

# A FIZIKUS SZEREPE A DAGANATOS BETEGEK GYÓGYÍTÁSÁBAN

Balogh Éva  
Jósa András Megyei Kórház,  
Onkoradiológiai Osztály, Nyíregyháza  
Angeli István  
Debreceni Egyetem, Kísérleti Fizika Tanszék

A civilizációs ártalmaknak, a megváltozott életvitelnek tulajdonítható, hogy egyre nő a daganatos megbetegedések száma. A rosszindulatú daganatos betegségek hazánkban a második helyet foglalják el a halálozási okok között. Az egyre szélesebb körű felvilágosítás, a szűrővizsgálatok fontosságának hangsúlyozása az oka annak, hogy az onkológiai centrumokban egyre többen jelentkeznek még a betegség kezdeti stádiumában. Ennek és az orvostudomány, valamint a technika fejlődésének köszönhető, hogy egyre javul a betegek gyógyulásának esélye.

A röntgensugárzást már az 1900-as évek elejétől használják gyógyítási célokra. A sugárterápiában sejtpusztító hatását hasznosítják, amelyet a DNS közvetlen, illetve közvetett károsító hatása révén ér el. Az ép és daganatos sejtek között sugárérzékenység szempontjából ugyan van különbség, a kezelés során azonban az ép szövetek is károsodhatnak, ezért a sugárterápia célját így fogalmazhatjuk meg: minél nagyobb, homogén eloszlású dózist (sugárterhelést) leadni a céltérfogatra, ugyanakkor elérni, hogy a környező szövet sugárterhelése a lehetséges legalacsonyabb legyen, mert a daganatos sejteket oly módon kívánjuk elpusztítani, hogy az ép szövetek sejtjei még képesek legyenek regenerálódni, „újraépülni”.

Sugárterápiás gyógyításban a daganatos betegek körülbelül 60%-a részesül. A sugárterápiás kezelések két nagy csoportra oszthatók: a teleterápiára (a sugárforrás a besugárzandó területen kívül helyezkedik el) és az üregi kezelésre (brachyterápia, ahol a sugárforrás a besugárzandó területen belül helyezkedik el). Talán kevesek gondolnák, hogy a kezelésben résztvevő egészségügyi végzettségű személyzetten kívül a fizikusnak is aktív szerepe van az onkoradiológiai osztályok betegének gyógyításában.

A fizikus feladatai:

- a sugárterápiás készülékek dozimetriai paramétereinek bemérése és folyamatos ellenőrzése,
- a besugárzási terv elkészítése,
- a sugárkezelés minőségbiztosítási eljárásának összeállítása.

Ezek közül a minőség szabályozás a sugárterápia belül az alábbi területekre osztható:

- teleterápiás egységek (gyorsítók, szimulátor) mechanikai, geometriai és dozimetriai vizsgálata, rendszeres ellenőrzése,
- brachyterápiás rendszer,
- besugárzástervező rendszer ellenőrzése, valamint

---

Jelen cikk alapját az egyik szerző (B. É.) *Besugárzás-tervezés és kiértékelés* című szakdolgozata képezi (Debreceni Egyetem, Természettudományi Kar, Kísérleti Fizikai Tanszék, 2006), amelynek teljes anyaga megtalálható a Tanszék honlapján: <http://fizika.ttk.unideb.hu/kisfiz/harsanyi/Public/diplomamunkak.htm>.

– sugárvédelmi feladatok (a betegre és a személyzetre vonatkozóan).

Ezen feladatok mindegyikének részletes bemutatása meghaladná egy ilyen rövid cikk kereteit, ezért csak a teleterápiás kezelésre kerülő betegekkel kapcsolatos fontosabb fizikusi feladatokkal foglalkozunk.

