzuk meg a páciens kinetikai (esetleg szervnagyság) adatait, és ezek birtokában számoljuk a várható elnyelt dózist. Ez utóbbi meghatározási módot általábana kérdéses nuklid terápiás alkalmazása során alkalmazzák.
Az osztályra (bizonyos embercsoportokra) érvényes dózismeghatározás során a számítás alapját képező modellt, az egyedek egy csoportjára formálják. Ez esetben természetesen nem veszik figyelembe az egyedek közötti eltérést és a számított értékek az osztályra vonatkozó átlagos szervdózist fogják reprezentálni. E módszerrel eredményesen hasonlíthatók össze különféle radiofarmakonok, vagy nukleáris medicinai módszerek dózisterhelései, de az egyedi testtömeg és testnagyság ismeretében, ebből jó közelítéssel meg lehet határozni az egyén dózisterhelését is. Ez a lehetőség fontos szerepet játszik még az egyént ért sugárterhelés ismeretén túl, a kollektív dózisértékek meghatározásánál, ill. számításánál (pl. gyermekek esetében).
A dózisszámítás folyamán gyakran használjuk azt a feltételezést, hogy a radionuklid egyenletesen oszlik el a forrástérfogatban (vizsgált szervben). Ez természetesen idealzált helyzet: az eloszlás szükségszerűen nem egyenletes sejtméretekben, de eltéréseket lehet találni még az egyes szerveken belüli szövetek között is. Ez a különbség nagymértékben fokozódhat kóros esetekben, és a nukleáris medicinai metodikák egy része éppen ezt a tényt használja fel a diagnosztizálásra. Ennek ellenére mégis milyen meggondolásból használható az egyenletes eloszlás feltételezése? Milyen körülmények között lehet azt elfogadni, és egyáltalában miért szükséges ezt a feltételt számításaink során használni?
Nem áthatoló sugárzások esetén a homogenitási feltétel az, hogy a sugárzást kibocsátó szerven (szöveten)-belüli mikroterek egymástól való távolsága ne legyen nagyobb a sugárzáshoz tartozó kilencvenszázalékos sugártávolságnál ($X_{90\text{-nél}}$).

Az áthatoló sugárzások szempontjából a nem egyenletes eloszlás kevésbé befolyásolja a dózisvizsonyok alakulását abban az esetben, ha a radionuklidok inhomogén eloszlásának dimenziói lényegesen kisebbek a gamma-sugárzás közepes szabad- úthosszánál.
Érdemes megjegyezni, hogy a radionuklidok szöveten, szerven belüli egyenletes eloszlásának feltételezése olyan állaptot tükröz, amely nem kíván külön eloszlási információt. Amennyiben ez az álláspont nem tartható fenn, meg kell adni az aktuális eloszlási értékeket külön-külön szövetekként, ill. szervekként. A probléma bonyolultsága miatt, az esetek többségében, a számítás ebben az esetben nehezen vagy egyáltalán nem végezhető el.

3.2.3. Az abszorpciós hányad fogalma

Az összes dózisszámítási probléma visszavezethető a következő alap problémára *(3.1. ábra)*:
adva van egy szerv, amely A aktivitású izotópot tartalmaz homogén eloszlásban. Ezt a szervet forrásszervnek (F) nevezzük. A forrásszerv egy másik szervet, a célszervet (targetszervet - T) besugarazza és a célszerv a forrásszervben levő radionuklid bomlása során keletkező részecskék energiájának egy részét (ionizációs energia formájában) elnyeli.



3.1. ábra **A T target-szerv (célszerv) és az F forrás-szerv sematikus ábrázolása**

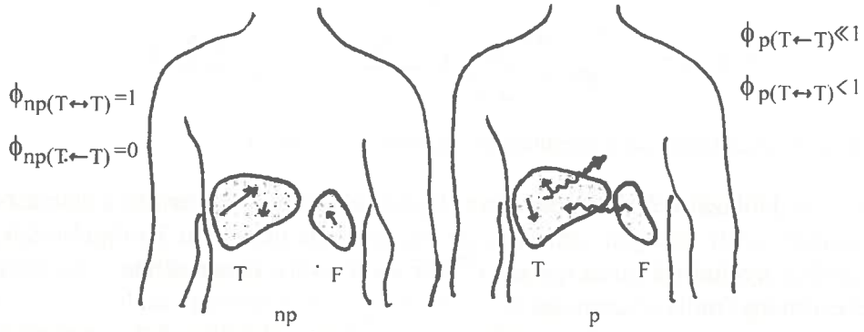
Amennyiben a célszerv által elnyelt energiát a forrásszerv által kibocsájtott energiához viszonyítjuk, egy relatív számot; az abszorpciós hányadot kapjuk (ezzel a fogalommal, pontszerű sugárforrásként, az *1.5.2.7. pontban* már foglalkoztunk), mely százzal beszorozva százalékosan is megmutatja az elnyelt energia viszonylagos értékét.

Az abszorpciós hányad:

$$\phi_{(T \leftarrow F)} = \frac{\text{(T) célszerv által elnyelt energia}}{\text{(F) forrásszerv által kibocsájtott energia}}$$

Általánosan nézve értéke függ a forrásszerv, valamint a célszerv nagyságától, egymástól való távolságuktól, anyagi összetételüktől, az őket körülvevő anyagok összetételétől, az adott sugárzás fajtájától és energiájától, de független az időtől.
A forrás - (F) és a cél - (T) szervek térbeli elhelyezkedésének lehetőségei a következők lehetnek:

- a forrás- és célszerv egymástól távol helyezkedik el, pl. VESE ← MÁJ, vagy GONÁDOK ← PAJZSMIRIGY esetében,
- a forrás- és célszerv ugyanaz (a szerv önmagát sugarazza be), pl. VESE ↔ VESE, vagy MÁJ ↔ MÁJ, vagy PAJZSMIRIGY ↔ PAJZSMIRIGY esetében,
- a forrásszerv a célszerven belül van, pl. vese tubulláris része és a vese esetében,
- a célszerv a forrásszervben belül van, pl. TÜDŐ ← EGÉSZTEST esetén.



3.2. ábra **A nemáthatoló- és az áthatoló sugárzások abszorpcióinak sematikus ábrázolása**

A sugárzás fajtáit korábban már felosztottuk nemáthatoló (np) és áthatoló (p) sugárzásra. Nézzük meg, hogy a négyféle forrásszerv - célszerv elhelyezkedésnél ezek a sugárzások hogyan viselkednek ***(3.2. ábra):***

- a forrás- és célszerv egymástól távol van. Ebben az esetben a nemáthatoló sugárzás nem éri el a célszervet, az áthatoló sugárzásból meg a távolsá-

goktól, szervnagyságoktól és a foton energiájától függő hányad jut csak el;

$$\phi_{np} = 0 \text{ és } \phi_p << 1.$$

– a forrás- és célszerv ugyanaz. A radioaktív bomlás során keletkezett összes nemáthatoló sugárzási energia gyakorlatilag a szervben nyelődik el, a fotonok energiájából a szerv nagyságától és a foton energiájával arányos hányad;

$$\phi_{np} \cong 1 \text{ és } \phi_p < 1.$$

– abban az esetben mikor a forrásszev a célszerven belül van, vagy a célszerv a forrásszerven belül van, a nemtáhatoló sugárzásból nem nyelődik el ionizációs energia a célszervben. Az áthatoló fotonokból a geometriai viszonyoktól és fotonenergiától függő hányad jut a célszervbe,

$$\phi_{np} = 0 \text{ és } \phi_p < 1.$$

Összefoglalva az abszorpciós lehetőségeket, a <u>nemáthatoló sugárzást csak a forrásszerv esetében kell számításba venni.</u>
Az elnyelt dózisteljesítményt az *1.6.6. pontban* tárgyalt módon számíthatjuk.

$$\dot{\overline{D}}_{np(szerv)} = \frac{A_{(T\leftrightarrow F)}}{m_{F,T}} \cdot \Phi_{F=T} \cdot \sum_j \sum_i \Delta_{j,i} = \frac{A_F}{m_F} \cdot \sum_j \sum_i \Delta_{j,i},$$

ahol az összegzéseket csak a nemáthatoló sugárzásra végezzük el.

az 1.16. táblázatot figyelembe véve, kigyűjthetők a nemáthatoló sugárzások bomlásonkénti energiái, amelyek az m_F tömegű homogén izotópeloszlású szervben nyelődnek el, és így pl. a ^{99m}Tc esetén - m_F ismeretében - részdózis teljesítményt tudunk számolni.
Az elnyelt dózist csak akkor tudjuk meghatározni, ha ismerjük a szerv aktivitásának időbeli változását. Az időben változó aktivitás értékeket összegezve (integrálva) kapjuk a kumulált aktivitást $\tilde{A}$ -t Bq · s-ban (később részletesebben tárgyaljuk).

$$\overline{D}_{np(szerv)} = \frac{\tilde{A}_{(F=T)}}{m_{(F=T)}} \cdot \sum_j \sum_i \Delta_{j,i}$$

<u>Az áthatoló sugárzásokat</u> tekintve, egy bizonyos foton energiához tartozó abszorpciós hányadra írhatjuk:

$$\phi_{p(T\leftarrow F)} = \frac{\text{(T) célszerv által elnyelt energia}}{\text{(F) a forrásszerv által kibocsájtott energia}}$$

$$\text{vagyis } \phi_{p(T\leftarrow F)} = \frac{\overline{D}_{(T\leftarrow F)} \cdot m_T}{\Delta \cdot \tilde{A}_F}$$

ahol $\overline{D}_{T\leftarrow F}$ a célszerv által elnyelt fotonenergia,
m_T a célszerv tömege,
Δ az egyensúlyi elnyelt-dóziskonstans,
$\tilde{A}_F$ a forrásszerv kumulált (összegezett) aktivitása

Különböző áthatoló (foton) sugárzási energiák esetén, minden energiához más-más abszorpciós hányad tartozik.
<u>A célszerv által elnyelt átlag dózist, az áthatoló és nemáthatoló sugárzást egyaránt figyelembevéve,</u> a következő kifejezés adja:

$$\overline{D}_{(T\leftarrow F)} = \frac{\tilde{A}_F}{m_T} \sum_j \sum_i \Delta_{j,i} \Phi_{j,i} \qquad [Gy],$$

ahol az összegzést a sugárzás fajtái (j) és energiái (i) szerint kell figyelembe venni *(lásd: 1.6.6.)*.
Dózisszámítások során - akkor amikor a szerv önmagát sugarazza be - a szerveket olyan geometriai formákkal közelítik, amelyek számolás szempontjából jól kezelhetőek, alakjuk pedig megfelel a szervnek. Ilyenek pl. a gömb, a körhenger, az elliptikus henger és a különböző tengelyarányú ellipszoidok. A geometriai formákban egyenletes aktivitáseloszlást tételeznek fel. A környezet visszaszórását vagy úgy veszik figyelembe, hogy a formát végtelen azonos összetételű közegben helyezik el, vagy úgy, hogy meghatározzák egy 70kg-os fantomban,központi elhelyezése során,mekkora hányaddal emeli a visszaszórás,a külön kiszámított abszorpciós hányad értékét.
Sokszor segít a számolásoknál az az általános szabály, hogy ha a célszervet (T) rész térfogatokra (régiókra) bontjuk, akkor a forrásszervből besugarazott

egyes részek abszorpciós hányadának összege megegyezik a teljes célszervre vonatkozó abszorpciós hányaddal,

$$\phi_{(T\leftarrow F)} = \phi_{(t_1\leftarrow F)} + \phi_{(t_2\leftarrow F)} + \cdots + \phi_{(t_n\leftarrow F)},$$

ahol $t_1, t_2, t_3, \ldots, t_n$ a célszerv egyes részei, és

$$\sum_i t_i = T \text{ a célszervvel.}$$

Az elmondottak alapján egyszerű geometriai formákkal bonyolultabb térbeli formákat is fel tudunk építeni és annak abszorpciós hányadát a részértékek alapján meg tudjuk határozni.

3.2.4. A specifikus abszorpciós hányad fogalma

Az előző pontban tárgyalt abszorpciós hányad esetén fontos kikötés, hogy a célszerv meghatározott térfogatú legyen (míg a forrás pontszerű is lehetett). Abban az esetben, ha a target (célszerv) egy pont, vonalmenti vagy felületen helyezkedik el, az abszorpciós hányad értelemszerűen zérus.

A specifikus abszorpciós hányad nem más, mint a forrás-target abszorpciós hányada osztva a target tömegével, vagyis:

$$\Phi_{(T\leftarrow F)} = \frac{\phi_{(T\leftarrow F)}}{m_T}, \quad \text{SI egysége } [kg^{-1}].$$

A specifikus abszorpciós hányad esetén a target formája nincs korlátozva térfogatra, egyedüli feltétel, hogy tömege része legyen a számítási modellnek. A target lehet akár pontszerű, térfogat esetén helyileg változhat a sűrűsége, vagy az aktivitás eloszlása.

Abban az esetben, ha a targetet felosztjuk $t_1, t_2, \ldots t_n$, részterületekre, ahol az egyes részterülethez tartozó tömeg rendre $m_1, m_2, \ldots m_n$, akkor írhatjuk:

$$\phi_{(T\leftarrow F)} = \phi_{(t_1\leftarrow F)} + \phi_{(t_2\leftarrow F)} + \cdots + \phi_{(t_n\leftarrow F)}, \text{ és}$$

$$\Phi_{(T\leftarrow F)} = \frac{m_1\Phi_1 + m_2\Phi_2 + \cdots + m_n\Phi_n}{m_1 + m_2 + \cdots + m_n} \cdot [kg^{-1}].$$

Ezek szerint $\Phi_{(T\leftarrow F)}$ nem más, mint a targetben (célszervben) levő részterületek specifikus abszorpciós hányadainak tömegükkel súlyozott középértéke.

Pontszerű forrás és targetpáros esetén, végtelen homogén köztes közeget feltételezve, a specifikus abszorpciós hányad csak a két pont közötti távolságtól (x-től), valamint a sugárzás kezdeti energiájától függ. Az összefüggést leíró abszorpciós hányad, jele Φ (X), értéke fotonok esetében:

$$\Phi_{(x)} = \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \cdot \frac{1}{4\pi x^2} \exp\{-\mu x\}\right] B_{en}(\mu x).$$

A szögletes zárójelben levő tagok a primer fotonok kölcsönhatását fejezik ki, a $B_{en}(\mu x)$ a Berger féle dimenzió nélküli halmozódási tényező, amely a szórt fotonokat veszi figyelembe, energia és távolságfüggő értékei vízre táblázatosan rendelkezésre állnak. Segítségével különböző speciális térformára közelítéseket végezhetünk pl. úgy, hogy egy adott forrás és adott target alapján néhány reprezentatív véletlenszerűen kiválasztott pontpárra számítjuk a specifikus abszorpciós hányadot, és ezek számtani középértékével kapjuk meg az átlagdózist.
A specifikus abszorpciós hányad jól használható változó sűrűségű vagy inhomogén izotóp eloszlás esetén.

Homogén eloszlás esetén, akkor amikor a target egy térfogat (célszerv), mindegy hogy ϕ-t vagy Φ-t használunk (egyik a másikba átszámolható). Abban az esetben, ha $\phi \ll 1$, mivel ebben az esetbe a target távol van a forrástól és a Φ nem érzékeny a target nagyságára és alakjára.

3.2.5. A reciprocitási elv

Az általános reciprocitási elv érvényes akkor, ha a radionuklid egyenletesen eloszlott az elnyelő közeg kérdéses geometriai formáiban (a targetben és a forrásban) és az anyag vagy végtelen és homogén összetételű, vagy a sugárzás szóródás nélkül nyelődik el. Ez az elv azt mondja ki, hogy bármelyik target-forrás párra fenn áll, hogy a specifikus abszorpciós hányad független attól, hogy melyik valójában a target és melyik a forrás. Formailag:

$$\Phi_{(T\leftrightarrow F)} = \Phi_{(T\leftarrow F)} = \Phi_{(F\leftarrow T)},$$

vagyis bármelyik régió lehet forrás is ill. target is.

Két térfogatra fenn áll:

$$\frac{\phi_{(T\leftarrow F)}}{m_T} = \frac{\phi_{(F\leftarrow T)}}{m_F} \quad \text{vagy} \quad \frac{\phi_{(T\leftarrow F)}}{\phi_{(F\leftarrow T)}} = \frac{m_T}{m_F}.$$

A reciprocitási elvet leíró fenti kifejezések függetlenek az aktivitástól és az elnyelt dózistól, mivel az elv egyszerűen a két formára a szimmetrikus sugárzási kölcsönhatásokat tételezi fel. A gyakorlatban - korlátai ellenére - az elv jól használható, különösen abban az esetben, ha bizonyos célszerv - forrásszerv párra nem tudjuk számolni az elnyelt dózist, csak a forrás - célszerv relációban.

3.2.6. A Snyder féle antropomorfologiai fantom

Már a hatvanas évek elején a radioaktív anyagokkal-, az atomiparban-, az egészségügyben dolgozók-, de a széleskörű lakosság érdekében is szükségessé vált egy olyan adathalmaz összegyűjtése, amely tartalmazza mindazon fizikai-, kémiai-, anatómiai-, élettani és más a sugárvédelem szempontjából fontos humán adatokat, melyek ismeretében hatásosan lehet tervezni, ill. értékelni az egyén és a népcsoportok külső és belső sugárzásból ért károsodását.

Az ICRP később létrehozott egy szakértőkből álló albizottságot e problémakör teljes tisztázására, mely albizottság hosszú évek munkája után 1975-ben publikálta eredményét (ICRP-23). Az új publikáció címét "reference man"-nek - magyarul vonatkozási embernek - nevezték, ezzel is kihangsúlyozva azt, hogy az nem minden népcsoportra érvényes, és hogy adatai idővel esetleg korrigálásra szorulnak.

A vonatkoztatási ember 170 cm magas, 70 kg tömegű, hermafrodita, melynek szervnagyságait, azok egymástól való távolságát, ill. térbeli elhelyezkedéseit, általános anyagcsere adatait, korral változó paramétereit, kémiai összetételét, az ICRP-23 kiadványban foglalták össze. Fontos annak hangsúlyozása, hogy ez a leírás egy átlag embert reprezentál. Alkalmazásával sugárvédelmi méréseket és következtetéseket vonhatunk le, de pl. nem biztos, hogy ez az adat megegyezik egy konkrét ember dozimetriai adataival (különösen ha az, kistermetű, sovány avagy nagytermetű kövér ember).

Az elnyelt dózis számításának legnagyobb problémája, a fotonok adott térfogaton belüli elnyelődésének meghatározása. A fotonok abszorpció értékeit

számíthatjuk Monte-Carlo módszerrel, izotrop közegű pontforrás specifikus abszorpciós hányadával, vagy a reciprocitás elv segítségével.

A hatvanas évek végén Snyder és munkatársai, a vonatkoztatási emberhez gyűjtött adatok alapján, megalkották az ún. antropomorfológiai (MIRD) fantomot.

A fantom létrehozásával az volt az elsődleges cél, hogy az áthatoló sugárzás (fotonok) abszorpcióját benne nyomonkövethessék. A human fantom felépítése magában foglalja azt az idealizációt, amely lehetővé teszi az átlagemberre való vonatkoztatást, technikailag pedig a számítógépes szimulációk elvégzését.