## A beteg útja az onkoradiológiai osztályokon

A sugárkezelés komplex folyamat, amelyet röviden így választhatunk: miután diagnosztizálták a daganatos megbetegedést, az orvoscsoport a rendelkezésére álló információk birtokában mérlegel és dönt, hogy a lehetséges kezelések közül melyiket alkalmazzák. Ezek lehetnek:

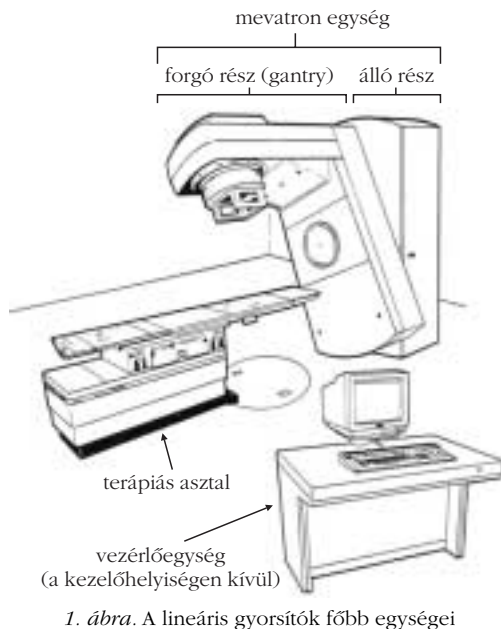
- műtét,
- kemoterápia (daganatgátló, daganatpusztító gyógyszerek),
- sugárkezelés,
- ezek megfelelő kombinációja.

A fizikusnak akkor van szerepe a gyógyításban, ha a beteg sugárkezelésben részesül. Ilyenkor az orvos elsődleges feladata a daganat helyének pontos meghatározása, amelyet az igénybe vehető képalkotó eljárások segítségével határoz meg. A legtöbb esetben a komputertomográfiát (CT) alkalmazzák. Az elkészült felvételek alapján meghatározza és berajzolja – akár több síkban – a célterületet, valamint a kezelés folyamán védeni kívánt érzékeny területeket. A terapeuta dönt, hogy milyen nagyságú legyen a besugárzási mező, a kezelés során milyen energiát javasol alkalmazni, milyen napi dózisban, hány alkalommal (frakcióban). Az orvos (ha a terv szerint szükséges) blokkot, takarást javasolhat a védendő területek sugárterhelésének csökkentésére. A megadott adatok alapján a fizikus elkészíti a kezelési tervet. Az orvos a kész terv alapján szimulációval ellenőrzi annak helyességét (erre átvilágító röntgenberendezést használ a besugárzási geometriával azonos elrendezésben) és jóváhagyja, vagy dönt az esetleges változásokról. Ha a terv megfelelő, akkor ezt a betegre megfelelő jelölésekkel „felrajzolja”, és ezt követően kezdődik a beteg sugárterápiás kezelése.

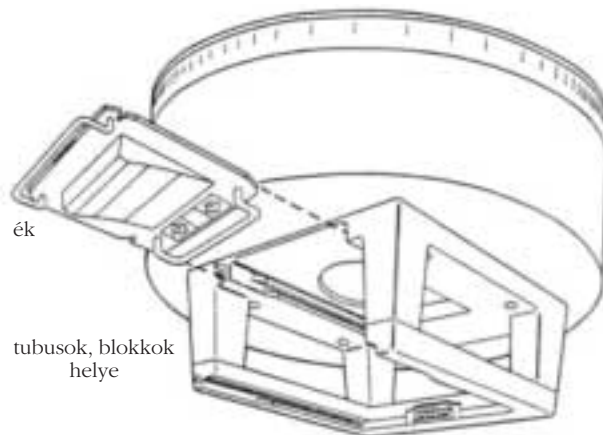
## A teleterápiás kezeléshez rendelkezésünkre álló eszközök

### Lineáris gyorsító

Teleterápiás kezelésre az onkoradiológia osztályokon jelenleg (a kobaltágyúkat szinte már teljesen kiszorító) lineáris gyorsítókat alkalmaznak. Ezek a készülékek elektron- és foton-sugárzás (fékezési röntgensugárzás) előállítására képesek. (A nyíregyházi Jósa



1. ábra. A lineáris gyorsítók főbb egységei



2. ábra. A besugárzófej

András Oktató Kórház Onkoradiológiai Osztályán két Siemens lineáris gyorsító működik.)