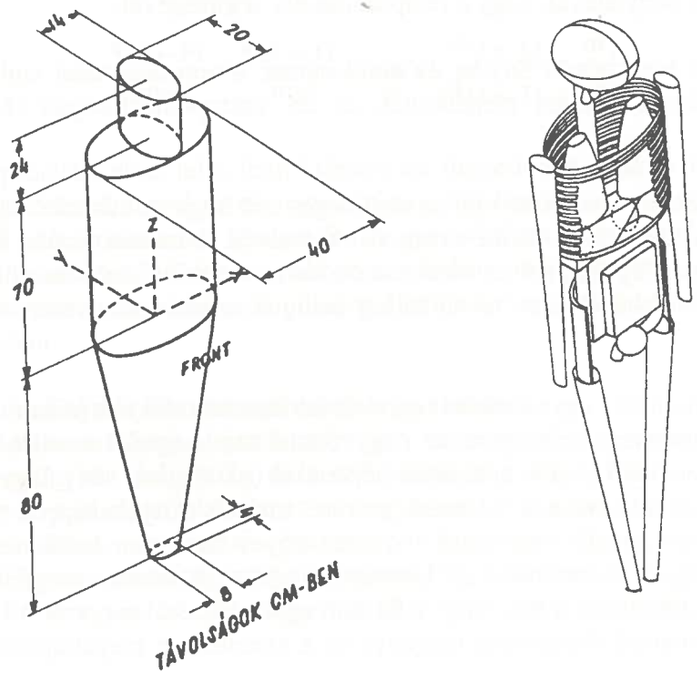
Maga a fantom egy egyszerűsített geometriai forma és annyira közelíti a test alakját és méreteit, amennyire az nagyvonalakban megfelel a valóságnak, viszont elhanyagol kisebb anatómiai képleteket (pl. fül, orr, stb.). Ugyan ezt a szemléletet alkalmazták 22 belső szervre, melyek tulajdonképpen a fantomban elhelyezkedő szubrégiók. Minden egyes fantomon belül definiált szerv homogén összetételű, de különböző sűrűségű, annak megfelelően, hogy a csontrendszer, a tüdő vagy a fantom egyéb részéről van szó. Az egyes szervek elemeinek összetétele megegyezik a kísérletesen megállapított összetétellel.

Az abszorpciós hányadok számítása során, feltételezték, hogy a sugárforrás monoenergetikus és a forrásszerven belül egyenletes eloszlású.

Az alkalmazott Monte-Carlo módszer, a fantomon belül nyomonköveti a forrásszervben véletlenszerűen eredő foton "történetét". A dózismeghatározás során feltételezik, hogy a Compron-szórt és a megsemmisülési sugárzásból származó áthatoló fotonok kivételével, a többi energia a kölcsönhatás helyén elnyelődik, viszont a keletkezett fékezési sugárzásokat nem vették figyelembe.

A teljes testet reprezentáló fantom három alapvető részből áll ***(3.3. ábra)*** :

- egy elliptikus henger reprezentálja a fejet és a nyakat,
- egy elliptikus henger reprezentálja a karokat, a törzset és a csípőket,
- egy elliptikus csonkakúp reprezentálja a két lábat.



3.3. ábra **A vonatkoztatási ember Snyder fantomja. A baloldali fantomba helyezték el a jobboldalt látható szervek fantomjait**

Az ábrából látható, hogy ennél a felnőtt emberi (ún. kaukázoid típusú populáció méreteit tükröző) fantomnál, a karokat nem választották külön a törzstől, a két láb szintén nincs szétválasztva egymástól, és olyan kis kiterjedésű részek, mint: nyak, lábfej, stb. nem lettek külön-külön figyelembevéve.

A fantom matematikai megfogalmazása a következőképpen néz ki:

– a fej esetén fennáll:

$$\left(\frac{x}{7}\right)^2 + \left(\frac{y}{10}\right)^2 \le 1; \qquad 70 < z \le 94,$$

– a törzs leírására fennáll:

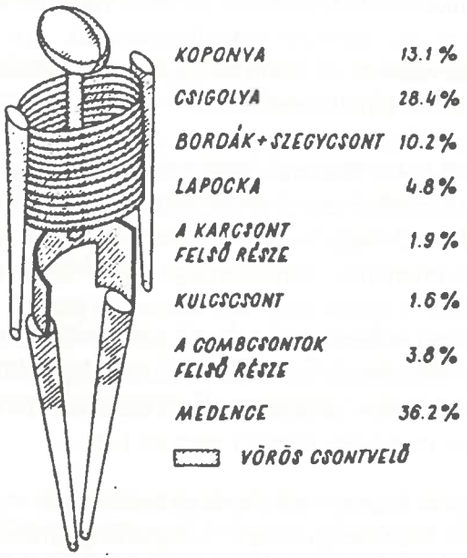
$$\left(\frac{x}{20}\right)^2 + \left(\frac{y}{10}\right)^2 \le 1; \qquad 0 \le z \le 70$$

– a lábak matematikai leírására fennáll:

$$\left(\frac{x}{20}\right)^2 + \left(\frac{y}{10}\right)^2 \le \left(\frac{100+z}{100}\right)^2; \qquad -80 \le z \le 0.$$

A térgeometriai meghatározások után a számítógépnek most már egyszerű behatárolni, hogy e térségben levő bármely pont fantomon kívül van-e, vagy azonkívül helyezkedik el, - vagy még pontosabban, e pont a fejben, a törzsben vagy lábakban található-e?

Az egésztest fantomon belül találjuk az egyes szerveket. Ezek közelítésénél az volt a cél, hogy nagyságuk és formájuk megfeleljen a valóságnak, de ugyanakkor - hasonlóan az egésztesthez - néhány egyszerű matematikai kifejezéssel leírhatók legyenek. Ezek után a számítógép megtudja azt is határozni, hogy egy kölcsönhatási helyet reprezentáló pont fantomon belül melyik szervben található. ***(3.4. ábra)***



3.4. ábra **A vonatkoztatási ember csontváz-fantomjának felépítése, benne az 1500g vöröscsontvelő állomány százalékos elhelyezkedése**

Fontos megjegyezni, hogy a fantom sűrűsége - belső részeit tekintve - három elkülöníthető részből áll: a csontvázból (magában foglalja a csont, a csontvelő és más csontrendszerben levő szervi tartalmat), a tüdő területéből és a fantom többi részéből. E területek sűrűségei rendre: 1,5; 0,3; és 1 g/cm^3-t tesznek ki, és sűrűségükön túl, elemeinek összetétele is különböző (pl. csontváz esetén a teljes tömeg 18 %-át Ca és P teszi ki, a tüdőnél az összetételt nagyon befolyásolja az a tény, hogy nincs benne annyi zsírszövet, a vérből viszont többet tartalmaz, mint a többi szerv).
Az így létrehozott és térben megfelelően elhelyezett heterogén fantom már alkalmassá vált a Monte Carlo típusú számítások elvégzésére. A számítások során egy-egy forrásszervből $6 \cdot 10^4$ foton sorsát követik nyomon, majd ezek után a számítógép kiszámítja, ill. kilistázza, hogy az egyes definiált térrészben átlag mennyi energia nyelődött el. Ez a számítási módszer meglehetősen egzakt, mégis a származtatott abszorpciós hányadok pontossága - eltérő mértékű. Más közelítő módszerekkel is kiszámolták a specifikus abszorpciós hányad értékét és az eredményeket összehasonlították egymással.

Az egyik közelítési lehetőség a Berger (1968) által közölt "halmozódási tényező" módszert alkalmazza.

A számításokhoz szükséges halmozódási tényező (B_{en}) 10 keV-nél nagyobb energiájú fotonokra és víz közegre rendelkezésre áll. Így a specifikus abszorpciós hányad szervenként és energiafüggően számolható és ezek összehasonlíthatók más módon kapott értékekkel.
A másik közelítési lehetőséget a reciprocitási elv adja.
Az emberi szervezetre, de a fantomra sem mondható, hogy homogén, mégis meglepő, hogy a gyakorlatban ezt az elvet milyen jól lehet használni. A kifejezés lehetőséget ad arra, hogy két szerv esetén, amikor az egyik szervből származó átlag-dózisintenzitás pontatlansága igen nagy (vagy egyáltalán nem számítható), akkor a másik szervből származó pontos értékből - az elv alapján - meghatározzuk a keresett dózist. A Monte-Carlo számítások során szervpárokra kapott dózisértékeket lehet e kifejezéssel ellenőrizni, vagyis azt vizsgálni, hogy két szerv relációjában a különböző módszerrel számolt átlag dózis hányadosa mennyire közelíti meg az 1-et.

Az eljárás során azt találták, hogy az eredmények jól megközelítik az 1-et. Az elfogadható értékekhez, a Berger-féle halmozódási tényezővel lágy gamma sugárzás esetén számolt Φ értéket csontra és tüdőre korrigálni kellett. Csont esetén a csontra és lágyszövetekre vonatkozó tömeg-energia-átadási együtthatók hányadával, tüdőnél a lágyszövet és a tüdő sűrűségének hányadával kellett a számolt értéket még beszorozni.

A Snyder-fantommal kapcsolatban fontos még annak a körülménynek a tisztázása, hogy mennyire változik az elnyelt dózis nagysága a targetszerv tömegének változásával.

Első közelítésként vehetjük azt a feltevést, hogy egy szerven kívül, attól bizonyos távolságon túl levő (kvázi pontszerű) forrásszervtől eredő átlagdózis, független a célszerv (targetszerv) tömegétől ill. nagyságától. Ez a helyzet magától értetődően nem áll fenn, akkor, ha a célszerv olyan nagyra növekszik, hogy a forrástól való térszöget kiterjedtebb lesz, vagy ha a forrásszerv és célszerv közötti távolság a modellhez képest jelentősen (pl. rendellenesség következtében) megváltozik.

A szélsőséges esetek kivételével, az elnyelt dózisérték viszonylag független a célszerv tömegétől. Számításokból és mérések során is igazolódott ez a feltevés.
A gyakorlatban sokszor felvetődik az a probléma, hogy ezek a számítások standard emberre érvényesek, a páciensek azonban nagyon sok tekintetben nem standardok. Pl. milyen különbség adódik az elnyelt dózisban, ha a máj a szokásosnál nagyobb? Egy májon kívüli forrásszervet tekintve az átlagdózisra nézve a különbség kicsi, feltéve ha a forrás és a máj közötti átlagtávolság a fantomot véve alapul körülbelül ugyanaz marad.

Más a helyzet akkor, ha a máj maga a forrás és a célszerv. A kérdés megoldásához közelíthetjük a szervet egy homogén eloszlású máj tömegű gömbbel.
A 70-es és 80-as években több szerző kísérletesen is és számítással is vizsgálta, hogy a különböző nagyságú forrásszervnek milyen a hatása az abszorpciós hányad alakulására, vagyis az elnyelt dózis mennyire függ a forrásszerv változó tömegétől.

A kísérletekhez elkészítették a Snyder fantomnak a reális mását. A különböző nagyságú forrásszerveket ^{137}Cs majd ^{60}Co só oldatával tötötték meg és azt a humán fantomba helyezve 20 különböző célszervben mérték az elnyelt dózist.

Azt találták, hogy bár a forrásszervek térfogata (tömege) jelentősen változott, a mérési eredményekből nyert abszorpciós hányadok, és a "reference man"-ra megadott abszorpciós hányad értékei közt szignifikáns eltérés nem mutatkozott.

3.2.7. Az egységnyi kumulációhoz tartozó "S" elnyelt dózis

A dózisszámítások során, céljaink érdekében, a 3.2.3-ban leírt kifejezéseket használjuk. Ezek az egyenletek magukban foglalják a különböző sugárzás fajtákat és a hozzájuk tartozó különböző energia értékeket két szerv viszonylatában. Mivel egy célszervnek több forrásszerve lehet, a számítások így komplikálódhatnak.

Az említett egyenletek helyett a következőket kell írni:

$$\overline{D}_T = \sum_k \overline{D}_{(T\leftarrow F_k)} = \frac{1}{m_T}\sum_k \tilde{A}_k \cdot \sum_j \sum_i \Delta_{j,i} \cdot \phi_{j,i(T\leftarrow F_k)} \quad [Gy],$$

vagy

$$\overline{D}_T = \sum_k \tilde{A}_{F_k} \cdot \sum_j \sum_i \Delta_{j,i} \cdot \Phi_{j,i,k(T\leftarrow F_k)} \quad [Gy],$$

ahol a k a szervek számát jelenti (beleértve önmagát is).

Ismerve azt a tényt, hogy a radioaktív nuklidok a bomlásuk és a másodlagos hatások során általában nagyszámú és különböző energiájú fotont, ill. elektront produkálnak, könnyen érthetővé válik, hogy a fenti egyenletek használata mindenképpen terhelően sok numerikus számítást tartalmaz. A számításokhoz szükséges legtöbb biológiai adat a kumulált aktivitásban ($\tilde{A}_{F_k}$) testesül meg, míg az egyenletekben található maradék rész fizikai és anatómiai adatokat tartalmaz. A számítások megkönnyítése miatt - célszerűnek mutatkozik egy, az antropomorfologiai modellhez alkalmazkodó külön mennyiséget, az

$$S_{(T\leftarrow F)} = \sum_j \sum_i \Delta_{j,i} \cdot \Phi_{j,i(T\leftarrow F)}$$

bevezetni, mely egyúttal egységnyi forrásszervi kumulációt is feltételez.
Eme elkülönítés után az "S" értéket radionuklidként, forrás és célszervek (targetszervek) relációjaként táblázatosan lehet közreadni. A célszervben elnyelt átlagdózist - adott radionuklidra és forrásszervre - ezek után a következő egyszerű formula alapján számíthatjuk:

$$\overline{D}_{(T\leftarrow F)} = \tilde{A}_F \cdot S_{(T\leftarrow F)} \quad [Gy],$$

Több szerv esetén:

$$\overline{D}_T = \sum_k \overline{D}_{(T\leftarrow F_k)} = \sum_k \tilde{A}_{F_k} \cdot S_{(T\leftarrow F_k)} \quad [Gy],$$

ahol k a számításba jövő forrásszerveket jelöli külön-külön.

"S" értéke egy specifikált anatómiai (geometriai) modell esetén, minden egyes radionuklidra targetszerv - forrásszerv relációkban táblázatosan elkészíthető. Az adott modellt elfogadva, a legnagyobb kisérletes problémát az

$$\tilde{A}_F = \int_0^\infty A_F(t)dt$$

kumulált aktivitás értékének, az összes forrás szervre külön-külön való meghatározása okozza.
W.S. Snyder és munkatársai (1975) publikáltak először "S" érték táblázatokat a "reference man"-nek megfeleltethető humán fantomra. ***(3.1. táblázat)***

Az elektronok specifikus abszorpciós hányad értéke - abban az esetben, ha a forrás- és a célszerv ugyanaz, egyenlő a célszerv tömegének reciprok értékével, azonban, ha a forrás és a célszerv különálló, akkor értéke nullával egyenlő. Ettől az általános szabálytól "S" értékek számításánál bizonyos esetekben eltértek.
Ilyen eltérés pl. akkor lép fel, ha a célszerv fallal rendelkezik és a fal az a hely, amelyben a nemáthatoló sugárzás elnyelődik, a "forrásszerv" a szerv tartalma. Ebben az esetben a specifikus abszorpciós hányad értéke a forrásszerv (vagyis a tartalom) tömegének reciprok értéke szorozva 1/2-el, kifejezve azt a feltevést, hogy a dózis a fal felületén fele a faltól távol levő tartalomátlag dózisának. Ez a feltételezés pl. a gyomor-bél traktusoknál és a hólyagnál - a bennük levő tartalomnak megfelelően - játszik szerepet.
Másik kivétel a csontban halmozódott és elektront emittáló anyagtól származó dózisnál adódik. Itt a számítások során azt a feltételezést használják, hogy a corticalis és a trabecularis csontokban a radionuklid egyformán halmozódik. A vöröscsontvelőben elnyelt dózis pontos számításához szükséges volna a kumulált aktivitásokat a két csont típusban külön-külön meghatározni, ha azonban csak a teljes csont kumulált aktivitása áll rendelkezésre, akkor annak értékét két egyenlő részre kell osztani. Ez esetben az a feltevés, hogy az aktív anyag egyenletesen oszlott el a csont tömegében, egy vöröscsontvelő dózisérték alábecslést eredményez, ami különösen akkor érezteti hatását, ha rövid életidejű nuklidok kötődnek a csont belső felszínére.

^{99m}Tc

TARGET-SZERVEK	FORRÁS- SZERVEK									
	MELLÉKVESE	HÓLYAG TARTALOM	EMÉSZTŐ RENDSZER				VESE	MÁJ	TÚDŐ	EGYÉB SZÖVETEK (IZOM)
			GYOMOR TARTALOM	VÉKONYBÉL TARTALOM	FELSŐ-VASTAG- BÉL TARTALOM	ALSÓ VASTAG- BÉL TARTALOM				
MELLÉKVESE	3.1E-03	1.5E-07	2.7E-06	1.0E-06	9.1E-07	3.6E-07	1.1E-05	4.5E-06	2.7E-06	1.4E-06
HÓLYAG FALA	1.3E-07	1.6E-04	2.7E-07	2.6E-06	2.2E-06	6.9E-06	2.8E-07	1.6E-07	3.6E-08	1.8E-06
CSONT (TELJES)	2.0E-06	9.2E-07	9.0E-07	1.3E-06	1.1E-06	1.6E-06	1.4E-06	1.1E-06	1.5E-06	9.8E-07
GI (GYOMORFAL)	2.9E-06	2.7E-07	1.3E-04	3.7E-06	3.8E-06	1.8E-06	3.6E-06	1.9E-06	1.8E-06	1.3E-06
GI (VÉKONYBÉL)	8.3E-07	3.0E-06	2.7E-06	7.8E-05	1.7E-05	9.4E-06	2.9E-06	1.6E-06	1.9E-07	1.5E-06
GI (FELSŐVASTAGBÉLFAL)	9.3E-07	2.2E-06	3.5E-06	2.4E-05	1.3E-04	4.2E-06	2.9E-06	2.5E-06	2.2E-07	1.6E-06
GI (ALSÓVASTAGBÉLFAL)	2.2E-07	7.4E-06	1.2E-06	7.3E-06	3.2E-06	1.9E-04	7.2E-07	2.3E-07	7.1E-08	1.7E-06
VESE	1.1E-05	2.6E-07	3.5E-06	3.2E-06	2.8E-06	8.6E-07	1.9E-04	3.9E-06	8.4E-07	1.3E-06
MÁJ	4.9E-06	1.7E-07	2.0E-06	1.8E-06	2.6E-06	2.5E-07	3.9E-06	4.6E-05	2.5E-06	1.1E-06
TÚDŐ	2.4E-06	2.4E-08	1.7E-06	2.2E-07	2.6E-07	7.9E-08	8.5E-07	2.5E-06	5.2E-05	1.3E-06
VÖRÖS CSONTVELŐ	3.6E-06	2.2E-06	1.6E-06	4.3E-06	3.7E-06	5.1E-06	3.8E-06	1.6E-06	1.9E-06	2.0E-06
EGYÉB SZÖVETEK (IZOM)	1.4E-06	1.8E-06	1.4E-06	1.5E-06	1.5E-06	1.7E-06	1.3E-06	1.1E-06	1.3E-06	2.7E-06
PETEFÉSZEK	6.1E-07	7.3E-06	5.0E-07	1.1E-05	1.2E-05	1.8E-05	1.1E-06	4.5E-07	9.4E-08	2.0E-06
HASNYÁLMIRIGY	9.0E-06	2.3E-07	1.8E-05	2.1E-06	2.3E-06	7.4E-07	6.6E-06	4.2E-06	2.6E-06	1.8E-06
BŐR	5.1E-07	5.5E-07	4.4E-07	4.1E-07	4.1E-07	4.8E-07	5.3E-07	4.9E-07	5.3E-07	7.2E-07
LÉP	6.3E-06	6.6E-07	1.0E-05	1.5E-06	1.4E-06	8.0E-07	8.6E-06	9.2E-07	2.3E-06	1.4E-06
HERÉK	3.2E-08	4.7E-06	5.1E-08	3.1E-07	2.7E-07	1.8E-06	8.8E-08	6.2E-08	7.9E-09	1.1E-06
PAJZSMIRIGY	1.3E-07	2.1E-09	8.7E-08	1.5E-08	1.6E-08	5.4E-09	4.8E-08	1.5E-07	9.2E-07	1.3E-06
MÉH	1.1E-06	1.6E-05	7.7E-07	9.6E-06	5.4E-06	7.1E-06	9.4E-07	3.9E-07	8.2E-08	2.3E-06
EGÉSZTEST	2.2E-06	1.9E-06	1.9E-06	2.4E-06	2.2E-06	2.3E-06	2.2E-06	2.2E-06	2.0E-06	1.9E-06

3.1. táblázat Egységnyi kumulált aktivitáshoz tartozó "S"érték (rad/μCi·h) Technécium-99^{m} Fizikai felezési idő 6.03óra