Az elektronagyúból kilépő elektronokat egy vákuumba leszívott gyorsítócsőben nagyfrekvenciás elektromágneses hullámok gyorsítják fel. Ahhoz, hogy egy lineáris gyorsító a sugárterápiás követelményeknek megfelelő, kellően stabil és ellenőrzött elektron- vagy foton-sugárzást szolgáltatson, a gyorsítót különféle kiegészítő és vezérlő elemekkel látják el. Az 1. ábrán a nyíregyházi onkoradiológiai osztályon működő egyik gyorsítóberendezés vázlatos ábrája látható.

A berendezés saját dozimetriai rendszerrel van ellátva, amely folyamatosan ellenőrzi a besugárzási mező dóziszállandóságát, homogenitását és hiba esetén megszakítja a kezelést. A gyorsítócső a 360°-os szögtartományban elforgatható gantry-ben foglal helyet. A berendezés alkalmas állandó fókuszbőr távolságú (FBT) álló, izocentrikus álló- és mozgómezős besugárzásra. A felgyorsított elektronokat a gyorsítócső végénél elhelyezett eltérítő elektromágnes 270°-kal eltéríti, így a sugárnyaláb a cső tengelyére merőlegesen lép ki a gyorsítóból.

A 270°-os eltérés révén 2–3%-on belül monoenergetikus, körülbelül 1,5 mm átmérőjű elektronnyalábot kapunk. A besugárzófej (2. ábra) főbb részei a motorikusan mozgatható wolfram céltárgy (target), az előkollimátor, a szűrőváltó, a dózisonmonitor (a leadott dózis mérésére és szabályozására), a tükör és a főkollimátor.

Fotonsugárzás alkalmazása esetén a céltárgyat az elektronnyaláb útjába, annak fókuszpontjába helyezük, így 6, illetve 15 MeV-os fotonokkal, céltárgy nélkül pedig elektronsugárzással (5, 7, 9, 10, 12, 14 MeV) végezhetjük a kezelést. A sugármezőn belüli dózishomogenitás megfelelően kialakított szűrőkkel érhető el. A szűrők alakja és mérete energiánként változó, ezért a szűrőváltó mindig a választott energiához tartozó szűrőt állítja a sugárnyaláb útjába. A tükör és a fényforrás segítségével a sugármezővel azonos méretű és helyű fénymező vetíthető a beteg bőrére, amely

segíti a sugármező beállítását a kezelés előtt. A főkollimátort két pár motorikusan mozgatható, ólom blende alkotja, amellyel a fókusztól mért 1 m távolságra 0–40 cm közötti oldalhosszúságú, mindkét irányba 90°-os szögtartományban elforgatható téglalap alakú mezőt lehet előállítani.

A gyorsítóhoz tartozó kiegészítő elemek: tubusok, ékszűrők, blokkok (lásd később).

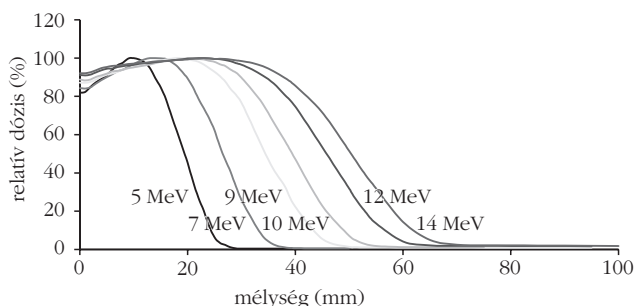
### Kezelés elektronsugárzással

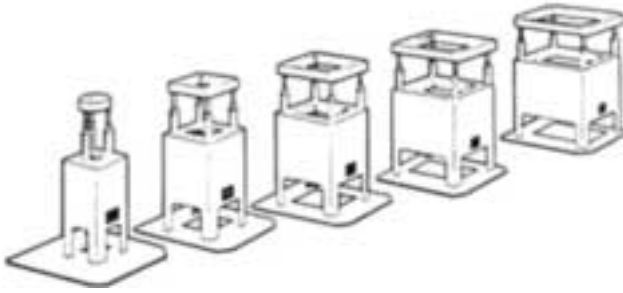
Az elektronsugárzást általában 5 cm-nél nem mélyebben elhelyezkedő felszíni daganatok kezelésére alkalmazzák. A sugárterápiában alkalmazott különböző energiájú elektronok vízben mért mélydózisát a 3. ábra szemlélteti.

A mélydózisgörbe három szakaszból tevődik össze. A dózismaximumot egy „build up” (felépülési) szakasz előzi meg, melynek mélysége (és így a felépülési szakasz hossza is) függ az alkalmazott energiától. Ezt követi egy meredeken csökkenő dózisesési szakasz, amely az elektronszorbció következménye. Végül pedig egy, a mélységgel csak lassan csökkenő rész következik, melynek oka a testszövetben keletkező fékezési sugárzás (1–6%, jelentősége csak nagy besugárzási mezők esetén van).

Az elektronnal való kezelés során az orvos az elvárt nagyságától függően dönt a besugárzási mező méretéről. A gyorsító fejéhez különböző nagyságú négyzet és kör alakú mezőt adó tubus (4. ábra) csatlakoztatható.

3. ábra. 5, 7, 9, 10, 12 és 14 MeV-os elektronsugárzás vízben mért mélydózisgörbéi 15×15 cm-es mezőnél, 100 cm-es FBT esetén.





4. ábra. Tubusok

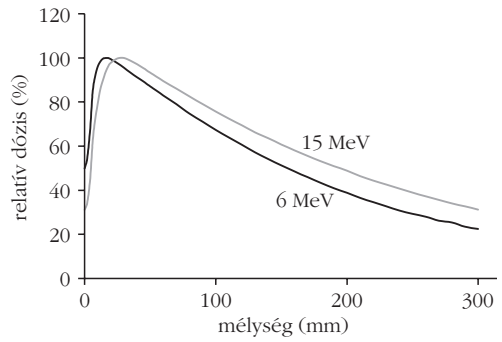
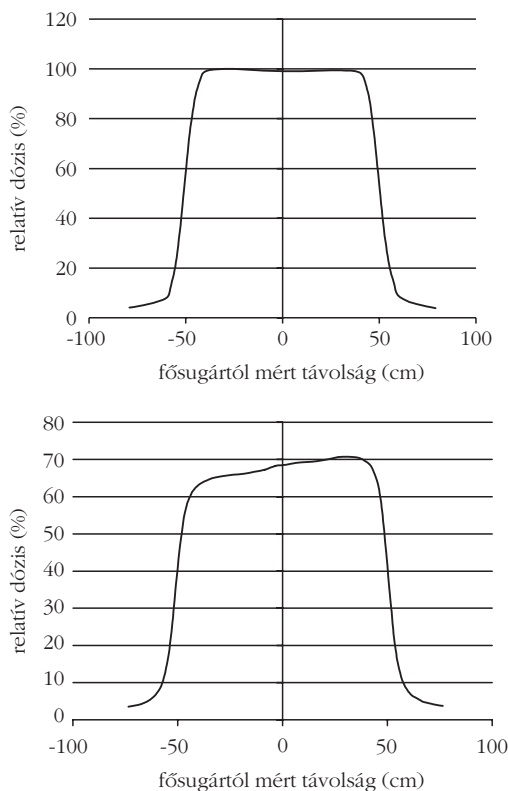
Mivel az elektronok a levegőben szóródnak, ezért kezeléskor a tubus a beteg testére „rásimul”, bőréhez hozzáér. Ha a mező alakja jelentősen eltér a tubus méretétől és alakjától, akkor az orvos ólomlemezről különféle takarásokat készíttet a beteg számára. Szintén a kezelőorvos feladata a célterület mélysége alapján a sugárkezeléshez használt elektron energiájának nagyságáról dönteni.

### Kezelés fotonsugárzással

A nagyenergiájú fotonsugárzás felgyorsított elektronok megfelelő céltárgyba történő ütközésével keletkezik.