^{99m}Tc

TARGET-SZERVEK	FORRÁS- SZERVEK									
	PETEFÉSZEK	HASNYÁL-MIRIGY	CSONTVÁZ			BŐR	LÉP	HERÉK	PAJZS-MIRIGY	EGÉSZ-TEST
			VÖRÖS CSONTVELŐ	CORT. CSONT	TRA. CSONT					
MELLÉKVESE	3.3E-07	9.1E-06	2.3E-06	1.1E-06	1.1E-06	6.8E-07	6.3E-06	3.2E-08	1.3E-07	2.3E-06
HÓLYAG FALA	7.2E-06	1.4E-07	9.9E-07	5.1E-07	5.1E-07	4.9E-07	1.2E-07	4.8E-06	2.1E-09	2.3E-06
CSONT (TELJES)	1.5E-06	1.5E-06	4.0E-06	1.2E-05	1.0E-05	9.9E-07	1.1E-06	9.2E-07	1.0E-06	2.5E-06
GI (GYOMORFAL)	8.1E-07	1.8E-05	9.5E-07	5.5E-07	5.5E-07	5.4E-07	1.0E-05	3.2E-07	4.5E-08	2.2E-06
GI (VÉKONYBÉL)	1.2E-05	1.8E-06	2.6E-06	7.3E-07	7.3E-07	4.5E-07	1.4E-06	3.6E-07	9.3E-09	2.5E-06
GI (FELSŐVASTAGBÉLFAL)	1.1E-05	2.1E-06	2.1E-06	6.9E-07	6.9E-07	4.6E-07	1.4E-06	3.1E-07	1.1E-08	2.4E-06
GI (ALSÓVASTAGBÉLFAL)	1.5E-05	5.7E-07	2.9E-06	1.0E-06	1.0E-06	4.8E-07	6.1E-07	2.7E-06	4.3E-09	2.3E-06
VESE	9.2E-07	6.6E-06	2.2E-06	8.2E-07	8.2E-07	5.7E-07	9.1E-06	4.0E-08	3.4E-08	2.2E-06
MÁJ	5.4E-07	4.4E-06	9.2E-07	6.6E-07	6.6E-07	5.3E-07	9.8E-07	3.1E-08	9.3E-08	2.2E-06
TÚDŐ	6.0E-08	2.5E-06	1.2E-06	9.4E-07	9.4E-07	5.8E-07	2.3E-06	6.6E-09	9.4E-07	2.0E-06
VÖRÖS CSONTVELŐ	5.5E-06	2.8E-06	3.1E-05	4.1E-06	9.1E-06	9.5E-07	1.7E-06	7.3E-07	1.1E-06	2.9E-06
EGYÉB SZÖVETEK (IZOM)	2.0E-06	1.8E-06	1.2E-06	9.8E-07	9.8E-07	7.2E-07	1.4E-06	1.1E-06	1.3E-06	1.9E-06
PETEFÉSZEK	4.2E-03	4.1E-07	3.2E-06	7.1E-07	7.1E-07	3.8E-07	4.0E-07	0.0	4.9E-09	2.4E-06
HASNYÁLMIRIGY	5.0E-07	5.8E-04	1.7E-06	8.5E-07	8.5E-07	4.4E-07	1.9E-05	5.5E-08	7.2E-08	2.4E-06
BŐR	4.1E-07	4.0E-07	5.9E-07	6.5E-07	6.5E-07	1.6E-05	4.7E-07	1.4E-06	7.3E-07	1.3E-06
LÉP	4.9E-07	1.9E-05	9.2E-07	5.8E-07	5.8E-07	5.4E-07	3.3E-04	1.7E-08	1.1E-07	2.2E-06
HERÉK	0.0	5.5E-08	4.5E-07	6.4E-07	6.4E-07	9.1E-07	4.8E-08	1.4E-03	5.0E-10	1.7E-06
PAJZSMIRIGY	4.9E-09	1.2E-07	6.8E-07	7.9E-07	7.9E-07	6.9E-07	8.7E-08	5.0E-10	2.3E-03	1.5E-06
MÉH	2.1E-05	5.3E-07	2.2E-06	5.7E-07	5.7E-07	4.0E-07	4.0E-07	0.0	4.6E-09	2.6E-06
EGÉSZTEST	2.6E-06	2.6E-06	2.2E-06	2.0E-06	2.0E-06	1.3E-06	2.2E-06	1.9E-06	1.8E-06	2.0E-06

3.1. táblázat **Egységnyi kumulált aktivitáshoz tartozó "S"érték (rad/μCi·h) Technécium-99^{m} Fizikai felezési idő 6.03óra**

3.2.8. Dózisszámítás a "vonatkoztatási ember"-től eltérő geometriai modell esetén

Gyakorlatban többször előfordul, hogy egy adott ember testének geometriai struktúrája különbözik a 70 kg-os "reference man" geometriai struktúrájától. Ebben az esetben nyilvánvalóan módosítani kell az eddig bemutatott dózisszámítási elképzeléseket.

Általános az a törekvés, hogy a már kidolgozott MIRD módszerek segítésével, annak valamilyen transzformációjával kapjuk a megoldást. Akkor, ha a térbeli elhelyezkedésben nincs extrém értékű eltérés, a transzformációra néhány alapszabály áll rendelkezésre.

Vegyük pl. azt az esetet, amikor a cél- és forrásszervek nem esnek egybe, és a két szerv súlypontjainak egymástól való távolsága ismert. A vizsgálatok tanulsága szerint az S értéke és ezzel a dózis, relatíve érzéketlen mindkét régió nagyságának és alakjának változására, addig míg ez a súlypont távolság közelítőleg ugyanazt az értéket mutatja.

Abban az esetben, mikor a forrás és célszervek súlypontjai közötti távolság különbözik a "vonatkoztatási ember" megfelelő adataitól, a pontos dózis meghatározására a Yamaguchi féle transzformációs módszer használható. Erre az egyedi esetre érvényes abszorpciós hányad ϕ' aránya a "vonatkoztatási ember" megfelelő ϕ értékéhez;

$$\frac{\phi'(T' \leftarrow F')}{\phi(T \leftarrow F)} = \frac{m'_T}{m_T} \cdot Tr,$$

ahol m_T és m'_T a target szervek tömegei a "vonatkoztatási ember"-nél és az egyedi esetben, Tr a Yamaguchi féle transzformációs függvény, amely függ a súlypontok egymástól való távolságától és a fotonok energiájától.

A Tr transzformációs függvény segítségével a transzformált abszorpciós hányadot, minden fotonenergiájára külön-külön meg kell határozni, majd ezeket a transzformált értékeket kell az eredeti MIRD egyenletekben alkalmazni. A transzformációs függvényt - bonyolultsága miatt - a jegyzetben tovább nem részletezzük, viszont rá szeretnénk mutatni arra, hogy problémánkra ez esetben is van pontos megoldás.

Tekintsünk át néhány könnyebben megoldható és az elnyelt dózisban legnagyobb értéket adó esetet. Akkor amikor a forrás és a célszerv ugyanaz a régió, nemáthatoló sugárzás esetén, az elnyelt dózis a szervtömeg reciprokával arányos. A 100 keV energia feletti áthatoló fotonok részére a ϕ értéke arányos $\sqrt[3]{m_T}$ -el. Yamaguchi erre az esetre a következő számítási módszert dolgozta ki.

$$\bar{D}(T' \leftarrow F') = \frac{\tilde{A}_F}{m'}\left[\sum_i \Delta_{np,i} + \sqrt[3]{\frac{m'}{m}}\sum_i \phi_{p,i(T \leftarrow F)}\Delta_{p,i}\right],$$

ahol: $\phi_{p,i}$ a "vonatkoztatási ember" tabulázott ϕ értékei,
m és m' a "vonatkoztatási ember"-nél és az egyedi esetnél előforduló tömegértékek,
Δ_i az i-ik bomlásmódhoz tartozó energia érték.

Abban az esetben amikor a forrás- és a célszerv megegyezik, egy alternatív - és sokszor az előbbinél is pontosabb módszert kínál az Appendixben található táblázatok dózisszámítási lehetősége. Ez esetben a MIRD sémák alkalmazásával, jellemző térformákra és energia értékekre kiszámított abszorpciós együtthatók ismeretében számolni tudjuk az adott nuklidhoz tartozó átlag dózisintenzitást. Ez a meghatározási lehetőség különösen a terápiás alkalmazásoknál bír nagy jelentőséggel, ahol így kétféle módszerrel is számíthatjuk és kontrollálhatjuk eredményeinket.

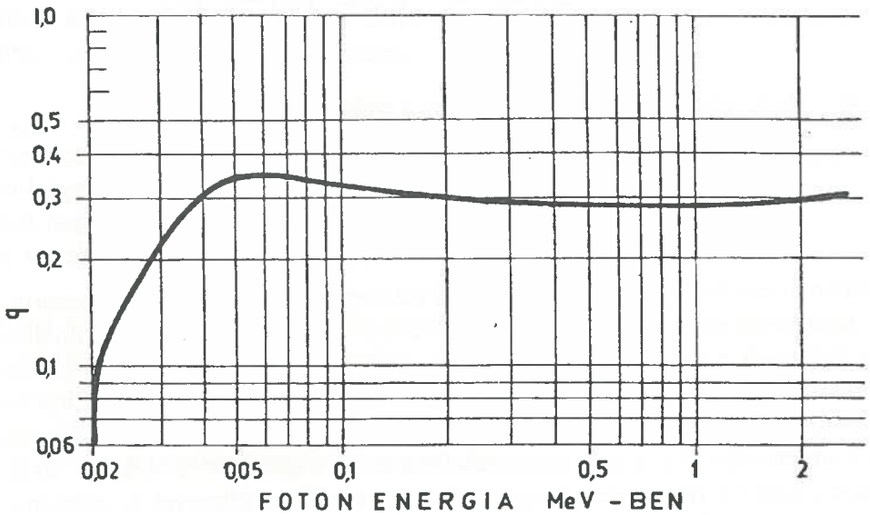
Számos vizsgálat tűzte célul a különböző korú gyermekek dózisainak számítását. Yamaguchi új formulái a különböző anatómiai felépítésű - külön osztályba sorolható - gyermek részére, a következő korrekciós kifejezéseket szolgáltatják:

- nemáthatoló sugárzás esetén a dóziskorrekció csak a kérdéses személy (gyermek) szervének tömegétől függ:

$$\frac{\dot{\bar{D}}_{T' \text{ gyerek}}}{\dot{\bar{D}}_{T \text{ felnőtt}}} = \frac{m_{T \text{ felnőtt}}}{m'_{T' \text{ gyerek}}}.$$

Áthatoló sugárzás esetén, akkor amikor a gyermek, (eltérő alkatú felnőtt) forrásszerve és célszerve megegyezik egymással, az abszorpciós hányad korrekciója a következő:

$$\phi_{\text{gyerek}\,(T'\leftarrow F')} = \phi_{\text{felnőtt}\,(T\leftarrow F)} \cdot \left[\frac{m'_{T'\,\text{gyerek}}}{m_{T\,\text{felnőtt}}}\right]^{q}.$$



3.5. ábra **A *q* paraméter fotonenergiától függő értéke**

Az energiafüggő q értéke a ***3.5. ábráról*** leolvasható, és jól látható, hogy kb. 40 keV-nél nagyobb fotonenergiáknál a q közelítőleg energiafüggetlen, értéke 0,3. Így az átlag elnyelt dózis értékét ez esetekre is számolhatjuk:

$$\overline{D}_{\text{gyerek}\,(T'\leftarrow F')} = \frac{\tilde{A}_F}{m'_{T'\text{gyerek}}} \cdot \sum_i \phi_{i\,\text{gyerek}\,(T'\leftarrow F')} \cdot \Delta_{p,i} =$$

$$= \overline{D}_{\text{felnőtt}\,(T\leftarrow F)} \cdot \left(\frac{m_{T\,\text{felnőtt}}}{m'_{T'\text{gyerek}}}\right)^{1-q}.$$

A vonatkoztatási ember modelljének segítségével, az általános belsődozimetriai problémák megoldására, használható módszert kaptunk. Kétségtelen, e módszernek az a nagy hibája, hogy sok numerikus számolást igényel. A számítások egyszerűsítésére hozták létre az ún. "S" érték táblázatot, amely egy adott izotóp esetén megadja az egységnyi aktivitáshoz tartozó targetszervben elnyelt dózis nagyságát.

Sajnos a vonatkoztatási ember-től eltérő esetekre, a Yamaguchi-féle transzformálás ismét az abszorpciós együtthatókkal, ill. a specifikus abszorpciós együtthatókkal operál, így az előző egyszerűsítési lehetőség ez esetben már nem áll fenn. Keresni kezdték ezért azokat a módszereket, amelyek segítésével egyszerűbbé tehetik a belsődózis meghatározását és ehhez biológiai adatok gyűjtésével pontosították a különböző korú gyermekek ill. a felnőttek anatómiai és anyagcsere modelljeit. Megalkották a gyermek-fantomokat, majd a Berger-féle halmozódási tényező, ill. az izotróp közegű pontforrás specifikus abszorpciós együttható ($\Phi(x)$), a Monte-Carlo számítás, ill. a Yamaguchi transzformálás eredményeképpen kapott adatok összevetéséből született az a táblázat halmaz, amely adott összevetéséből született az a táblázat halmaz, amely adott forrásszerv mellett, különböző fotonenergiákhoz és különböző célszervekhez megadja a kortól függő specifikus abszorpciós együttható értékeket.

Emlékeztetőül a targetszerv átlag dózisát ($\overline{D}_T$) megkapjuk, ha a forrásszervben kumulált (halmozódott) aktivitás értékét $\tilde{A}_F$-t (ami a bomlások darabszámát adja) megszorozzuk $\sum_j \sum_i \Delta_{j,i} \Phi_{j,i(T\leftarrow F)}$ értékkel, mely értékeket most már a táblázatokból megkapjuk.

Az így kapott táblázatok kezelése még mindig bonyolultnak bizonyul, és nem is lehet ezeket tovább egyszerűsíteni, csak abban az esetben, ha ismerjük a radionuklidok testen belüli eloszlását, a pontos anyagcsere útvonalakat és értékeket.

Speciális sugárvédelmi jellegű esetekben a mért adatokból ismertté vált a szervezetbe jutott radionukliddal jelzett hordozó vegyület szerveloszlása, vagyis minden egyes forrásszervre az $\tilde{A}_F$ érték. A speciális esetek a lenye-

lést, vagy a belélegzést jelentik, mivel a mindennapi (sugárvédelmi) gyakorlatban leginkább ezek az esetek fordulnak elő. Ezekre az esetekre, megvizsgálták azt a tényezőt is, hogy a lenyelt vagy belélegzett hordozó vegyület milyen ütemben szívódik fel a szervezetben, és a felszívódás mértékének megfelelően külön kategóriákat állítottak fel. Mindezen adatok birtokában, a kérdéses izotópokra kategóriánként megalkották az évi felvételi korlát: ÉFEK (dolgozókra vonatkozó) értékeit *(lásd a 2.3.4. pontot)*, amelyek táblázatosan az ICRP-30-as kiadványban (Limits for Intakes of Radionuclides by Workers-ICRP publication 30.) és a 62/1-1989. Magyar Szabványban megtalálhatók.

^{131}I SZERV	Felnőtt	15 éves	10 éves	5 éves	1 éves
Mellékvese	3.9E-02	4.7E-02	8.0E-02	1.3E-01	2.5E-01
Hólyag fala	4.6E-01	5.7E-01	8.7E-01	1.4E+00	2.6E+00
Csontfelszín	6.1E-02	9.2E-02	1.3E-01	1.9E-01	3.0E-01
Mell	5.5E-02	5.4E-02	1.1E-01	1.8E-01	3.2E-01
GI rendszer					
gyomor fala	4.6E-01	5.8E-01	8.5E-01	1.5E+00	3.0E+00
vékonybél	2.8E-01	3.5E-01	6.2E-01	1.0E+00	2.0E+00
felsővastagbél fala	5.9E-02	6.5E-02	1.0E-01	1.6E-01	2.9E-01
alsóvastagbél fala	4.1E-02	5.2E-02	8.1E-02	1.3E-01	2.4E-01
Vesék	5.8E-02	7.4E-02	1.1E-01	1.5E-01	2.7E-01
Máj	3.5E-02	4.5E-02	7.5E-02	1.3E-01	2.5E-01
Tüdő	7.2E-02	9.8E-02	1.6E-01	2.6E-01	4.4E-01
Petefészek	4.3E-02	5.8E-02	9.1E-02	1.4E-01	2.6E-01
Hasnyálmirigy	5.3E-02	6.6E-02	1.1E-01	1.7E-01	3.0E-01
Vöröscsontvelő	7.0E-02	9.9E-02	1.3E-01	1.8E-01	2.9E-01
Lép	4.4E-02	5.5E-02	8.9E-02	1.4E-01	2.5E-01
Herék	2.7E-02	3.4E-02	5.6E-02	9.2E-02	1.8E-01
Pajzsmirigy	3.6E+02	5.6E+02	8.4E+02	1.9E+03	3.4E+03
Méh	5.2E-02	6.6E-02	1.1E-01	1.7E-01	3.0E-01
Egyéb szövetek	9.0E-02	1.3E-01	2.0E-01	3.1E-01	5.5E-01
Effektív dózisegyenérték: H_E	1.1E+01	1.7E+01	2.5E+01	5.6E+01	1.0E+02

3.2. táblázat **Szervdózis egységnyi beadott aktivitásnál (mGy/MBq). (Fizikai felezési idő: 8.04 nap, pajzsmirigy felvétel 25%)**

A nukleáris medicina belsődózis meghatározása is egyszerűsíthető akkor, ha ismerjük a jelzett vegyület anyagcseréjét, mely esetben kortól függően táblázatosan megadható az a dózis, amely egységnyi aktivitású izotóp beadását követően, a kérdéses célszervben (a többi forrásszervtől és önmagától) elnyelődik ***(3.2. táblázat).*** A kumulált (halmozott) aktivitás meghatározását a *3.3. pontban* részleteiben is tárgyaljuk. A halmozódási értékek, azonos vegyületek esetén is eltérhetnek egymástól, mivel szervenkénti nagyságukat befolyásolja többek között a beadás módja, a betegség súlyossága, az egyes szervekben való felszívódást gátló vagy serkentő anyagok alkalmazása, stb. Ezért ezekre az esetekre - az előzőeken túl - külön táblázatok állnak rendelkezésre (Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - ICRP publication 53). A táblázat fejléce tartalmazza a jelző radionuklidot, a hordozó vegyületet, a beadás módját, esetleges blokkolószer alkalmazását, és egységnyi (MBq) aktivitás után megadja kortól függően az egyes targetszervek dózisát mGy-ben. Mivel ismerjük a szervek súlyozó tényezőit (w_T-t) kiszámolható az egységnyi aktivitáshoz tartozó effektív dózisegyenérték is. A táblázat ezeket is tartalmazza, μSv/MBq egységekben.

A táblázatok használata megkönnyíti a sugárvédelmi problémák megoldását, de fontos ismerni azok korlátait is, mert csak azok ismeretében lehet egyedi esetben a valódi dózisértékeket megadni. Amennyiben a feltételek eltérnek a táblázat készítésekor előírt feltételektől, akkor nincs egyszerűsítési lehetőség, a korábban ismertetett eljárásokkal kell a kérdéses személy szervdózis értékeit kiszámolni.

3.3. A halmozódási értékek meghatározása

A korábbiakban többször előfordult a halmozódási értékek meghatározásának kérdése. Az eddigiek tanusága szerint, a dózisszámítások valójában két problémakörből vett eredmény szorzataként jönnek létre. Az egyik a fizikai-anatómiai tulajdonságokat magában foglaló modellt, a másik az egyes szervekben tartózkodó sugárzó anyagok időbeli változását leíró kifejezéseket tartalmazza. Egy megfelelő gondossággal létrehozott és a szakmai közvélemény által elfogadott geometriai modell esetén, a dózisszármaztatás sok esetben a szervek halmozódási értékeinek kisérletes meghatározására korlátozódik. Ezt az egyszerűnek látszó, de nagyon is összetett problémát, többféle közelítésben lehet tárgyalni.