A fotonsugárzást a nagyobb áthatoló képessége és a bőrvédelem szempontjai miatt a mélyebben elhelyezkedő daganatos elváltozások kezelésére használjuk. A fotonsugárzást is a mélydózisgörbék segítségével jellemezhetjük (5. ábra).

6. ábra. 6 MeV-os fotonsugárzás dózismaximumban mért mezőprofilja 10×10 cm-es mezőnél ék nélkül, majd ékkel.



5. ábra. 6 és 15 MeV-os fotonsugárzás vízben mért mélydózisgörbéi 15×15cm-es mezőnél, 100 cm-es FBT esetén.

A dózis a felszínen igen kicsi, innen a „build up” szakaszban növekszik, majd a maximum után exponenciálisan csökken. A maximum tehát nem a felszínen alakul ki (6 MeV-nél 15 mm, míg 15 MeV esetén 28 mm), és a hozzá tartozó mélység az energia növelésével nő. A relatív dózis a dózismaximumtól távolodva csökken a mélységgel. Ugyanakkor a relatív dózis függ a mezőmérettől is, mert annak növekedésével a sugárnyalábnak lévő szórt fotonok aránya is nő.

A besugárzástervezéshez alapvetően szükségesek a mélydózisgörbék mellett az *izodózisgörbék* is. Az izodózisgörbe a sugárnyalábon belül egy megadott viszonyítási ponthoz képest azonos dózist tartalmazó vonal. Az izodózisgörbéket vízfantomban (mivel az emberi test nagy része víz) történő méréssel lehet meghatározni.

Ha például a sugármező a testfelszínre ferdén esik be, vagy a testen belül nagy szöveti (sűrűségbeli) különbségek vannak, akkor a homogén eloszlás eléréséhez szokás úgynevezett ékszűrőt (lásd 2. ábra) használni. Ez egy olyan ólomból készült, közel ék keresztmetszetű lap, melyet a sugárforrás és a testfelszín közé, a sugárforrás közelébe helyeznek el, a főszugárra merőlegesen a test felszínétől olyan távolságra, hogy az ebből kilépő másodlagos sugárzás ne érje a bőrfelületet. Az ékszűrő a sugárnyalábon belül fokozatosan csökkenti a dózisteljesítményt, ezért az izodózisgörbék az ék vékony vége felé elhajlanak (6. ábra). Leggyakrabban 15, 30, 45, vagy 60 fokos éket alkalmaznak. (Az ék szögén a 10 cm mélyen mért izodózisgörbének a vízszintessel bezárt szögét értjük.)

Természetesen az lenne az ideális, ha minden beteg esetén a daganatos sejtek egységesen és homogénean megkapták az előírt dózist, míg a körülötte elhelyezkedő ép szövetet egyáltalán nem érné sugárterhelés. Ennek megvalósítása gyakorlatban lehetetlen, de minél nagyobb mértékben való megközelítése érdekében van szükség a körültekintő és pontos besugárzástervezésre. Ez az orvos és a fizikus közös feladata.

### A besugárzástervezés menete

Ha az orvos – a beteg beleegyezésével – a sugárterápiás kezelés mellett dönt, akkor egy igen összetett folyamat veszi kezdetét, amely a célterület megjelölés-

sétől a sugárminőség és a kezelés pontos geometriai adatainak meghatározásáig tart.

A beteg először a lokalizálóba kerül, ahol a szimulátor (egy speciális diagnosztikus röntgenkészülék) segítségével meghatározzák a célterület elhelyezkedését, és ennek megfelelően a céltérfogat magasságában készítetik el a tervezéshez szükséges CT axiális szeleteit. Nagyon fontos, hogy a beteg a felvételek elkészítése közben a leendő sugárkezelési körülményeknek megfelelően (jól reprodukálható, stabil és lehetőleg kényelmes pozícióban) helyezkedjen el. A beteg fektetésének mindenkor reprodukálását a lokalizálóban és a gyorsítóknál elhelyezett, beállítást ellenőrző lézerek biztosítják.

A CT-felvételek online módon jutnak át a tervezőrendszerbe, a hozzá tartozó adatokkal együtt. A beteg adatainak beadása után az orvos a CT-felvételek alapján megadja, kitölti a tervezés alapjául szolgáló sugárfizikai adatokat (a sugármező hosszát, besugárzási energiát, az egyszeri, heti és az összdózist). A besugárzási térkép elkészítéséhez ismerni kell az egyes besugárzásimező-nagyságokhoz tartozó izodózis-eloszlásokat; ezeket vízfantomban határozzuk meg. Az izodózisok ismeretében kezdetben ezek kézi grafikus összeadásával határoztuk meg az eredő dóziseloszlást. Jelenleg a besugárzástervezésre az ország onkológiai centrumaiban különböző besugárzástervezőrendszereket alkalmaznak. A besugárzástervezőrendszerbe a tervezéshez szükséges alapvető dozimetriai adatokat mérésrel határozzuk meg és a mérések alapján adjuk be. A rendszer online-összeköttetésben van a CT-vel. Az elváltozásról és környékéről készített CT-képek hálózaton keresztül jutnak a munkaállomásra. A felvételek a tervezéshez szükséges információkat tartalmazzák: méretarány, a metszetek egymástól való távolsága, valamint a sugárelnyelésre jellemző Hounsfield-szám ( $H = 1000(\mu - \mu_w) / (\mu_w - \mu_a)$ , ahol  $\mu$ ,  $\mu_w$  és  $\mu_a$  a lineáris elnyelési együttható a vizsgált szövetre, vízre (water), illetve levegőre (air). Levegőre tehát  $H = -1000$ , vízre 0, csontra pedig +3095-ig). A tervezőrendszer a CT-felvételekkel kapott adatok alapján kiszámolja a felvételeken lévő szövetek sűrűségét, az elektronsűrűséget, majd a fizikus által beadott információk (a kezeléshez alkalmazott fotonenergia, az alkalmazott mezőméret, beadott sugárzási irányok, az esetlegesen használt ékek, és mezősúlyozások alapján, figyelembe véve a CT-képek által meghatározott szöveti inhomogenitást) felhasználásával elkészíti a dóziseloszlás térképét, ahol figyelembe veszi a szomszédos területekről érkező szórt sugárzást is.

A tervek 3 dimenzióban is készülhetnek, ami annyival jelent többet a különböző síkokban készült kétdimenziós terveknél, hogy a szomszédos területek szöveti inhomogenitási viszonyait, a szórt sugárzást is képes figyelembe venni. Többnyire – a homogenitás és a bőr kímélése érdekében – általában nem egy, hanem több besugárzási mezőt alkalmazunk, és a bejelölt tumort oly módon célozzuk meg, hogy a különböző irányból érkező sugárnyalábok a berajzolt célterületben találkozzanak. A tervezőrendszerek általában alkalmasak SSD (állandó fókuszbőr távolságú) álló,

izocentrikus álló és mozgó mezős besugárzási technikák tervezésére és számítására.

Izocentrikus besugárzás esetén egy rögzített pont (izocentrum), mint geometriai tengely körül a kilépő nyaláb fősugara mindig átmegy. A forgatás különböző hosszúságú körívek mentén lehetséges. A gyorsítócső forgatásához tartozó forgástengely a fősugarat az izocentrumban metszi. Ennek a módszernek az a hátránya, hogy a lokalizálóban nehézkes az izocentrum beállítása, viszont könnyebbséget jelent, hogy csak egyszer kell megkeresni azt, mert a kezelés során végig állandó. Ezt a technikát igen gyakran alkalmazzuk, például: medence sugárkezelésénél.

Mozgó besugárzás esetén a besugárzófej a besugárzandó céltérfogat egy pontja, mint forgáspont (tengely) körül fordul el, tehát ez is izocentrikus. Ennek egyik fajtája az, amikor a sugárforrás a körnek csak egy adott ívszakaszán mozdul el (ingabesugárzás). Ezen technika esetén lehetőség van arra, hogy a besugárzott körív után egy ideig ne bocsásson ki sugárnyalábot, majd egy újabb szakaszon ismét (skip-scan technika) és így tovább.... Lehetséges a mozgóbesugárzást folyamatosan, 360°-on keresztül alkalmazni, ekkor a céltérfogaton belül igen homogén dózis érhető el, azon kívül pedig rendkívül meredek dózisesés. A mozgó besugárzási technikát általában akkor választjuk, ha a célterület megközelítőleg ellipszis alakú, például: tüdőtumor esetén.