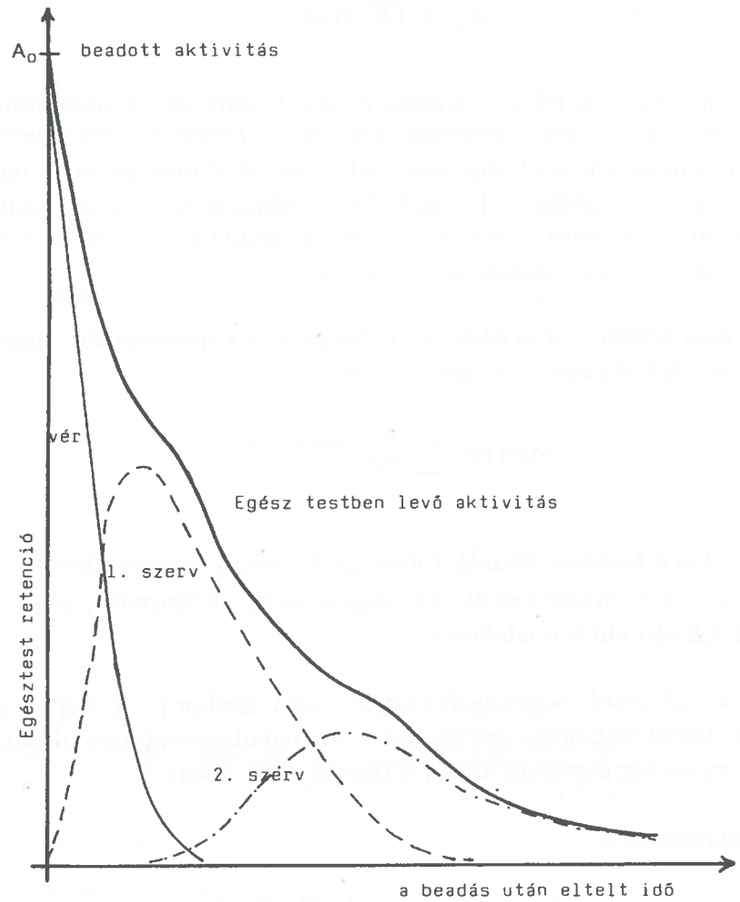
Egy forrásszervben levő radioaktív anyag addig sugároz, míg benne az utolsó radioaktív izotóp atommag el nem bomlik. Ezt méréstechnikai szempontból megvárni nem mindig lehet, de a fizikai- és biológiai eliminációja mértékéből, meghatározott mérési idő elteltével, nagy pontossággal meg tudjuk határozni azt az átlag ott tartózkodási időt, (τ_F) amelyet alapul vehetünk a dózisszámítások során. A mérési eredményeket időben ábrázolva, képet kaphatunk arról a mechanizmusról, amely a radioaktív anyag egyes szerveken belüli növekedéséből - majd későbbi kiürüléséből áll. E mechanizmus során - a dozimetriai számítások szempontjából - minket elsősorban az a tény érdekel, hogy a radioaktív anyaggal jelzett vegyület, maga a sugárzó izotóp, milyen szervben (szövetben) oszlik el és ott időben hogyan változik aktivitása. E probléma számos méréstechnikai és kiértékelési nehézséget rejt magában, amelyeket a jelzett vegyület tulajdonságai és biológiai variabilitáson túl a beadás (szervezetbe való bejutás) módja is erősen befolyásol.

3.3.1. A dózisszámítás biokinetikai paraméterei

Hogy mit értünk biokinetikai paraméter alatt, az függ a mérési- és a kiértékelési módszertől egyaránt. A biológiai folyamatok vizsgálata során nyilvánvalóvá vált, hogy a szervek aktivitás változása (biológiai ürülés) nem egyszerű exponenciálisan vagy hatványfüggvény-szerűen csökkenő jelenség, hanem a matematikai leírás lehet többtagú, és nemcsak csökkenő, hanem időben emelkedő jelleg is mutatkozhat. Valójában az igazi biokinetikai paraméter - a dózisszámítás szempontjából - a halmozódási tényező értéke, (ill. az átlag tartózkodási idő (τ_F)). A származtatások során sok olyan mérésekből, számításokból adódó paraméter is felszínre került, amelyek matematikailag leírják a halmozódási érték nagyságát. Az így kapott paraméterekhez esetenként biológiai tulajdonságot is rendelhetünk. A belsődózis-számítás gyakorlatában ennek megfelelően biokinetikai paraméternek számít: a szerv pillanatnyi aktivitása, az aktivitás változását matematikailag leíró függvény(ek) paraméterei, az átlag tartózkodási idő, a biológiai felezési idő, stb.. Le kell azonban szögezni, hogy akkor amikor a biológiai változást (mérési eredményeket) matematikai függvénnyel (függvényekkel) próbáljuk közelíteni, a közelítő függvények paraméterei nem feltétlenül rendelkeznek valós biológiai tartalommal. E függvények egyszerűen csak analitikus (matematikai) formában próbálják a mérések eredményeit visszaadni.

A nukleáris medicinában legfőképpen egy injekciós, nagyon ritkán konstans beviteli technikát alkalmaznak. A két beadási típus különböző egésztest és szerv retenciós görbe típusokat eredményez. A ***3.6. ábra*** egy típusos egésztest-retenciós görbét mutat impulzusszerűen i.v. beadott radioaktív anyag

esetén. Az egésztest-retenciós görbe fontos tulajdonsága, hogy monoton (állandóan) csökkenő, és a csökkenést a biológiai ürülés és a fizikai bomlás együttesen eredményezi (effektív retenciós érték). Az egésztest ürülési görbe elvben több szerv halmozódási görbéjének összegeként jön létre, (amint azt az ábra is mutatja). A görbe alatti terület az egésztest (az adott szerv) halmozódási értékét adja, amelyet grafikus integrálással, vagy a görbét analitikus függvénnyel közelítve, a függvény-paraméterek ismeretében, integrálhatunk.



3.6. ábra **Egésztest retenciós görbéje. Az egésztestben levő aktivitás, a szervekben (szövetekben) levő aktivitások összege.**

3.3.1.1. A kumulált aktivitás

Egy adott forrásszerv kumulált aktivitásán ($\tilde{A}_F$) az (aktivitás időszerinti integrálján) magában a szervben - egy adott időintervallumban - létrejött magátalakulások számát (akkumulációját) értjük. Az egységnyi időhöz tartozó magátalakulások száma a szerv A_F aktivitását adja, és mivel ez időben változik, ezért a pillanatnyi aktivitást $A_F(t)$-függvénnyel jelöljük. Összegezve egy adott időtartam alatt végbemenő magátalakulások számát, az nem más mint $A_F(t)$ függvényünk integrálja, a kérdéses időtartamra vonatkozóan:

$$\tilde{A}_F = \int A_F(t)\,dt .$$

Az integrálás (összegzés) alsó hatását zérusnak vehetjük. A dózisszámítást rendszerint az anyag teljes lebomlásának vagy a forrásszervből (szövetből) való teljes kiürülésének idejéig számítjuk, amit általánosságban az integrálásnál végtelen felsőhatárral jelölünk. Ettől eltérően, ha a dózist csak egy bizonyos meghatározott időtartamra akarjuk számítani, akkor az integrál felső határát ennek mértékében kell kijelölni.

Amennyiben a szerv aktivitását leíró függvényt exponenciális függények összegeként tudjuk közelíteni, akkor írhatjuk:

$$A_F(t) = \sum_j A_j e^{-(\lambda_f + \lambda_j)t} ,$$

ahol: λ_f a fiziai bomlási állandó, (amely a T_f fizikai felezési idővel is kifejezhető) és λ_j a biológiai kiürülést reprezentáló j-edik konstans, amely a T_{jb} biológiai felezési idő is rendelhető.

Érdemes közelebbről megvizsgálni azt az esetet, amikor j = 1, vagyis akkor a szervbe került radioaktív anyag onnan biológiailag exponenciálisan ürül, másrészt fizikailag exponenciálisan is bomlik. (*3.6. ábra*).

A szerv aktivitását a:

$$A_F(t) = A_0 e^{-\lambda_f \cdot t} \cdot e^{-\lambda_b \cdot t} = A_0 e^{-(\lambda_f + \lambda_b)t} = A_0 e^{-\lambda_{eff} \cdot t}$$

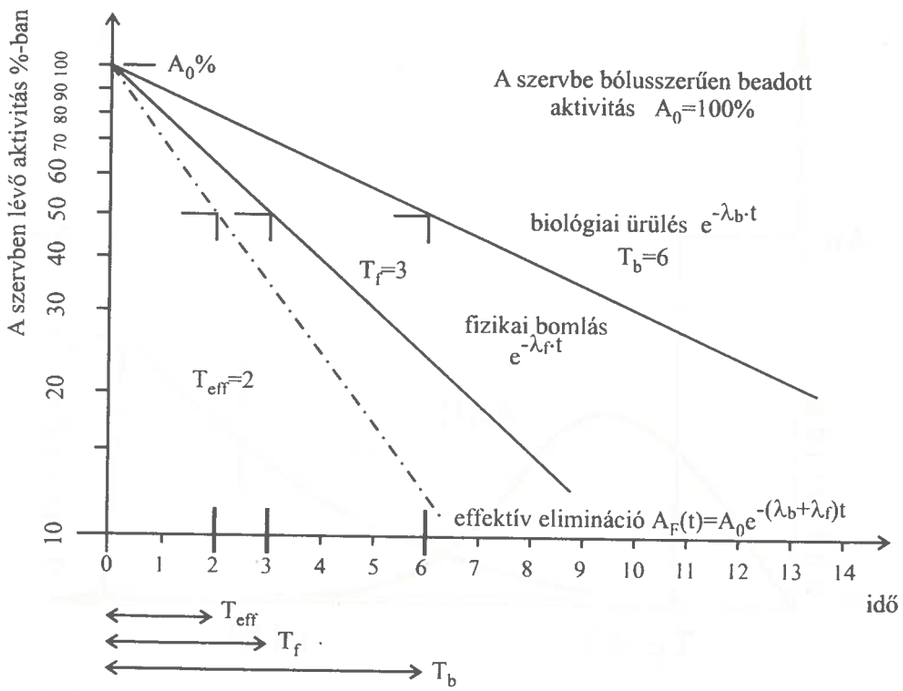
egyenletet írja le, ahol $\lambda_{eff} = \lambda_f + \lambda_b$.

Figyelembe véve a $\lambda = \frac{\ln 2}{T}$ összefüggést, a következőt kapjuk:

$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_f} + \frac{1}{T_b} = \frac{T_f + T_b}{T_f \cdot T_b} .$$

A T_{Feff} effektív felezési idő, az ami valójában jellemzi a radioaktivitás eltűnését a szervből (szervezetből) (*3.7. ábra*). A kumulált aktivitás ebben az esetben 0 és végtelen integrál határokat véve:

$$\tilde{A}_F = \frac{A_0}{\lambda_f + \lambda_b} = \frac{A_0}{\frac{\ln 2}{T_{eff}}} = 1{,}443 \cdot A_0 \cdot T_{eff}$$



3.7. ábra **A forrásszervben levő aktivitás ábrázolása féllogaritmikus rendszerben. Az ürülést egytagú exponenciális függvény írja le.**

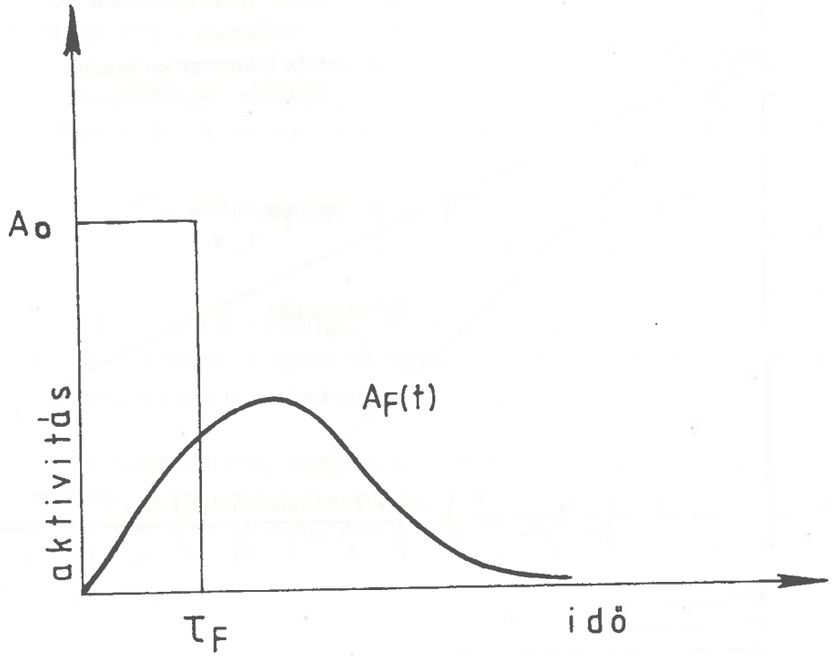
Előzőleg feltételeztük azt, hogy a szerv aktivitása adott és csak ürülés történik. A valóságban a szerv először felhalmozza az aktív anyagot, majd aztán ürül csak belőle.

3.3.1.2. A tartózkodási idő

A forrásszervbe került radioaktív anyag átlag vagy közepes életidejét: tartózkodási időnek (τ_F) hívjuk, mely definíciószerűen:

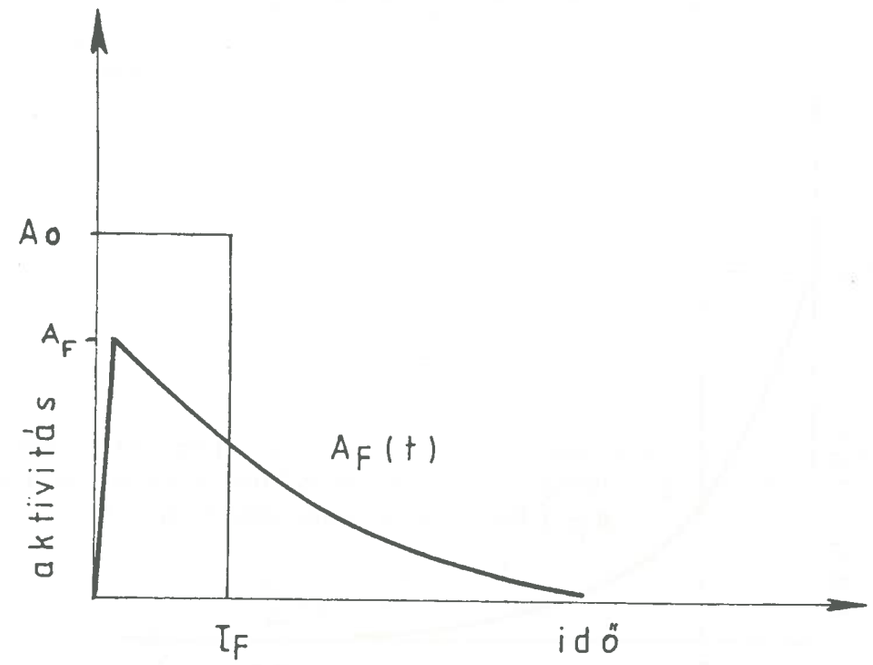
$$\tau_F = \frac{\tilde{A}_F}{A_0} ,$$

ahol: A_0 a beadott (alkalmazott) aktivitás és $\tilde{A}_F$ az F forrásszerv kumulált aktivitása. Mivel a tartózkodási idő fogalma e definíció szerint nem egészen magától értetődő, ezért néhány esetre részletezzük ezt a fogalmat.



3.8. ábra **A forrásszerv aktivitása abban az esetben, amikor az A_0 aktivitást egy másik szervbe adták be.**

Tételezzük fel, hogy t = 0 időben A_0 aktivitást adunk be bolusszerűen. Bármely szervet nézve, kivéve azt amelyikbe adtuk, a kezdeti aktivitás zéró értékű, majd az aktivitás emelkedni fog egy maximumig, és kellő idő múlva leesik ismét zéróra (***3.8. ábra***). A kumulált aktivitás $\tilde{A}_F$ nem más mint az $A_F(t)$ görbe alatti terület, a téglalap területe meg $A_0 \cdot \tau_F$. A definíció szerint a görbe alatti terület egyenlő a téglalap területével. Így az F forrásszervben kumulált aktivitás ugyanakkora, mintha a beadott (alkalmazott) aktivitás teljes mennyisége a forrásszervben τ_F időig tartózkodott volna anélkül, hogy értékében bármilyen változás történt volna ezen idő alatt. Ezzel a gondolattal a tartózkodási időt felfoghatjuk az alkalmazott A_0 aktivitás forrásszerven belüli "átlag életidejé"-nek vagy "effektív" életidejének, és mivel tudjuk, hogy a $\tilde{A}_F$ -nél figyelembe vettük a fizikai felezési időt és a biológiai ürülést, ezeket az értékeket τ_F is tartalmazza.



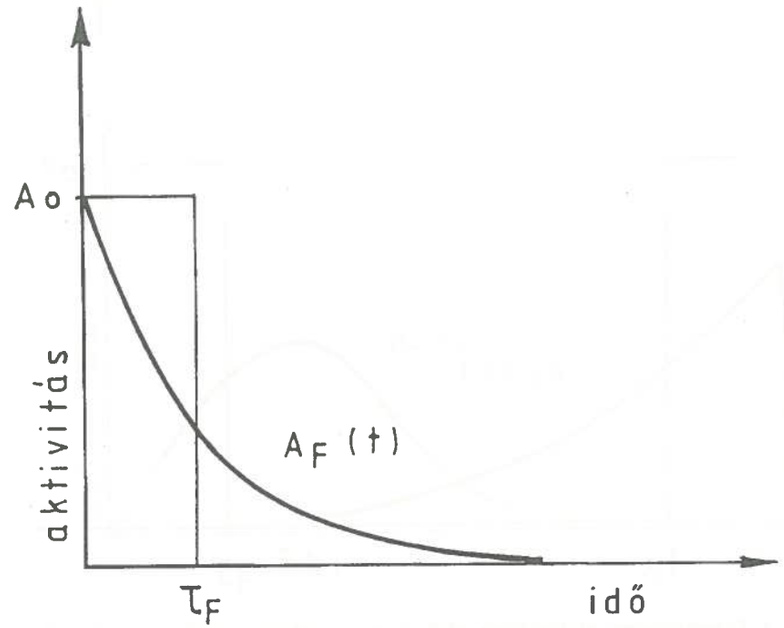
3.9. ábra **A forrásszerv aktivitása abban az esetben, amikor az A_0 aktivitást egy másik szervbe adták be, a szervben történő halmozódás ideje elhanyagolható az ürülés idejéhez.**

Néhány szervben az aktivitás viszonylag gyorsan emelkedik (*3.9. ábra*). Itt az emelkedő fázisban levő kumulált aktivitás elhanyagolható a csökkenő fázisánál levő kumulált aktivitáshoz képest. A maximális A_F aktivitást a forrásszerv a beadást követően rövid idő alatt éri el. Feltételezzük, hogy a csökkenő fázis exponenciális függvénnyel közelíthető, melynek fizikai bomlási állandója λ_f és a biológiai "ürülési" együttható λ_F, akkor a kumulált aktivitás:

$$A_F = \int_0^\infty A_f e^{-(\lambda_f + \lambda_F)t}\, dt = \frac{A_F}{\lambda_f + \lambda_F} = 1{,}443 (T_F)_{eff} \cdot A_F$$

Alkalmazva a definíciót adó összefüggést, a tartózkodási idő:

$$\tau_F = 1{,}443 \frac{A_F}{A_0} (T_F)_{eff} \ .$$



3.10. ábra **A forrásszerv aktivitása abban az esetben, amikor a szervbe adták be az A_0 aktivitást.**

A bolusszerűen beadott anyag, amelynek aktivitása A_o, csak egy szervben tartózkodik (*3.10. ábra*). Ez az eset áll elő pl. ha a vérbe adunk radiofarmakont, vagy a tüdőbe inhaláltatunk radionuklidot. Ebben az esetben a szerv (szövet) kezdeti aktivitása A_o, és a tartózkodási időre - $A_F = A_o$ feltétel mellett kapjuk:

$$\tau_F = \frac{1}{\lambda_f + \lambda_F} 1{,}443 (T_F)_{eff} \ .$$

Gyors felvétel és exponenciális ürülés esetén F forrásszervre demonstrálhatjuk, hogy a tartózkodási idő nem más, mint az aktivitás szervben való tartózkodásának effektív átlag életidő tartama szorozva A_F/A_o-al, ahol A_F az F forrásszerv maximális aktivitása.

Elég sok esetben (*3.8. ábra*) a forrásszerv aktivitását nem lehet exponenciális tagok összegeként definiálni. Viszont azokban az esetekben, amikor ezt megtehetjük, a szervben tartózkodó izotóp idejét az egyes tagokhoz rendelhető résztartózkodási idők összegének tekinthetjük:

$$\tau_F = \sum_j \tau_j \ ,$$

ahol

$$\tau_j = \frac{1}{\lambda_f + \lambda_j} \cdot \frac{A_j}{A_0}$$

Abban az esetben ha egy paciensnek radiofarmakont adunk be, a testében levő szervekben a tartózkodási idők összege egyenlő vagy kisebb az alkalmazott radionuklid fizikai átlag élettartamánál:

$$\sum_F \tau_F \le \tau_f = \frac{1}{\lambda_f} = 1{,}443\ T_{fiz}$$

Az állítás igazolásától eltekintünk, helyette a fizikai szemléletre hivatkozunk.

A tartózkodási idő lényegére rá lehet világítani a szerv részleges aktivitásának segítségével is. A részleges (frakcionális) aktivitás idő függvénye nem más, mint a szervben levő aktivitás osztva a beadott aktivitás értékével:

$$f(t) = \frac{A_F(t)}{A_0}$$

Integráljuk (összegezzük) az $f_F(t)$ függvénye 0 és végtelen határok között;

$$\tilde{f} = \int_0^\infty t_F(t)\,dt = \int_0^\infty \left[\frac{A_f(t)}{A_0}\right] dt = \frac{\tilde{A}_F}{A_0} = \tau_F \ .$$

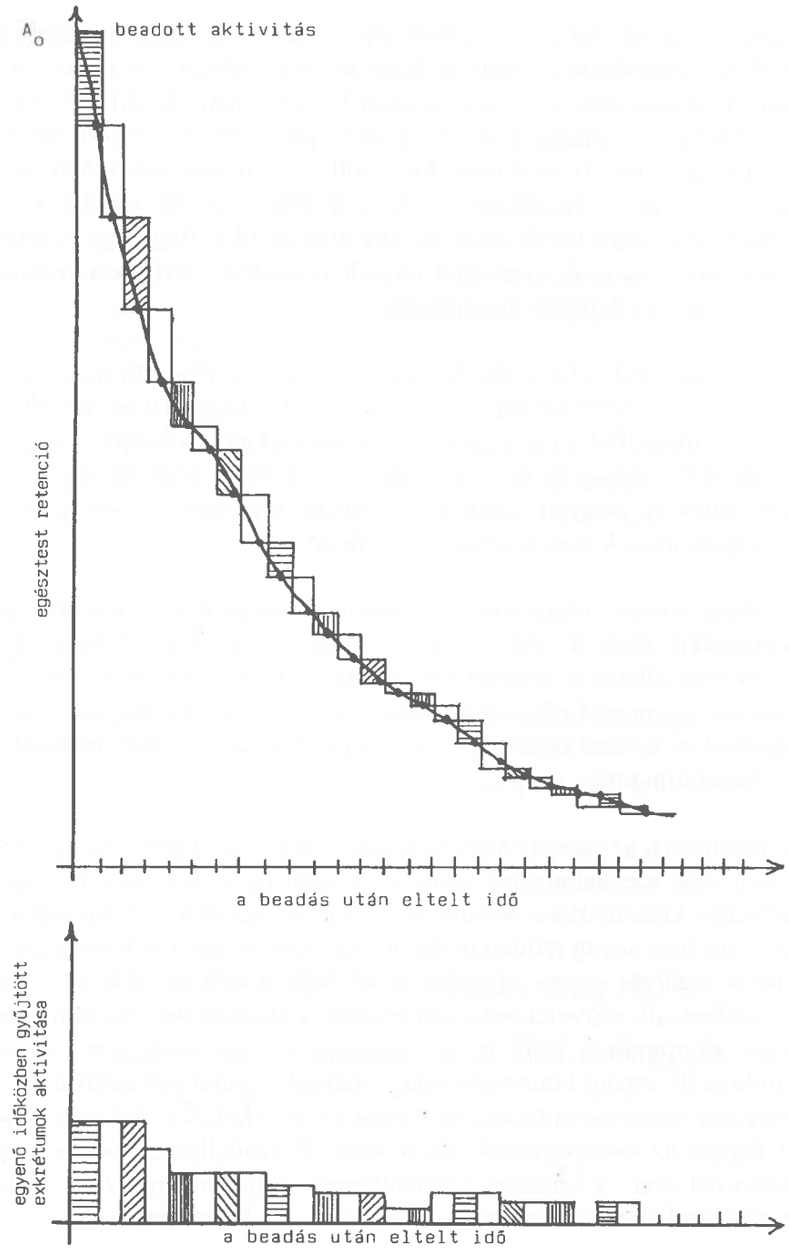
Így a tartózkodási idő nem más, mint a szerv részleges (frakcionális) aktivitásának időszerinti integrálja (összegezése), mely továbbá egyenlő a forrásszerv kumulált részleges aktivitásával.
Amennyiben egységnyi aktivitást alkalmazunk, abban az esetben a tartózkodási idő numerikusan megegyezik a forrásszerv kumulált aktivitásával. Ez esetben a célszerv átlagdózisa

$$\bar{D}_{T\leftarrow F} = \tau_F \cdot S_{(T\leftarrow F)} \quad [\mathrm{Gy}].$$

Az átlag időtartamhoz még egy fontos megjegyzés tartozik. Kifejezéseinkben gyakran használtuk a "forrásszerv kumulált aktivitása" kifejezést. Most már tudjuk helyette a forrásszerv átlag idejét és a beadott aktivitás (vagy az egységnyi aktivitás) szorzatát is vehettük volna. Bizonyos esetekben ismerjük az átlag idő értékét (mely természetesen függ a kortól is). Ezekre az esetekre lehet elkészíteni a részletes, kortól függő szervdózist megadó táblázatokat.

3.3.2. A kumulált aktivitás meghatározása

A biológiai egésztest ürülés általában a vizelet és/vagy a faces-en keresztül történik. Az a tény, hogy az egésztestben (ET) levő radioaktív anyag és az exkrétumokban kiürült radioaktív anyag összege kiadja a beadott aktivitást (értékelésénél az esetleges fizikai bomlást korrigálni kell), módot ad arra, hogy az exkrétumok mérésén keresztül határozzuk meg az egésztestben maradt aktivitás nagyságát, vagyis az ET retenció mértékét. E meggondolás szerint az exkrétumokban kiürült összaktivitás (kumulatív) telítési görbéjéből számoljuk az egésztestre jellemző retenciós $R_{ET}(t)$ görbét. Ezt a mért mértékekből grafikusan, vagy esetleg analitikus formában is, meg tudjuk határozni (*3.11. ábra*).



3.11. ábra **Az exkrétumok és az egésztest retenció időbeli változása**

A szervezetbe juttatott radioaktív jelzett anyag, az anyagcsere folyamatok következtében, fiziko-kémiai tulajdonságainak megfelelően, bizonyos szövettípusokban jobban, más szövettípusokban kevésbé halmozódik fel. Természetesen fennáll az a helyzet is, hogy az egyik szövetből mobilizálódó radioaktív anyag a vér közvetítésen keresztül, egy másik szövetben újra halmozódik, ott vagy megkötődik, vagy ismételten tovább vándorol. A mobilizálódás lefolyása a hordozó anyag mennyiségétől is függ, így pl. nagy fajlagos aktivitású anyagok magasabb elnyelt szervdózis értékeket hoznak létre, mint az alacsony fajlagos aktivitásúak.

A radioaktív izotóppal jelzett ún. hordozó vegyületek (radiofarmakonok) kémiai struktúrája a szervezeten belül a beadáshoz képest megváltozhat. Dozimetriai szempontból az anyagcsere folyamatokban vizsgáljuk, hogy a sugárzó radioaktív anyag melyik szövetben (szervben) található és ott a mennyiségi mutatói hogyan változnak időben, de kevésbé kutatjuk a farmakon fragmentumok szervezeten belüli sorsát.

A halmozódási értékek meghatározása állatokon végzett kísérletekkel és humán mérésekkel történik. Ahhoz, hogy az egyes kísérleti szériákat egymással, vagy más állatokon végzett kísérletekkel, human megfigyelésekkel összevethessük, tisztázni kell azokat a mutatókat, melyek segítségével azonos anyagokkal és azonos típusú szöveteken (szerveken) végzett megfigyelések összehasonlíthatók.

Probléma mentesnek az egésztest retenció közvetlen vagy közvetett méréseken keresztül való meghatározása tűnik. Egy adott egyedben levő radioaktivitás nagysága, viszonyítva a beadott aktivitáshoz, százalékosan megadja a testben levő sugárzó anyag radioaktivitását. Az ilyen mérések természetesen csak áthatoló sugárzás esetén végezhetők el. Más a helyzet akkor, mikor egyes szervekben, ill. szövetekben mért értékeket akarjuk összehasonlítani. Még azonos állatfajtákon belül is az egésztest- és szervtömegek - ezzel együtt a radioaktív anyag koncentrációja - eltérnek egymástól, ezért a mért értékek abszolut összehasonlítására nem mindig van lehetőség. Sokszor az is akadályát képezi az összevetésnek, hogy nem áll rendelkezésünkre - még állatkísérleteknél sem - a kérdéses szövetállomány teljes mennyisége. Ezekre az esetekre ajánlják a ("differential absorption") DAR értékét;

$$\text{DAR} = \frac{\text{szövetben talált aktivitás/szövettömeg}}{\text{beadott aktivitás/ET tömeg}}$$

mint összehasonlító mennyiséget. A DAR érték valójában nem más, mint egy relatív aktivitás koncentrációt kifejező szám. Számértéke megadja azt, hogy a szöveti aktivitáskoncentráció hogyan aránylik az átlag egésztest aktivitás koncentrációhoz.

A DAR kifejezést modernizálták - pontosabban a szokásos méréstechnikához igazították, amikor az aktivitások helyett konstans geometriai viszonyok mellett mért beütésszámokat tettek a kifejezésbe és így ez a változat.

Százalékos értékben:

$$\text{DAR} = \frac{\text{Szöveti beütésszám [cpm] / szövettömeg [g]}}{\text{beadott aktivitás beütésszáma [cpm] / ET tömeg [g]}} \cdot 100\,\% =$$

$$= \frac{\text{Szöveti beütésszám [cpm]} \cdot \text{ET tömeg [g]}}{\text{beadott aktivitás beütésszáma [cpm]} \cdot \text{szövet tömeg [g]}} \cdot 100\,\%\,.$$

3.3.2.1. Állatkísérletek

Az új gyógyszerek kutatása ill. bevezetése - régi gyakorlat szerint - állatokon végzett kísérleteken és megfigyeléseken alapul. Természetesen az új radiofarmakonok kutatása és bevezetése sem nélkülözheti ezt a gyakorlatot. Az állatkísérletek segítségével felvilágosítást tudunk kapni - többek között - az anyag eloszlási tereiről, toxikussági körülményeiről és jelen esetben a halmozódási értékeken keresztül a valószínűsíthető elnyelt átlagdózisok nagyságáról.
A kísérletekhez általában patkányokat használnak, de a tengerimalac, nyúl, kutya, sertés és majmokon végzett mérések is előfordulnak a gyakorlatban. A kisállatokon végzett kísérleteknél előnynek számít, hogy esetükben könnyen lehet egésztest aktivitást mérni, olcsóbban lehet őket beszerezni és tartani.

Általánosan elterjedt mérési eljárás az állatban levő radioaktív anyag mennyiségének meghatározására, az ún. egésztest számlálás. Az állatba beadott aktív anyag részben lebomlik, részben kiürül a szervezetből, ezért a visszamaradt anyag mérése felvilágosítást ad az egésztest effektív retenció nagyságáról. A kisállat egésztest számláló, hogy a mérések megbízhatóbbak legyenek, ún. geometriai független számlálónak van kialakítva. A mérés során egy az állat alakját és tömegét közelítő fantomba ugyanazt az aktív anyagot viszik, mint amit az állatba juttatnak. A fantom segítségével, összehasonlító mérések során, minden egyes állatban meg tudjuk határozni, hogy a kérdéses időben (a beadotthoz képest) mennyi az aktív anyag. Természetesen ehhez további kalibrációs és összehasonlító méréseket is szükséges végezni, melyek során figyelembe lehet venni az esetleges egyedi eltéréseket.

A kisállat egésztest számláló - fentieken túl - kiválóan megfelel akár állat-, akár humán faeces - ill. vizeletben levő aktív anyag mérésére. Esetünkben ehhez nincs másra szükség, mint pl. anyagcsere ketrecben tartani az állatot, naponta összegyűjteni a mérendő mintákat, és azt az egésztest számlálóban egy ismert standard fantommal összevetve megmérni.
További lehetőség, a szervekben levő aktív anyag mennyiségének időbeli változásainak in vivo nyomonkövetésére a profilszkenning eljárás és a kisállat szkenningelő mérések.

A legpontosabb szerv eloszlási értékeket úgy lehet kapni, hogy az állatot leölve azt vagy lefagyasztják és mikrotonnal felszeletelve róla egésztest autoradiográfiás metszeteket készítenek, vagy pedig szerveit (szöveteit) kipreparálják, megmérik annak tömegét, majd a homogenizátumukban levő

aktivitás értékét. A korábbi egésztest méréseket nem számítva, egy állat így csak természetesen egy időpontot reprezentálhat. A gyakorlatban - áthatoló sugárzó anyagok vizsgálatánál - az utóbbi eljárást szokták követni, míg az előző inkább kisenergiájú béta sugárzó anyag eloszlásának meghatározását teszi lehetővé.
Külön kell szólni a laboratóriumi állatok egésztest és szerveloszlási vizsgálatainak kivitelezéséről, a kivitelezés standardizálási módjáról, mert a gyakorlat azt mutatja, hogy különböző kutatók a mérési eredményeket különböző módon értékelik.

A pontos eredmények érdekében szükséges, hogy a vizsgálati feltételek olyanok legyenek, hogy nyomon tudjuk követni a beadott aktivitás teljes mennyiségét. A nyomonkövetést a következő faktorok határozzák meg:
- a mérőkészülékek bizonytalansága,
- a mérés közbeni exkréciók,
- a mérőcsövek kontaminációja,
- a radioaktív farmakonok részbeni (v. teljes) melléadása,
- az aktivitások pontatlan megadása.

A hibafaktorokat a kísérlet kivitelezése szempontjából tekintve, a következőket állapíthatjuk meg:

a.) az állattípus kiválasztása
Előfordulhat, hogy az állat a vizsgálat szempontjából kicsi, a szervtömeg és a testtömeg hányad erősen eltér az emberétől. Annak a típusnak a kiválasztása a szerencsés, melynek az enzim- és fehérje anyagcsere folyamatai hasonlóak az emberéhez, esetleg az 1 g-ban levő "kritikus" sejtek száma arányba állítható.

b.) A standard oldatok és az injekciós oldatok előkészítése.
Alapvetően összehasonlító mérési eljárásról van szó, ahol a standardok előkészítési módja, a fecskendőben visszamaradt aktivitás figyelembe vétele mind nagyon fontos tényező. Lényeges, hogy a nagyaktivitású standard lehetőleg a beadott mennyiséggel azonos térfogatú legyen.

c.) A másodlagos standardok előkészítése.
A lehető legkisebb hiba érdekében, a biológiai mintával megegyező cpm értékeket adó higítási sorozatot kell készíteni.

d.) Az állat leölés módja.
A szerv aktivitás értékek meghatározásához az állatokból bizonyos mennyiséget időről-időre le kell ölni. A leölés módja, ezen keresztül

a szervekben (szövetekben) visszamaradt vér aktivitása, komoly hibaforrása lehet a kiértékeléseknek.

e.) A beadott teljes aktivitás mérése.
Az állatba beadott teljes aktivitás csak úgy követhető nyomon, ha gyűjtjük, majd mérjük a szervek, a vér, a carcass, az exkrétiumok aktivitását, melyek összege - minden időben - ki kell, hogy adja a beadott aktivitás mennyiségét.

Az állatkísérlet szervenkénti adatait úgy korrekt megadni, hogy abból leolvasható legyen a szervben levő aktivitás, a beadott aktivitás százalékában.
A mérési eredmények grafikus megadásánál ügyelni kell arra, hogy ne hiányozzon a vérben levő aktivitás időtől függő görbéje, és hogy i.v. beadás esetén, t = 0 - nál a vérben található az össz beadott aktivitás mennyisége. Ennek megfelelően, bármely szerv aktivitás-idő görbéje nulla értékkel kell, hogy kezdődjön.

Az állatkísérletek során olyan kérdésekre várunk választ, melyeket ember esetében etikai, vagy technikai okokból nem tehetünk fel. Logikus ezért az a kérdés is, hogy az állatokon végzett mérések mennyiben feleltethetők meg az esetleges humán észleléseknek, egy adott állat biokinetikai paraméterei mennyire reprezentálják a megfelelő humán-biokinetikai paramétereket?
Ismert az a tény, hogy az emlős-állatok analóg mikroelem összetétellel rendelkeznek, hasonló a bennük található fehérjék fizikai- kémiai tulajdonsága, a felépítésükben azonos típusú fehérjék - különböző állatok és az ember esetében - ugyanazt a funkciót látják el. Az embernél és az állatoknál lejátszódó folyamatok irányítottsága azonos jellegű.

Az állatkísérletek során feltételezzük azt, hogy a különböző fajú emlősök és az ember szöveteiben (szerveiben) a radionuklidok (vagy a radionukliddal jelzett vegyületek) eloszlási mechanizmusa hasonló. Ez a feltevés magában foglalja azt, hogy egy szervre (szövetre) vonatkozó izotópeloszlás ($A_F(t)$), amely egy adott állatfajta meghatározott szövetére ill. nuklidra vonatkozik - az időtől és az aktivitástól függően összevethető bármely más állatszerv eloszlás függvényével.
Az állatokon végzett mérések eredményei azt mutatják, hogy az extrapolálás kérdése sajnos nem ilyen egyszerű. Egy látszik biztosnak, állatkísérletek alapján nem mondható meg egyértelműen a radiofarmakon humán szövetbeli (szervi) biokinetikai viselkedése. Csökkenthetjük tévedésünk valószínűségét azzal, ha több (de legalább kettő) állatfajtán végezzük el ugyanazon irányú vizsgálatainkat.

Emlős állat adatok emberre történő vonatkoztatásánál a testsúly jelentkezik, mint legfontosabb paraméter, ugyanis normál körülmények között az élettartam, a szervek súlya, a szívperctérfogat, a vese clearance, az egésztest retenció mind a testsúly hatvány függvényével fejezhetők ki. Vannak olyan esetek, amikor a testbe juttatott radiofarmakon közbenső anyagcseréken megy át, és ennek megfelelően az emberhez képest (más fajtákhoz képest) jelentős egyedi biokinetikai értékeket produkál.

Többen kritikai vizsgálat tárgyává tették az irodalomban található extrapolációs módszerek érvényességét. Az összehasonlítások eredményeként a következő megállapításokat tették:
- nem meggyőzőek az állatról emberre extrapolálható adatok összességükben. A biológiai mérések időtartama általában rövid,
- az egésztestben mért átlag tartózkodási idő (τ_{ET}), közel kettes faktor pontossággal feleltethető csak meg,
- az esetek két harmadában, a radionuklidok átlag szerv tartózkodási ideje (τ_F) négyes faktor pontossággal feleltethető csak meg,
- a nuklid eloszlásra az irodalmi adatok nagyon-nagy eltérő különbségeket mutatnak. Az ok a kísérleti eljárásokban van, és ez a tény nagyon fontos a saját mérési adatok és az irodalmi adatok kritikai összevetésénél.