Az SSD-technikát akkor célszerű használni, ha nehézkes és valószínűleg pontatlan lenne az izocentrum meghatározása a terv alapján. Hátránya ennek a módszernek, hogy minden egyes mezőnél külön be kell állítani az asszisztensnek az adott távolságot. Leggyakrabban emlődaganat kezelése esetén alkalmazzák.

A célterületen belül, annak határán és rajta kívül is a dóziseloszlás az alkalmazott módszertől függ. Azt, hogy az említett technikák közül melyikkel készül egy adott terv, többek között a célterület formájától, elhelyezkedésétől, illetve az esetleges közelben lévő kritikus szervek elhelyezkedésétől függ. Minden mezőhöz külön kell kiválasztani a használni kívánt energia nagyságát, így egy tervben akár többféle sugárminőség is előfordulhat az adott szituációtól függően.

Az egyes mezők mérete lehet eltérő: 1×1 cm-től 40×40 cm-ig változhat 1 mm-es léptékben. A gantry és a kollimátor szöge tetszőlegesen 1°-onként elforgatható mindkét irányba. Az utóbbi segítségével állítható be a sugármező alakja és nagysága is. Különböző energia-, tehát dózismódosító eszközök használhatók, ugyanakkor bármelyik mező esetén lehet éket és blokkot is alkalmazni. Az ékek a különböző szöveti inhomogenitások (sűrűség, energiaelnyelés), illetve a testkontúr változásainak kompenzálásában van szerepe. Általában mindig a keskenyebb végével fordítjuk oda, ahol növelni szeretnénk a dózist a többi területéhez képest. Használhatók általában 15, 30, 45 és 60°-os ékek egymáshoz képest 180°-kal elforgatott állásban. *Blokkokat* akkor alkalmazunk, ha a sugármező egy részének kitakarása szükséges. Ezek a blokkok úgynevezett Newton-fém-ből (50% bizmutot, 31,25%

ólmot és 18,25% ónt tartalmaz) készülnek és lehetőség van a fizikus által kiválasztott tetszőleges alakúra önteni (ez a technikus feladata).

A tervezés fontos fázisa a *besugárzási terv optimalizációja*. A célterületet magába foglaló izodózisgörbét (amely legrosszabb esetben is 85%-os görbe) 100%-nak véve normalizáljuk az eloszlást. Ennek megfelelően adjuk meg a napi dózis nagyságát és számolja ki a rendszer az egyes mezőkhöz tartozó monitoregységet (a gyorsító úgy van kalibrálva, hogy normál körülmények között, az adott energiánál, 100 cm-es FBT és 10×10 cm-es mező esetén a vízben mért dózismaximumban 100 MU (1 MU (monitoregység) = 1 gray).

Ha az elkészült terv és a számítógép által kiszámolt és berajzolt izodózisgörbék megfelelnek a kívánalmaknak, akkor az adott szint CT-metszetére készült terv (esetleg más síkok is) kinyomtatásra kerül a gyorsító beállításához, a kezeléshez szükséges adatokat tartalmazó protokollal együtt. Ennek alapján kezdődhet meg a sugárkezelés.

A daganatos megbetegedések a leggyakoribb, vezető halálokok között, a második helyen állnak, és a halálozások számán belüli arányuk fokozatos emelkedést mutat. A gyógyítás egyik eszköze az ionizáló sugárzások (pl. elektron- vagy fonsugárzás) alkalmazása. Ennek során az orvossal együttműködő fizikusnak is fontos szerepe van.

#### Irodalom

- Gyenes Gy., Németh Gy., *Sugárterápia*. Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 1997.  
Horváth F., *Az orvosi radiológia aktuális kérdései*. 8918806 MTA Soksorosító, Budapest, 1989.  
Rodé I., *Klinikai Onkoradiológia*. Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 1984.  
*Helax-TMS System Reference Manual 4.0*. Helax AB, 1997.  
Horváth F., *A radiológia alapfogalmai*. Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 1994.  
Kásler M., *Az onkoterápia irányelvei*. B+V Lap- és Könyvkiadó Kft., 2001.  
Köteles Gy., *Sugáregészségtan*. Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 2002.  
Németh Gy., *Sugárterápia*. Springer Tudományos Kiadó Kft., 2001.

A témához kapcsolódik egy – fizikus körökben sokak által ismert – történet *Szilárd Leóról*, mint a sugárterápia önkéntes úttörőjéről: 1960-ban megállapították, hogy húgyhólyag rákja van. Az akkoriban lehetséges gyógymódok tanulmányozása után sugárterápiát kért orvosaitól. (A híres New York Memorial Hospitalban kezelték.) A terápiát maga tervezte meg, az általa meghatározott dózissal megfelelő, sugárzó

ezüstöt operáltatott magába. Ezt két év múlva, 1962-ben megismételték.

Nem ismert, hogy milyen egyéb kezelést kapott, ezért nehezen értékelhető a „sugárterápia” sikeressége. (Szilárd 1964-ben halt meg, szívinfarktusból.) A történetben az azt ismertető források egy része inkább Szilárd kissé excentrikus természetének illusztrációját látja.

## TISZA LÁSZLÓ, 1907–...

Mire ez az írás a *Fizikai Szemle* olvasóihoz eljut, a naptár túlmegy a július 7-i dátumon, *Tisza László* születésnapján, a 100-ikon. Tisza László az egyetlen, még élő tagja a 20. század elején született különleges képességű és különleges életpályát bejárt, Magyarországról útnak indult tudósok „nagy generációjának” (*Szilárd, Teller, Wigner* stb.). Kutatási területeit a *Fizikai Szemle* „régii” olvasóinak nem kell itt részletesen bemutatni, hiszen saját írásait olvashatták munkásságának, hatását tekintve talán legfontosabb, két területről – érdemei a modern termodinamika kidolgozásában és a hélium szuperfolyékonyságát magyarázó kétfolyadékos elmélet megalkotásában múlhatatlanok – a Lap 1992/8. számában. Más, főleg a kvantummechanika, például molekulafizikai, alkalmazásai területe eső munkáiról érdekes életrajzi vonatkozásokkal kiegészítve ad képet egy „beszélgetős” cikk *Marx Györggyel* (2002/8).<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Az érdeklődő olvasónak figyelmébe ajánljuk a Tisza életét leg részletesebben bemutató, a *Természet Világában* ez év tavaszán megjelent több részes „beszélgetős” sorozatot (beszélgető partner *Frenkel Andor*).

Az „új” olvasók miatt talán mégsem felesleges pályájának a legfontosabb tényekre szorítókozó ismertetése.

Budapesten született, apja könyvkereskedő volt. Elemi és középiskolába is itt járt, két évig a Pázmány Péter Tudományegyetem matematikus hallgatója volt. Kiváló matematikai képességeinek kézzelfogható bizonyítéka, hogy 1925-ben az (akkor még matematikából rendezett) Eötvös-verseny egyik nyertese (Teller Edével és *Fuchs Rudolf*val holtversenyben). 1928-tól a göttingeni egyetem hallgatója, itt akkoriban a kor legnagyobb matematikusai tanítottak. Göttingen mégis egészen más okból játszott döntő fontosságú szerepet az életében. *Max Born* kvantummechanika kurzusát hallgatva megragadta a fizika és a modern matematika közötti kapcsolat, itt dőlt el, hogy elméleti fizikus lesz. Pályája innen Lipcsébe vezetett, a nagy „mester”, *Heisenberg* környezetébe. Itt írta első cikkét Tellerrel közösen, molekulaszpektroszkópiái tárgyú probléma megoldásáról. (Ez a munka lett később a budapesti egyetemen megszerzett PhD fokozathoz vezető út kiindulópontja.) Rövid budapesti tartózkodás után – az első „Ortvay-kollok-