3.3.2.2. Humán mérések

A 3.2.2. pontban ismertettük azokat a biológiai jellegű tényezőket, melyek hatással vannak a radiofarmakon anyagcseréjére és ezen keresztül az egésztestben, szervekben, szövetekben történő időbeli eloszlásra. A zavaró tényezők sokrétűsége is mutatja, hogy nem könnyű olyan humán biokinetikai paramétereket megadni, amelyek egyedenként és eltérő körülmények közt egyaránt megállják a helyüket.
Az előző pontban említett általános megállapítások, a humán mérések esetében is érvényesek. Ezeken túlmenően könnyen belátható, hogy a humán mérési lehetőségek erősen korlátozottak, ezért célszerű a különböző helyekről származó rész információk összegyűjtése, azok kritikai értékelése és összegzése. Ilyen jellegű adatbank található: az USA-aban (Oak Ridge National Laboratory), Svédországban (National Institute of Radiation Protection), valamint a Német Szövetségeti Köztársaságban (Institut für Strahlenhygenie des Bundesgesundheitsamtes).
Külön részletezés nélkül - megemlíthetjük azokat a lehetőségeket (módszereket), melyekkel humán megfigyeléseket lehet tenni, ezáltal adatokat lehet szerezni a kumulációs értékek meghatározásához.

Bizonyos esetekben szöveti mintákat tudunk mérni biopsia vagy autopsia segítségével. Ezek a módszerek meglehetősen korlátozottak és biopsia esetén arra sem tudunk pontos választ adni, hogy a minta reprezentálja-e a szöveti anyag átlag aktivitását vagy sem. Hasonló a helyzet, ha operációnál nyert szöveti mintát akarunk feldolgozni.
Viszonylag könnyebb feladatot jelent a vér és a vizelet aktivitásának mérése, feldolgozás szempontjából nagyobb nehézséget jelent a széklet aktivitásának meghatározása. Az exkrétumok gyűjtésével és aktivitásuk időbeli változásából egésztest retenció értéket tudunk meghatározni.

Jól kidolgozott módszer az áthatoló sugárzások mérésére az ún. egésztest mérés. Erre a célra különböző fajtájú egésztest számlálókat fejlesztettek ki, melyeknek közös sajátságuk, hogy kvantitatíve mérni tudják a tetben levő gamma-sugárzó izotópok aktivitását.
Általánosan használt in vivo eljárás az ún. azonos geometriai módszerrel végzett összehasonlító mérések. Ilyen pl. a pajzsmirigyben levő aktivitás mérése, melynek pontossága többek között attól függ, hogy az összehasonlításhoz használt fantom mennyire reprezentálja a valóságos helyzetet.

Az összehasonlító mérések közül a legpontosabb eredményeket az ún. homogénterű detektor rendszerrel nyerhetünk. Itt az egymással szemben álló detektorpár között helyezkedik el a mérendő testrész. Az így kialakított kvázi geometria független mérőrendszer már kevésbé érzékeny a látótérben levő aktivitás térbeli eloszlásától.

A szcintigráfiás és gammakamerás mérések adott időben képszerűen megmutatják egy szervben halmozódott radioaktív anyag "térképét". Ebből kvantitatív eredményt úgy nyerhetünk, ha a felvételből és más módszerrel is mérve, meg tudjuk mondani a kérdéses szerv tömegét és aktivitását. Abban az esetben, ha a szembenálló detektorokkal a testben levő pozitron sugárzó izotópok megsemmisülési sugárzását koincidencia módszerrel mérjük, akkor igen pontos térbeli aktivitás eloszlást tudunk kimutatni.

A radiofarmakonok térbeli eloszlásának mérésére, az egyik legpontosabb eljárás a detektor és számítógép rendszert magában foglaló Emissziós Computer Tomografia (SPECT) és a Pozitron Emissziós Tomográfia (PET). A több irányban végzett mérések halmazából a számítógép állítja elő a képet - esetünkben az izotóp halmozódási értékeket - és az időbeli változások regisztrálásával számíthatjuk a tetszőleges téreloszlású szerv (v. szövetrész) kumulációs értékét.

3.4. Radiofarmakonok egységnyi aktivitásához tartozó effektív dózis egyenértékek (H_E) és effektív dózisok (E)

A belső dozimetria fogalmát hosszasan taglaltuk az előzőekben. Megbeszéltük azokat a fizikai és biológiai tényezőket, amelyek befolyásolják az átlag szervdózisok nagyságát. Azt világosan kell látni, hogy a szervezetbe kerülő radioaktív anyag szervekben, szövetekben halmozódik fel, majd onnan ürül. Ezeket az ún. biológiai mozgatásokat, az egyes szervek (szövetek) aktivitásának időbeli változását mérve, matematikai módszerekkel nyomon lehet követni. Egy szervbe kerülő radioaktív anyag (az egyszerűség kedvéért homogén eloszlású anyagról van szó) addig sugároz, amíg ott tartózkodik. A tartózkodást biológiai tényezők és a fizikai bomlás együttesen befolyásolják, melyet jellemezhetünk a szerv effektív felezési idejével, ezen keresztül az átlag tartózkodási idővel, τ_F-el. A bomlásonként kisugárzott részecskék energiája alapvetően két csoportra osztható. Az egyik a nemáthatoló sugárzás által képviselt csoport, mely nagy általánosságban a nagyobb dózis mennyiséget szolgáltatja. Ez a dózis, (így az energia is) teljes egészében a sugárzó szervben (forrásszervben) nyelődik el. A bomlások során, amennyiben 10 keV-nél nagyobb energiájú elektromágneses sugárzásról is szó van áthatoló - tehát a bomlás helyétől, messzire elkerülő, attól távolabb elnyelődő - sugárzások is keletkeznek. Jó lehet ezek összenergiája magas értéket képviselhet, mégis áthatoló képességük miatt ez nagyobb térben (így nagyobb tömegben) nyelődik el, a belőlük származó dózis ezért viszonylagosan kisebb lesz.

Egy szervben tehát a benne kisugárzódott nemáthatoló energia teljes része és az áthatoló sugárzás energiájának kis része nyelődik el. Az áthatoló sugárzás többi része a többi szervet sugarazza be, attól függően mennyire van az a közelében, de jelentős része elhagyja a szervezetet kisugárzódik az egyénből. Ez a folyamat más-más értékeket mutat, attól függően milyen radioaktív izotópról van szó, vagyis milyen és mekkora energiájú részecskéket bocsát az ki bomlásonként. Egy forrásszerv a többi target szervet (és önmagát) addig sugarazza be míg benne az utolsó radioaktív atom el nem bomlik. Ezt pontosan nem tudjuk, de tudjuk azt az átlag tartózkodási időt, mellyel a teljes sugárzó anyag mennyisége jellemezhető (τ_F). Egy konkrét radioaktív bomlásnál, jól meghatározott biológiai körülmények között (ezt a vonatkoztatási ember szolgáltatja), a target szervben elnyelődött átlagdózist a $\overline{D}_T = S_{T \leftarrow F} \cdot \tau_F$ kifejezés adja.

Amennyiben τ_F értéke és $S_{T \leftarrow F}$ értéke ismert, akkor egy szervben elnyelt összes dózis a szervektől kapott dózisok összege lesz;

$$\overline{D}_T = \sum_F \tau_F \cdot S_{T \leftarrow F} \ .$$

Konkrét példában legyen a szerv, amiben a részdózisok összegét nézzük, a máj. Ez esetben a következő összegzést kell elvégezni:

$$\begin{aligned} D_{MÁJ} &= \tau_{MÁJ} \cdot S_{MÁJ \leftrightarrow MÁJ} + \\ &+ \tau_{LÉP} \cdot S_{MÁJ \leftarrow LÉP} + \\ &+ \tau_{TÜDŐ} \cdot S_{MÁJ \leftarrow TÜDŐ} + \\ &+ \tau_{GYOMOR} \cdot S_{MÁJ \leftarrow GYOMOR} \end{aligned}$$

és még a többi húsz fontosabb szervnek (szövetnek) idevonatkozó adata. A számolásokhoz - a szóbajöhető izotópokra kiszámították az S értéktáblázatokat, ehhez a τ-kat vagy kísérletesen meghatározzuk, vagy az irodalomból átvesszük. Ezek az értékek viszont csak a vonatkoztatási emberre érvényesek!

Általános esetben is tudunk szervdózisokat számolni, de a számolás az egyedi korrekciós tényezők komplikált meghatározása miatt, bonyulult és nehézkes. Erre az esetre születtek azok a megoldások, ahol ismert radioaktív izotóp és egységnyi aktivitású beadott anyagok esetén táblázatosan megadják az egyes szervekben elnyelt dózis nagyságát, különböző korú egyedekre. A számértékeket be kell szorozni a vizsgálatnál felhasznált aktivitás nagyságával és már is megkapjuk azt a dózist, mellyel a vizsgálat a szerveket terheli.

Az ICRP-26 kiadványban a sztohasztikus kockázatok jellemzésére bevezettek néhány konkrét szervre súlyozó tényezőket, amelyekkel az adott szerv dózisértékét beszorozva és a kérdéses szervekre összegezve, megkapjuk a szervezet effektív dózisegyenértékét (H_E). Az ICRP-60 (1990) kiadványban az értékelésnél figyelembe vett szervek száma és azok súlyozó tényezője is megváltozott. Ezért az új dózisegyenértéket - nehogy összekeverjük a régivel - effektív dózisnak hívják (jelölése E). Az Appendix táblázatai különböző radiofarmakonok effektív dózisegyenértékeit (H_E) és effektív dózisát (E) adják meg mSv/MBq egységekben.

3.5. Az izotópdiagnosztikai vizsgálatok sugárterhelése

Az elnyelt dózis számítási módszereinek áttekintése során a dózismeghatározáshoz meglehetősen sok feltételt tettünk. Ezek közül a legáltalánosabb talán az volt, hogy az eredmények a vonatkoztatási emberre, illetve ebből a modellből "származtatott" gyermek modellekre érvényesek. Az anyagcsere folyamatokat figyelembe véve, általában az ún. normális, tehát betegséggel nem terhelt esetekre tudjuk ezeket az értékeket megadni. A betegségek esetén a hordozó vegyület anyagcseréje jelentősen változhat, ez normál esetre vonatkoztatva megnövelheti az egyén sugárterhelésének értékét akár 100-200 %-al is. Ezért szükséges pl. terápiás eljárásoknál (minden egyénnél) előzetesen tisztázni a használatra kerülő anyag szervezeten belüli viselkedését, hogy elkerüljük a "terápiás adag" alul vagy felüldozirozását.

A radiofarmakonoknak, mint gyógyszerkészítményeknek, meg kell felelniük a gyógyszerekkel szemben támasztott általános követelményeknek, melyek a nemkívánatos mellékhatások kiküszöbölését célozzák. Jelen esetben az általános gyógyszer ellenőrzési szempontokhoz még a radionuklid bomlásából és sugárzásából eredő el nem kerülhető sugárterhelés és a szennyező anyagok további sugárterhelése járul.
A radiofarmakonoktól "ideális" feltételek között azt várják, hogy a kérdéses radionuklidot csak kívánt kötésben tartalmazza, és szennyező termék ne legyen benne jelen. Ezt a követelményt, a radioaktív nuklidok előállítása, a jelzések technológiája és a tárolás közben fellépő radiolízis, és egyéb fizikai-kémiai folyamatok miatt teljes mértékben nem lehet megvalósítani. Viszont általános elvként kimondhatjuk, hogy azt a sugárterhelést - ami nem a vizsgálat szükségszerű velejárója - a lehetőségekhez mérten csökkenteni kell.

A radiofarmakon egy vizsgálatra vonatkozó effektív dózisértékeit befolyásoló tényezők:

- A készítmény aktivitásának pontatlan megadása. Ez számos tényezőből adódhat. Megfelelő kalibráló módszerekkel, kellő gyakorlottsággal, valamint szigorú ellenőrzéssel a többlet dózis minimumra csökkenthető. Megjegyzendő, hogy ide tartozik az az eset is, amikor a betegbe a szükségesnél több aktív anyagot adnak be. Ez a többlet terhelés nem a vizsgálathoz, hanem a technikai kivitel túlbiztosításához szükséges.

- A jelző radionuklid mellett más, ún. szennyező radionuklidok találhatók (pl. ^{125}I mellett ^{124}I vagy ^{201}Tl mellett ^{200}Tl és ^{202}Tl). Ezek a szennyező nuklidok általában a jelző radionuklid előállítása során keletkeznek és így kerülnek a készítménybe (radionuklid tisztaság). Mennyiségüket gyártmányonként kell figyelemmel kísérni, részükre aktivitás érték korlátokat szoktak megadni. E ponthoz tartozik, de külön említendő a generátor termékek radionuklid szennyezettsége. A generátorból nyert eluátum, az idegen szennyező anyagok között tartalmazza az anyaelemet is. Ezek a diagnosztizálásban részt nem vevő radionuklidok járulékos terhelésükkel korábban jelentősen megemelték a vizsgálat sugárterhelését. A generátort előállító cégek egymás közötti versenye vezetett oda, hogy pl. a ^{99m}Tc-generátorok esetén ma már a szennyezésektől származó többletdózis néhány százalékra csökkent.
- A jelzett farmakon mellett más jelzett vegyületek is megjelennek (radiokémiai tisztaság). Ezek az anyagok az előállítás során, esetleg a tárolás közbeni sugár hatásra keletkeznek. E vegyületek a vizsgálat céljától eltérő anyagcsere és halmozódási viszonyokkal bírnak, jelenlétük nemcsak többlet sugárterhelést okoz, hanem szélsőséges esetben magát a vizsgálat értékelhetőségét is kétségessé teheti.
- A jelző radionuklid ionos formában található a jelzett vegyület mellett. Jelenlétük magyarázható rossz jelzési hatásfokkal, a tárolás közben fellépő radiolizissel. Negatív hatása alól csak az a kivétel, amikor magát az ionos alakot akarjuk felhasználni diagnosztikai célra.
- A radiofarmakon fajlagos aktivitásának mértékében az anyagcserében résztvevő anyagmennyiség változik. Ennek következménye, hogy a fajlagos aktivitástól függően kumulálódik az aktivitás a kérdéses szervekben (szövetekben), és ezért változhat a szerv (a szervezet) sugárterhelése. E "változó" hatás a készítmény minőségi előírásaival és minőségi ellenőrzésével stabilizálható.

A mérőberendezések minőségi ellenőrzésének szintén van sugárterhelést csökkentő szerepe. A korlátozási rendszerbe azért nem vették be az orvosi sugárterhelést, mert az e típusú vizsgálatoknak, eljárásoknak az egyénre nézve (a kockázatok ellenére is) pozitív haszna van. Viszont ez esetekben is érvényesülni kell az ALARA elvnek, ezt pedig csak úgy lehet biztosítani, ha a berendezések rendszeres minőségi ellenőrzésen keresztül (Quality Control), a technikai lehetőségeknek megfelelően érzékenyek, pontosan dolgoznak, a képalkotó berrendezések jó felbontású képet adnak, és ezért nem kerül sor a szükségesnél nagyobb aktivitású farmakon felhasználására, vagy ismételt mérésre.

A 3.4. pontban említett radiofarmakonok egységnyi aktivitásához (Mbq) tartozó effektív dózisegyenérték (effektív dózis) értékek meghatározásakor azt a helyzetet feltételezték, hogy az imént felsorolt tényezők nem befolyásolják a vizsgálat sugárterhelésének értékét. Amennyiben ez a feltételezés nem valósul meg, akkor a többlet sugárterhelést külön számításba kell venni. Egy vizsgálat sugárterhelését - általános esetben pl. felnőtt embernél - úgy kapjuk meg, hogy a vizsgálathoz szükséges aktivitás MBq-ben mért értékét beszorozzuk az egységnyi aktivitáshoz (MBq) tartozó effektív dózisegyenérték (effektív dózis) értékével (*3.3. táblázat*).

Vizsgálat	Radiofarmakon	H_E mSv/MBq	Beadott akt. MBq	A vizsgált egyén sugárterhelése(H_E) mSv-ben
Terheléses szívvizsgálat	$^{201}TlCl$	2,3E-01	74	17
EKG kapuzott szívvizsgálat	^{99m}Tc pirofoszfát	8,0E-03	740	5,8
B-J Shunt	^{99m}Tc-pertechetát	5,3E-03	600	3,2
Tüdőperfuzió	^{99m}Tc-HSA-MA	1,2E-02	120	1,5
Agyi szcintigráfia	^{99m}Tc-HM-PAO	8,4E-03	500	4,2
Epeutak vizsgálat	^{99m}Tc-HIDA	2,4E-02	140	3,4
Májszcintigráfia	^{99m}Tc-fität	2,0E-02	100	2,8
Veseszcintigráfia	^{99m}Tc-DMSA	1,6E-02	160	2,6
Renografia	^{131}I-Hippurán	6,6E-02	10	0,7
Csontszcintigráfia	^{99m}Tc-foszfon	8,0E-03	800	6,4
B_{12}-vitamin felszívódás	^{57}Co-B_{12} vitamin	5,8E+00	0,02	0,12

3.3. táblázat **Néhány vizsgálat felnőtt emberre vonatkozó (effektív dózisegyenértékben mért) sugárterhelése**

APPENDIX

A.1. A FOTON ABSZORPCIÓJÁNAK MONTE CARLO SZÁMÍTÁSA

(Vázlatos ismertetés)

A II. világháború idején, a Los-Almos-i laboratórium kutatói azt akarták megtudni, hogy a neutronok milyen mértékben képesek áthatolni különböző anyagokon. Stanislaw Ulan és Neumann János fedezték fel újra és alkalmazták itt azt a számítási módszert, amely azon az elgondoláson alapult, hogy ismert fizikai tulajdonságokat és a megfigyelt valószínűségeiket felhasználva, többszöri szimuláció segítségével megjósolják egy olyan kísérlet kimenetelét, amelyet végrehajtani nem tudnak. Los-Alamosban a módszer a Monte Carlo fedőnevet kapta, és ezidőtől - a hasonló számításokat - e névvel jelölik.

A számítási módszer felhasznál véletlen számokat, majd ezek segítségével - nagyon sok eseményt megvizsgálva és eredményeiket statisztikusan kiértékelve, hasznos végkövetkeztetéseket von le belőlük.

A jó eredmény érdekében pontosan kell ismerni a kísérletileg meghatározott paramétereket, esetünkben jól kell ismernünk a foton anyaggal való kölcsönhatásának minden apró elemét, a lehetséges kölcsönhatások valószínűségét.

Az egyszerűség kedvéért vegyünk egy egységnyi sűrűségű szövet-ekvivalens anyagból levő belsőszervet, amelyben homogén eloszlással gammasugarat kibocsátó izotóp van. További egyszerűsítés legyen az, hogy csak egy bizonyos energiájú fotont bocsát ki a bomló atom, és bomlásonként egyet.
Ezt követően nézzük meg, hogy milyen szimulálási lépéseken keresztül kaphatunk az abszorpcióra eredményt.

- A bomlás helyének kijelölése.
  A bomlás térbeli helyének kijelölésére ismerni kell a szerv geometriai alakját, tér-geometriai egyenletét, és azon belül véletlen számok segítségével máris kijelölhetjük a bomlás véletlenszerű helyének x, y, z térbeli koordinátáit.

- A sugárzás iránya.
  Mivel a tér minden irányába (a 4 π térszögbe egyforma valószínűséggel) elindulhat a foton, ezért véletlenszámok segítségével lehet kiválasztani azokat a szög értékeket, amelyek meghatározzák a foton elindulásának véletlenszerű irányát (vagyis annak az egyenesnek a matematikai paramétereit, amelyen a foton elindul).

- Az első kölcsönhatás távolságának meghatározása.
  Esetünkben csak fotoeffektus és Compton effektus jöhet számításba. Az első kölcsönhatás során elvileg mind a kettő előfordulhat, de nem egyforma valószínűséggel. Adott anyagban, adott fotoenergiánál pontosan ismerjük a két kölcsönhatás bekövetkezésének valószínűségét és ezeket értéküknek megfelelő súlyozással vehetjük figyelembe a kölcsönhatás bekövetkeztének megjósolásánál. A bomlás után, hogy mekkora távolságra következik be az esemény, arra is csak valószínűségi számunk van. Értékét véletlenszámok segítségével (exponenciális tendencia mellett) ki tudjuk választani. Amennyiben a kölcsönhatás helye ismert, meg kell vizsgálnia a számítógépnek, hogy az a pont a szerven belül vagy kívül helyezkedik el. Abban az esetben, amikor kívül van, akkor számunkra tovább nem érdekes a foton sorsa (kivéve ha valahonnan visszaszóródik a szerv térfogatába), amennyiben belül találjuk, akkor meg kell nézni milyen atommal került a sugárzás kölcsönhatásba. Ismerjük a szerv atomi összetételét (kísérletesen meghatározták), és az alkotó atomok egymáshoz viszonyított arányát, vagyis ismert annak a valószínűsége, hogy milyen arányban találkozhatott a szimulált foton pl. H, C, O, P, Na esetleg valamilyen nyomelemmel. A kölcsönható atom súlyozott értékű kiválasztásában megint a véletlenszámokon keresztül jutunk eredményre. Így már ismert a sugárzás energiája, a kölcsönhatás helye és az is, hogy milyen atomon következik be, sőt már azt is ismerjük, hogy foto- vagy Compton kölcsönhatással van-e dolgunk.

- A kölcsönhatási mechanizmus.
  Két eset lehetséges. Bár a számítógép meghatározta már, hogy melyik következik be, mi mégis tekintsük át minkét lehetőséget.

Compton effektus. A foton az adott atom kötelekéhez tartozó "szabad elektron"-t kilöki, ő maga szóródik (***1.26. és 1.27. ábra***). A szóródás tetszőleges térirányú, de nem egyforma az irány valószínűsége. A szóródási szögek energiafüggő valószínűségének ismeretében, véletlen számok segítségével, kiválasztjuk a szórt foton irányát és energiáját. Ezek ismeretében már tudjuk, hogy a kilökött "szabad" elektronnak mekkora lehet az energiája, melyet úgy veszünk, hogy az a kölcsönhatás helyén elnyelődik. Ezután meg kell vizsgálni, történt-e "szabad elektron kilökése" után az elektronhéjon valami szekunder hatás (karakterisztikus röntgen-sugárzás, konverziós-, Auger elektron keletkezett-e)? Amennyiben igen és ezek nemáthatoló sugárzások akkor azok energiája is elnyelődik a helyszínen. Viszont keletkezhetnek áthatoló sugárzások is. Ezek energiáját darabszámát keletkezésének helyét megjegyzi a gép és majd visszatér hozzájuk további szimulálásra.

Ott tartottunk, hogy a kölcsönhatás helyén ismerjük a szórt foton irányát és energiáját most megint súlyozott véletlenszámok és az ismert kvantitatív összefüggések segítségével megállapíthatjuk az új egyenes mentén elinduló szórt foton mikor lép kölcsönhatásba az anyaggal, ez a pont szerven belül van-e, milyen atomon következik be, stb., stb.? Ha szerven belüli a hely, akkor a keletkezett nemáthatoló sugárzások helyileg elnyelődnek, a többi az ismert mechanizmus szerint megy tovább egészen addig, míg a többszörösen szórt foton energiája vagy teljesen elnyelődik a szervben vagy egyrésze szórt formában kikerül onnan.

Az egyes Compton szóródások alkalmával esetlegesen keletkezett "másodlagos" áthatoló sugárzásokkal (karakterisztikus röntgen sugárzással) a primer fotonnal látottak alapján kell eljárni, ugyanis ismerjük a foton energiáját tudjuk, hogy a tér bármely irányába elindulhat, így elemi lépéseken nyomon lehet követni valószínű sorsát.

Fotoeffektus fellépte esetén a keletkezett fotoelektron a helyszínen elnyelődik, az ezt követő karakterisztikus röntgen sugárások és elektronok sorsát ugyanúgy vizsgálhatjuk, mint ahogy azt a Compton sugárzásnál már láttuk. A számítást több ezer véletlen helyű bomlásra elvégezve, majd a szervben elnyelt ionizációs energiákat összegezve meg tudjuk adni annak átlagát, hogy egy bomlás során mekkora energia hányad nyelődik el az adott szervben, vagyis meg tudjuk határozni a $\phi_{(T=F)}$ értékét.

A humán fantom azért lett matematikailag is jól körülírt, hogy ezt a fajta számítást két külön szerv relációjában is meg lehessen tenni. Így születtek $\phi_{(T\leftarrow F)}$ értékek különböző szerv ill. (szövet) párokra. A számítás menetet elvileg mostmár az sem zavarhatja, hogy az előzőeket különböző kezdeti energiájú és bomlás gyakoriságú fotonra egyaránt elvégezzék. Az így készített abszorpciós hányad és specifikus abszorpciós hányad táblázatok adták az alapot ahhoz, hogy egy kiválasztott radioaktív izotóphoz meg lehessen határozni különböző szervek kapcsolatában az $S_{T\leftarrow F}$ értékeket.

Szerv	Felnőtt	15 éves	10 éves	5 éves	1 éves
Mellékvese	14	10,5	7,22	5,27	3,52
Hólyagtartalom	200	152,0	97,3	61,4	31,2
Hólyag fala	45	35,9	23,2	14,5	7,70
Mell	361	361,0	2,60	1,51	0,732
Gyomortartalom	250	185,0	126,0	71,3	34,4
Gyomor fala	150	118,0	85,1	49,1	21,8
Vékonybél	1040	795,0	441,0	261,0	131,0
Vékonybél fala	640	515,0	286,0	169,0	84,9
Felső vastagbél tart.	220	167,0	92,5	55,0	27,3
Felső vastagbél fal	210	176,0	93,4	55,2	27,8
Alsó vastagbél tart.	135	104,0	58,6	34,7	17,4
Alsó vastagbél fal	160	127,0	70,0	41,4	20,6
Szívtartalom	454	350	220	130	73
Szív fala	316	240	150	93	51
Vese	310	248,0	173,0	116,0	62,9
Máj	1800	1410,0	887,0	584,0	292,0
Epetartalom	56	49	39	20	4,8
Epe fala	11	9,3	7,3	3,7	0,9
Tüdő	1000	651,0	453,0	290,0	143,0
Izom	28000	15000,0	6500,0	2000,0	1200,0
Petefészek	11	10,7	3,13	1,73	0,714
Hasnyálmirigy	100	64,9	30,0	23,6	10,3
Vöröscsontvelő	1500	1050,0	610,0	320,0	150,0
Cortikális csont	4000	4000,0	2974,2	1448,9	622,8
Trabekuláris csont	1000	1000,0	743,5	965,9	115,2
Csontfelszín	120	91,8	55,6	32,5	13,7
Lép	180	123,0	77,4	48,3	25,5
Herék	35	15,6	1,89	1,63	1,21
Pajzsmirigy	20	12,4	7,93	3,45	1,78
Méh	80	79,0	4,16	2,70	1,45
Egésztest	70000	56800	33200	19800	9720
Egésztest vértérfogat	5200	4200	2200	1500	800

A.1. táblázat **Különböző szervek és szövetek kortól függő tömegei grammban**

tömeg (g)	foton energia(MeV)									
	0.030	0.040	0.050	0.080	0.100	0.140	0.364	0.662	1.460	2.750
1	0.050	0.023	0.011	0.009	0.009	0.010	0.011	0.011	0.010	0.008
2	0.064	0.030	0.014	0.012	0.012	0.012	0.014	0.014	0.012	0.010
4	0.081	0.038	0.019	0.016	0.015	0.016	0.018	0.018	0.016	0.013
6	0.092	0.043	0.022	0.018	0.017	0.018	0.020	0.020	0.018	0.014
8	0.103	0.049	0.024	0.020	0.020	0.020	0.023	0.023	0.020	0.016
10	0.111	0.054	0.027	0.022	0.021	0.022	0.025	0.024	0.021	0.017
20	0.139	0.070	0.035	0.029	0.027	0.028	0.031	0.031	0.027	0.022
40	0.174	0.090	0.046	0.037	0.036	0.036	0.039	0.038	0.033	0.027
60	0.230	0.121	0.064	0.050	0.048	0.048	0.053	0.052	0.045	0.035
80	0.286	0.152	0.079	0.064	0.061	0.061	0.066	0.065	0.056	0.046
100	0.306	0.165	0.087	0.070	0.067	0.066	0.072	0.070	0.061	0.050

Szóró közeggel körbevett, egységnyi sűrűségű és egyenletes izotóp-eloszlású gömb, abszorpciós hányada

tömeg (g)	foton energia(MeV)									
	0.030	0.040	0.060	0.080	0.100	0.140	0.364	0.662	1.460	2.750
1	0.045	0.021	0.010	0.008	0.008	0.009	0.010	0.010	0.009	0.007
2	0.058	0.027	0.013	0.011	0.011	0.011	0.013	0.013	0.011	0.009
4	0.073	0.035	0.017	0.014	0.014	0.014	0.016	0.016	0.014	0.012
6	0.082	0.040	0.020	0.016	0.016	0.016	0.018	0.018	0.016	0.014
8	0.092	0.045	0.022	0.018	0.018	0.018	0.021	0.020	0.018	0.015
10	0.100	0.049	0.024	0.020	0.019	0.020	0.022	0.022	0.019	0.016
20	0.125	0.063	0.032	0.026	0.025	0.025	0.028	0.028	0.024	0.020
40	0.155	0.081	0.042	0.034	0.032	0.032	0.035	0.035	0.030	0.025
60	0.192	0.101	0.052	0.043	0.040	0.041	0.044	0.044	0.037	0.031
80	0.229	0.121	0.063	0.051	0.049	0.049	0.053	0.052	0.045	0.037
100	0.244	0.131	0.069	0.056	0.053	0.053	0.057	0.056	0.049	0.040

Szóró közeggel körbevett, egységnyi sűrűségű és egyenletes izotóp-eloszlású ellipszoid, abszorpciós hányada (a:b:c:=1:2:4)

tömeg (g)	foton energia(MeV)									
	0.030	0.040	0.060	0.080	0.100	0.140	0.364	0.662	1.460	2.750
1	0.041	0.019	0.009	0.008	0.007	0.008	0.009	0.009	0.008	0.007
2	0.049	0.023	0.011	0.009	0.009	0.010	0.011	0.011	0.010	0.008
4	0.063	0.030	0.015	0.012	0.012	0.012	0.014	0.014	0.012	0.010
6	0.071	0.034	0.017	0.014	0.013	0.014	0.016	0.016	0.013	0.012
8	0.079	0.038	0.019	0.016	0.015	0.016	0.018	0.018	0.015	0.013
10	0.085	0.042	0.021	0.017	0.017	0.017	0.019	0.019	0.016	0.014
20	0.117	0.059	0.031	0.024	0.024	0.024	0.027	0.027	0.022	0.019
40	0.158	0.080	0.041	0.034	0.032	0.033	0.036	0.036	0.031	0.025
60	0.179	0.093	0.048	0.039	0.037	0.038	0.041	0.041	0.035	0.029
80	0.197	0.104	0.054	0.045	0.042	0.043	0.046	0.045	0.039	0.032
100	0.212	0.113	0.060	0.049	0.046	0.046	0.050	0.049	0.043	0.035

Szóró közeggel körbevett, egységnyi sűrűségű és egyenletes izotóp-eloszlású ellipszoid, abszorpciós hányada (a:b:c:=1:3:8)

A.2. táblázat **Kistérfogatú gömb és ellipszoid abszorpciós hányada (a,b,c, az ellipszoid féltengelyei)**

tömeg (kg)	0.020 MeV	0.030 MeV	0.040 MeV	0.060 MeV	0.080 MeV	0.100 MeV	0.160 MeV	0.364 MeV	0.662 MeV	1.460 MeV	2.750 MeV
2	0.702	0.407	0.317	0.131	0.072	0.099	0.113	0.112	0.134	0.099	0.096
4	0.762	0.485	0.325	0.176	0.127	0.133	0.144	0.148	0.155	0.133	0.120
6	0.795	0.529	0.345	0.206	0.157	0.155	0.163	0.170	0.173	0.155	0.134
8	0.815	0.560	0.366	0.228	0.179	0.172	0.178	0.187	0.189	0.171	0.147
10	0.830	0.583	0.385	0.247	0.196	0.185	0.190	0.200	0.202	0.183	0.156
20	0.868	0.649	0.460	0.308	0.250	0.233	0.234	0.245	0.250	0.223	0.187
30	0.884	0.685	0.508	0.346	0.284	0.265	0.264	0.273	0.280	0.248	0.207
40	0.893	0.709	0.541	0.374	0.310	0.290	0.287	0.294	0.301	0.267	0.222
50	0.900	0.727	0.567	0.397	0.332	0.312	0.305	0.312	0.317	0.282	0.235
60	0.905	0.741	0.585	0.416	0.351	0.330	0.321	0.327	0.330	0.294	0.247
70	0.909	0.753	0.600	0.432	0.368	0.346	0.335	0.340	0.341	0.306	0.257
80	0.912	0.763	0.613	0.446	0.383	0.361	0.348	0.351	0.351	0.316	0.265
90	0.916	0.772	0.624	0.459	0.397	0.374	0.359	0.362	0.360	0.325	0.274
100	0.918	0.780	0.634	0.471	0.409	0.386	0.369	0.371	0.368	0.334	0.283
120	0.924	0.793	0.652	0.492	0.431	0.407	0.388	0.389	0.384	0.350	0.298
140	0.929	0.804	0.670	0.511	0.450	0.425	0.405	0.405	0.399	0.364	0.310
160	0.933	0.814	0.688	0.528	0.466	0.440	0.421	0.420	0.415	0.378	0.321
180	0.937	0.821	0.708	0.544	0.480	0.454	0.436	0.433	0.432	0.391	0.331
200	0.940	0.828	0.729	0.559	0.491	0.466	0.451	0.446	0.449	0.403	0.340

Egységnyi sűrűségű és egyenletes izotóp-eloszlású ellipszoid abszorpciós hányada (a:b:c=1:1,8:9,27)

tömeg (kg)	0.020 MeV	0.030 MeV	0.040 MeV	0.060 MeV	0.080 MeV	0.100 MeV	0.160 MeV	0.364 MeV	0.662 MeV	1.460 MeV	2.750 MeV
0.3	0.684	0.357	0.191	0.109	0.086	0.085	0.087	0.099	0.096	0.092	0.077
0.4	0.712	0.388	0.212	0.121	0.096	0.093	0.097	0.108	0.108	0.099	0.083
0.5	0.731	0.412	0.229	0.131	0.104	0.099	0.104	0.116	0.117	0.104	0.089
0.6	0.745	0.431	0.244	0.140	0.111	0.105	0.111	0.122	0.124	0.109	0.093
1.0	0.780	0.486	0.289	0.167	0.135	0.125	0.130	0.142	0.144	0.125	0.106
2.0	0.818	0.559	0.360	0.212	0.173	0.160	0.162	0.174	0.173	0.153	0.127
3.0	0.840	0.600	0.405	0.245	0.201	0.188	0.186	0.197	0.195	0.174	0.143
4.0	0.856	0.629	0.438	0.271	0.222	0.209	0.205	0.216	0.213	0.190	0.156
5.0	0.868	0.652	0.464	0.294	0.241	0.227	0.222	0.231	0.228	0.204	0.167
6.0	0.876	0.671	0.485	0.312	0.258	0.241	0.236	0.245	0.240	0.216	0.177

Egységnyi sűrűségű és egyenletes izotóp-eloszlású gömb és zömök ellipszoid abszorpciós hányada (ellipszoid tengelyeinek aránya a:b:c=1:0,667:1,33)

tömeg (kg)	0.020 MeV	0.030 MeV	0.040 MeV	0.060 MeV	0.080 MeV	0.100 MeV	0.160 MeV	0.662 MeV	2.75 MeV
0.3	0.627	0.306	0.164	0.090	0.075	0.072	0.078	0.084	0.062
0.4	0.654	0.334	0.179	0.098	0.081	0.079	0.085	0.095	0.069
0.5	0.674	0.356	0.192	0.106	0.087	0.085	0.090	0.103	0.074
0.6	0.690	0.374	0.204	0.112	0.092	0.090	0.095	0.109	0.079
1.0	0.731	0.423	0.243	0.134	0.109	0.106	0.112	0.128	0.093
2.0	0.779	0.492	0.305	0.173	0.140	0.133	0.140	0.154	0.112
3.0	0.803	0.533	0.344	0.200	0.162	0.154	0.159	0.171	0.125
4.0	0.820	0.564	0.372	0.221	0.181	0.171	0.174	0.185	0.136
5.0	0.833	0.588	0.394	0.238	0.197	0.185	0.187	0.197	0.146
6.0	0.844	0.608	0.414	0.254	0.211	0.198	0.198	0.209	0.156

Egységnyi sűrűségű és egyenletes izotóp-eloszlású lapos-ellipszoid abszorpciós hányada (a:b:c=1:0,5:2)

A.3. táblázat **A szervek nagyságát közelítő, egységnyi sűrűségű gömb és ellipszoid abszorpciós hányada**

TARGET-SZERVEK	FORRÁS- SZERVEK								
	MELLÉKVESE	HÓLYAG TARTALOM	EMÉSZTŐ RENDSZER			VESE	MÁJ	TÚDŐ	EGYÉB SZÖVETEK (IZOM)
			GYOMOR TARTALOM	VÉKONYBÉL TARTALOM	FELSŐ-VASTAG-BÉL TARTALOM	ALSÓ VASTAG-BÉL TARTALOM			
MELLÉKVESE	3.1E-02	6.1E-07	6.3E-06	3.9E-06	2.7E-06	1.4E-06	3.2E-05	1.4E-05	6.9E-06	4.2E-06
HÓLYAG FALA	3.3E-07	1.2E-03	1.0E-06	8.5E-06	5.6E-06	1.7E-05	1.0E-06	7.4E-07	1.8E-07	5.0E-06
CSONT (TELJES)	4.1E-06	1.8E-06	1.8E-06	2.5E-06	2.2E-06	3.2E-06	3.0E-06	2.3E-06	3.0E-06	3.0E-06
GI (GYOMORFAL)	8.2E-06	8.8E-07	9.7E-04	9.9E-06	1.0E-05	5.0E-06	9.4E-06	5.4E-06	5.2E-06	3.9E-06
GI (VÉKONYBÉL)	2.6E-06	7.6E-06	7.3E-06	6.0E-04	4.6E-05	2.6E-05	7.8E-06	4.8E-06	6.9E-07	4.4E-06
GI (FELSŐVASTAGBÉLFAL)	2.8E-06	8.6E-06	9.5E-06	6.5E-05	1.1E-03	1.2E-05	8.1E-06	7.0E-06	9.1E-07	4.6E-06
GI (ALSÓVASTAGBÉLFAL)	8.4E-07	2.0E-05	3.6E-06	1.9E-05	8.4E-06	1.7E-03	2.4E-06	8.1E-07	2.6E-07	4.8E-06
VESE	3.2E-05	9.6E-07	9.5E-06	8.7E-06	7.7E-06	2.5E-06	1.5E-03	1.1E-05	2.7E-06	4.0E-06
MÁJ	1.4E-05	7.2E-07	5.6E-06	5.1E-06	7.1E-06	9.0E-07	1.1E-05	3.0E-04	6.8E-06	3.1E-06
TÚDŐ	6.7E-06	1.1E-07	5.0E-06	8.5E-07	8.9E-07	2.8E-07	2.5E-06	6.8E-06	4.5E-04	3.7E-06
VÖRÖS CSONTVELŐ	7.5E-06	4.1E-06	3.2E-06	7.9E-06	6.9E-06	9.7E-06	7.6E-06	3.3E-06	3.8E-06	4.1E-06
EGYÉB SZÖVETEK (IZOM)	4.2E-06	5.0E-06	3.9E-06	4.4E-06	4.1E-06	4.8E-06	4.0E-06	3.1E-06	3.7E-06	1.9E-06
PETEFÉSZEK	1.6E-06	1.9E-05	1.4E-06	2.7E-05	3.4E-05	5.0E-05	3.4E-06	9.6E-07	4.0E-07	5.6E-06
HASNYÁLMIRIGY	2.4E-05	7.9E-07	5.0E-05	5.8E-06	5.8E-06	2.0E-06	1.8E-05	1.2E-05	7.5E-06	5.0E-06
BŐR	1.8E-06	1.7E-06	1.5E-06	1.4E-06	1.4E-06	1.6E-06	1.8E-06	1.6E-06	1.8E-06	2.4E-06
LÉP	1.8E-05	5.6E-07	2.7E-05	4.4E-06	3.7E-06	2.5E-06	2.4E-05	2.7E-06	6.2E-06	4.1E-06
HERÉK	1.7E-07	1.4E-05	1.3E-07	1.0E-06	1.2E-06	5.7E-06	3.9E-07	3.0E-07	5.7E-08	3.4E-06
PAJZSMIRIGY	5.2E-07	2.1E-08	3.9E-07	9.5E-08	1.0E-07	4.1E-08	2.4E-07	5.7E-07	3.0E-06	3.8E-06
MÉH	3.4E-06	4.3E-05	2.4E-06	2.5E-05	1.3E-05	1.7E-05	2.6E-06	1.2E-06	2.7E-07	5.9E-06
EGÉSZTEST	1.1E-05	5.9E-06	6.7E-06	1.0E-05	8.2E-06	8.8E-06	1.1E-05	1.1E-05	9.9E-06	9.8E-06

A.4. táblázat **Egységnyi kumulált aktivitáshoz tartozó "S" érték (rad/µCi·h) Jód-131 Fizikai felezési idő 193 óra**

A.5. táblázat **Radiofarmakonok effektív dózisegyenértéke (H_E)és effektív dózisa (E) mSv/MBq egységben**

nuklid	farmakon	beadás	felnőtt H_E	felnőtt E	15 éves H_E	10 éves H_E	5 éves H_E	1 éves H_E	megjegyzés
^{11}C	*Co*	*belégzés*	6.6E-03	4.8E-03	8.0E-03	1.3E-02	2.1E-02	4.0E-02	*egyszeri belégzés*
^{13}N	*ammónia*	*iv*	2.7E-03	2.0E-03	3.2E-03	4.9E-03	7.7E-03	1.5E-02	
^{15}O	CO_2	*belégzés*	5.4E-04	3.8E-04	6.8E-04	1.1E-03	1.7E-03	3.3E-03	*egyszeri belégzés*
^{18}F	*FDG*	*iv*	2.7E-02	2.0E-02	3.2E-02	4.7E-02	7.3E-02	1.3E-01	
^{32}P	*foszfát*	*iv*	2.2E+00	2.4E+00	3.0E+00	6.1E+00	1.0E+01	2.2E+01	
^{51}Cr	*Cr(III)klorid*	*iv*	1.1E-01	6.8E-02	5.1E-02	7.7E-02	1.2E-01	2.2E-01	
	Cr-EDTA	*iv*	2.3E-03	2.1E-03	3.1E-03	4.6E-03	7.0E-03	1.3E-02	*normális veseműködés*
	Cr(III)vvt	*iv*	2.6E-01	1.7E-01	3.3E-01	5.2E-01	8.0E-01	1.5E+00	
^{58}Co	B_{12}	*iv*	1.1E-01	8.2E+00	1.3E+01	2.0E+01	2.9E+01	4.9E+01	*hordozomentes*
^{67}Ga	*Ga-citrát*	*iv*	1.2E-01	1.1E-01	1.6E-01	2.5E-01	4.0E-01	7.9E-01	
^{75}Se	*Se-metiltioleszterol*	*iv*	1.7E+00	1.5E+00	2.1E+00	3.1E+00	4.5E+00	7.7E+00	
^{82}Rb	*klorid*	*iv*	4.8E-03	3.4E-03	6.7E-03	1.0E-02	1.8E-02	5.3E-02	*nagyon rövid ürítőidő*
^{89}Sr	*klorid*	*iv*	2.9E+00	3.1E+00	3.8E+00	6.5E+00	1.2E+01	2.5E+01	
^{99m}Tc	*pertechnetát*	*iv*	1.3E-02	1.2E-02	1.6E-02	2.5E-02	4.0E-02	7.3E-02	*blokkolás nélkül*
	pertechnetát	*iv*	5.3E-03	4.7E-03	6.6E-03	9.8E-03	1.5E-02	2.6E-02	*pm. blokkolva*
	HSA	*iv*	7.9E-03	6.1E-03	9.7E-03	1.5E-02	2.3E-02	4.2E-02	
	HSA	*lumbárisan*	1.1E-02	-					
	HSA	*ciszternálisan*	6.8E-03	-					
	DMSA	*iv*	1.6E-02	8.7E-03	1.9E-02	2.7E-02	4.0E-02	6.9E-02	
	DTPA	*iv*	6.3E-03	5.2E-03	7.8E-03	1.1E-02	1.7E-02	3.0E-02	*normális veseműködés*
	DTPA	*iv*	5.3E-03	-	6.6E-03	9.7E-03	1.5E-02	2.6E-02	*abnormális veseműködés*
	glukonát,glukoheptonát	*iv*	9.0E-03	5.2E-03	1.1E-02	1.6E-02	2.4E-02	4.2E-02	

^{131}I

TARGET-SZERVEK	FORRÁS- SZERVEK: PETEFÉSZEK	HASNYÁL-MIRIGY	CSONTVÁZ: VÖRÖS CSONTVELŐ	CSONTVÁZ: CORT. CSONT	CSONTVÁZ: TRA. CSONT	BŐR	LÉP	HERÉK	PÁJZS-MIRIGY	EGÉSZ-TEST
MELLÉKVESE	1.4E-06	2.3E-05	6.1E-06	4.3E-06	4.3E-06	2.1E-06	1.8E-06	1.7E-07	5.2E-07	1.2E-05
HÓLYAG FALA	1.9E-05	5.0E-07	2.1E-06	1.6E-06	1.6E-06	1.7E-06	4.5E-07	1.4E-05	2.1E-08	1.1E-05
CSONT (TELJES)	2.9E-06	2.8E-06	2.5E-05	9.2E-05	6.5E-06	2.4E-06	2.3E-06	2.0E-06	2.2E-06	1.0E-05
GI (GYOMORFAL)	2.3E-06	5.0E-05	2.9E-06	1.6E-06	1.6E-06	1.7E-06	2.7E-05	2.5E-07	2.6E-07	1.1E-05
GI (VÉKONYBÉL)	3.3E-05	5.1E-06	7.4E-06	2.2E-06	2.2E-06	1.5E-06	3.9E-06	1.4E-06	3.4E-08	1.1E-05
GI (FELSŐVASTAGBÉLFAL)	3.1E-05	6.1E-06	5.8E-06	2.0E-06	2.0E-06	1.5E-06	3.7E-06	9.7E-07	3.5E-08	1.1E-05
GI (ALSÓVASTAGBÉLFAL)	4.0E-05	1.5E-06	8.4E-06	2.8E-06	2.8E-06	1.6E-06	1.9E-06	7.8E-06	3.4E-08	1.1E-05
VESE	3.0E-06	1.8E-05	6.5E-06	2.6E-06	2.6E-06	2.0E-06	2.4E-05	2.4E-07	1.4E-07	1.1E-05
MÁJ	1.7E-06	1.2E-05	2.8E-06	1.9E-06	1.9E-06	1.8E-06	3.0E-06	1.4E-07	4.0E-07	1.1E-05
TÜDŐ	2.7E-07	6.8E-06	3.4E-06	2.8E-06	2.8E-06	1.9E-06	6.2E-06	4.0E-08	2.9E-06	1.0E-05
VÖRÖS CSONTVELŐ	9.8E-06	5.4E-06	2.3E-04	1.0E-05	1.0E-04	2.3E-06	3.5E-06	1.6E-06	2.4E-06	1.1E-05
EGYÉB SZÖVETEK (IZOM)	5.6E-06	5.0E-06	3.6E-06	3.0E-06	3.0E-06	2.4E-06	4.1E-06	3.4E-06	3.8E-06	9.8E-06
PETEFÉSZEK	3.9E-02	1.1E-06	8.4E-06	2.6E-06	2.6E-06	1.1E-06	2.4E-06	0.0	4.1E-08	1.1E-05
HASNYÁLMIRIGY	1.5E-06	4.7E-03	4.6E-06	2.8E-06	2.8E-06	1.6E-06	5.4E-05	1.6E-07	2.4E-07	1.1E-05
BŐR	1.4E-06	1.4E-06	2.0E-06	2.3E-06	2.3E-06	1.6E-04	1.6E-06	4.3E-06	2.4E-06	8.3E-05
LÉP	1.8E-06	5.4E-05	2.4E-06	2.2E-06	2.2E-06	1.8E-06	2.6E-03	2.3E-07	3.6E-07	1.1E-05
HERÉK	0.0	2.0E-07	1.1E-06	1.7E-06	1.7E-06	2.6E-06	2.4E-07	1.3E-02	7.2E-09	1.0E-05
PAJZSMIRIGY	4.1E-08	4.7E-07	2.3E-06	2.8E-06	2.8E-06	2.3E-06	3.8E-07	7.2E-09	2.2E-02	9.7E-06
MÉH	5.4E-05	1.8E-06	5.8E-06	1.7E-06	1.7E-06	1.4E-06	1.2E-06	0.0	3.8E-08	1.1E-05
EGÉSZTEST	1.2E-05	1.1E-05	1.0E-05	9.9E-06	9.9E-06	8.3E-06	1.1E-05	9.8E-06	9.5E-06	9.9E-06

A.4. tábl. folyt. **Egységnyi kumulált aktivitáshoz tartozó "S" érték (rad/µCi·h) Jód-131 Fizikai felezési idő 193 óra**

nuklid	farmakon	beadás	felnőtt H_E	felnőtt E	15 éves H_E	10 éves H_E	5 éves H_E	1 éves H_E	megjegyzés
^{123}I	jodid	iv v. oral	3.8E-02	-	5.3E-02	8.0E-02	1.5E-01	2.9E-01	pm. felvétel 5%
			7.5E-02	-	1.1E-01	1.7E-01	3.5E-01	6.5E-01	pm. felvétel 15%
			1.1E-01	-	1.7E-01	2.6E-01	5.4E-01	1.0E+00	pm. felvétel 25%
			1.5E-01	2.2E-01	2.3E-01	3.5E-01	7.4E-01	1.4E+00	pm. felvétel 35%
			1.9E-01	-	2.9E-01	4.4E-01	9.4E-01	1.8E+00	pm. felvétel 45%
			2.3E-01	-	3.5E-01	5.3E-01	1.1E+00	2.1E+00	pm. felvétel 55%
^{125}I	jodid	iv v. oral	1.2E-02	9.1E-03	1.5E-02	2.3E-02	3.7E-02	7.3E-02	pm. blokkolt felvétel 0%
			1.5E-01	-	2.4E-01	3.6E-01	7.7E01	1.4E+00	pm. részben blokk.felv. 5%
			3.0E-01	-	4.6E-01	6.9E-01	1.5E+00	2.8E+00	pm. részben blokk.felv. 1%
			5.8E-01	-	9.0E-01	1.4E+00	3.0E+00	5.6E+00	pm. részben blokk.felv. 2%
	jodid	~~iv v. oral~~	1.4E+00	-	2.0E+00	2.7E+00	5.1E+00	8.1E+00	pm. felvétel 5%
			4.3E+00	-	6.0E+00	8.0E+00	1.5E+01	2.4E+01	pm. felvétel 15%
			7.1E+00	-	1.0E+01	1.3E+01	2.5E+01	4.0E+01	pm. felvétel 25%
			9.9E+00	1.4E+01	1.4E+01	1.9E+01	3.6E+01	5.6E+01	pm. felvétel 35%
			1.3E+01	-	1.8E+01	2.4E+01	4.6E+01	7.1E+01	pm. felvétel 45%
			1.6E+01	-	2.2E+01	2.9E+01	5.6E+01	8.8E+01	pm. felvétel 55%
^{131}I	jodid	iv v. oral	7.2E-02	6.1E-02	8.8E-02	1.4E-01	2.1E-01	4.0E-01	pm. blokkolt felvétel 0%
			3.0E-01	-	4.5E-01	6.9E-01	1.5E+00	2.8E+00	pm. részben blokk.felv. 0.5%
			5.2E-01	-	8.1E-01	1.2E+00	2.7E+00	5.3E+00	pm. részben blokk.felv. 1%
			9.7E-01	-	1.5E+00	2.4E+00	5.3E+00	1.0E+01	pm. részben blokk.felv. 2%
			2.3E+00	-	3.5E+00	5.3E+00	1.1E+01	2.1E+01	pm. felvétel 5%
			6.6E+00	-	1.0E+01	1.5E+01	3.4E+01	6.2E+01	pm. felvétel 15%
			1.1E+01	-	1.7E+01	2.5E+01	5.6E+01	1.0E+02	pm. felvétel 25%
			1.5E+01	2.4E+01	2.4E+01	3.6E+01	7.8E+01	1.4E+02	pm. felvétel 35%

A.5. tábl. folyt. Radiofarmakonok effektív dózisegyenértéke (H_E)és effektív dózisa (E) mSv/MBq egységben

nuklid	farmakon	beadás	felnőtt H_E	felnőtt E	15 éves H_E	10 éves H_E	5 éves H_E	1 éves H_E	megjegyzés
^{99m}Tc	IDA származékok	iv	2.4E-02	1.5E-02	2.9E-02	4.4E-02	7.0E-02	1.5E-01	normál állapotban
	fibrinogén	iv	8.1E-03	6.2E-03	9.9E-03	1.5E-02	2.4E-02	4.3E-02	
	vvs	iv	8.5E-03	6.6E-03	1.1E-02	1.6E-02	2.5E-02	4.6E-02	
	vvs denaturált	iv	4.1E-02	1.9E-02	5.6E-02	8.4E-02	1.3E-01	2.2E-01	
	leukociták	iv	1.7E-02	1.1E-02	2.3E-02	3.5E-02	5.4E-02	9.8E-02	
	trombociták	iv	2.2E-02	1.2E-02	2.9E-02	4.4E-02	6.7E-02	1.2E-01	
	MAA	iv	1.2E-02	1.1E-02	1.8E-02	2.5E-02	3.8E-02	6.9E-02	
	mikroszférák	iv	1.1E-02	1.0E-02	1.6E-02	2.2E-02	3.3E-02	6.2E-02	
	HM-PAO	iv	-	9.3E-03	-	-	-	-	normális veseműködéssel
	MAGB	iv	-	7.3E-03	-	-	-	-	nyugalomban
	MIBI	iv	-	8.5E-03	-	-	-	-	terheléses vizsgálat
	MIBI	iv	-	7.5E-03	-	-	-	-	
^{111}In	klorid	iv	2.6E-01	2.1E-01	3.3E-01	4.9E-01	7.5E-01	1.4E+00	
	DTPA	iv	2.5E-02	2.1E-02	3.1E-02	4.5E-02	6.7E-02	1.2E-01	
^{113}In	klorid	iv	1.3E-02	1.0E-02	1.7E-02	2.8E-02	4.6E-02	9.2E-02	
	DTPA	iv	1.4E-02	2.1E-02	1.8E-02	2.7E-02	4.2E-02	7.9E-02	
^{111}In	leukociták	iv	5.9E-01	3.6E-01	7.9E-01	1.2E+00	1.8E+00	3.2E+00	
	trombociták	iv	7.0E-01	3.9E-01	9.3E-01	1.4E+00	2.1E+00	3.7E+00	
^{123}I	jodid	iv v. oral	1.3E-02	1.1E-02	1.6E-02	2.4E-02	3.7E-02	6.7E-02	pm. blokkolt, felvétel 0%
			1.6E-02	-	2.0E-02	3.1E-02	5.2E-02	9.6E-02	pm.részben blokkolt felv.0.5%
^{123}I			1.9E-02	-	2.5E-02	3.8E-02	6.7E-02	1.3E-01	pm. részben blokkolt felv.1%
			2.5E-02	-	3.4E-02	5.2E-02	9.9E-02	1.8E-01	

A.5. tábl. folyt. **Radiofarmakonok effektív dózisegyenértéke (H_E)és effektív dózisa (E) mSv/MBq egységben**

nuklid	farmakon	beadás	felnőtt H_E	felnőtt E	15 éves H_E	10 éves H_E	5 éves H_E	1 éves H_E	megjegyzés
			1.9E+01	-	3.1E+01	4.6E+01	1.0E+02	1.8E+02	pm. felvétel 45%
			2.4E+01	-	3.7E+01	5.6E+01	1.2E+02	2.2E+02	pm. felvétel 55%
^{123}I	I-amfetamin	iv	-	2.7E-02	-	-	-	-	pm. blokkolt
	I-fibrinogén	iv	2.7E-02	2.0E-02	3.3E-02	5.3E-02	8.3E-02	1.6E-01	pm. blokkolt
	I-HSA	iv	2.6E-02	2.0E-02	3.2E-02	5.0E-02	8.0E-02	1.5E-01	pm. blokkolt
	I-Hippurán	iv	1.5E-02	1.2E-02	1.9E-02	2.8E-02	4.3E-02	7.8E-02	normál veseműködésnél
	I-MIBG	iv	1.8E-02	1.4E-02	2.3E-02	3.4E-02	5.0E-02	9.0E-02	pm. blokkolt
^{125}I	I-fibrinogén	iv	1.2E-01	8.0E-02	1.5E-01	2.4E-01	3.9E-01	7.7E-01	pm. blokkolt
	I-HSA	iv	3.4E-01	2.2E-01	4.1E-01	6.8E-01	1.1E+00	2.2E+00	pm. blokkolt
	I-Hippurán	iv	1.0E-02	7.7E-03	1.3E-02	2.0E-02	3.1E-02	6.0E-02	normál veseműködésnél
^{131}I	I-fibrinogén	iv	5.6E-01	4.2E-01	6.9E-01	1.1E+00	1.8E+00	3.6E+00	pm. blokkolt
	I-HSA	iv	8.6E-01	6.4E-01	1.1E+00	1.7E+00	2.8E+00	5.4E+00	pm. blokkolt
	I-HSA	lumbarisan	9.0E-01	-	-	-	-	-	pm. blokkolt
	I-HSA	ciszternalisan	8.4E-01	-	-	-	-	-	pm. blokkolt
	I-MAA	iv	5.0E-01	4.5E-01	7.0E-01	1.0E+00	1.6E+00	3.1E+00	pm. blokkolt
	I-mikroaggregált albumin	iv	3.1E-01	2.2E-01	4.1E-01	6.4E-01	1.0E+00	1.9E+00	pm. blokkolt
	I-Hippurán	iv	6.6E-02	5.3E-02	8.3E-02	1.3E-01	1.9E-01	3.7E-01	normál veseműködésnél
	I-NP 59	iv	1.5E+00	1.8E+00	2.2E+00	4.3E+00	6.8E+00	1.3E+01	pm. blokkolt
	I-MIBG	iv	2.0E-01	1.4E-01	2.6E-01	4.0E-01	6.1E-01	1.1E+00	pm. blokkolt
	I-bengálvörös	iv	9.1E-01	1.1E+00	1.1E+00	1.9E+00	3.2E+00	6.3E+00	normál esetben

A.5. tábl. folyt. **Radiofarmakonok effektív dózisegyenértéke (H_E)és effektív dózisa (E) mSv/MBq egységben**

nuklid	farmakon	beadás	felnőtt H_E	felnőtt E	15 éves H_E	10 éves H_E	5 éves H_E	1 éves H_E	megjegyzés
^{133}Xe	gáz v. oldat	belégzés v. iv	1.9E-04	1.8E-04	2.6E-04	4.0E-04	6.4E-04	1.3E-03	egyszeri belégzés v. iv. inj.
^{169}Yb	Yb-DTPA	iv	4.6E-02	3.6E-02	5.8E-02	8.9E-02	1.4E-01	2.5E-01	normál esetben
		iv	9.2E-02	-	1.1E-01	1.7E-01	2.7E-01	5.1E-01	abnormális veseműködés
		lumbarisan	2.3E-01	-	-	-	-	-	
		ciszternalisan	2.2E-01	-	-	-	-	-	
^{198}Au	kolloid	iv	1.7E+00	1.1E+00	-	-	-	-	korai beteg esetén
^{197}Hg	klomerodrin	iv	1.8E-01	8.7E-02	2.3E-01	3.4E-01	5.2E-01	9.8E-01	
^{201}Tl	Tl-klorid	iv	2.3E-01	2.3E-01	3.6E-01	1.5E+00	2.0E+00	3.0E+00	

A.5. tábl. folyt. **Radiofarmakonok effektív dózisegyenértéke (H_E)és effektív dózisa (E) mSv/MBq egységben**