

# Számítógépes besugárzástervezés: visszatekintés és korszerű módszerek

Varjas Géza, Pazonyi Béla, Forgács Gyula

Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Osztály, Budapest

Cél: A besugárzástervezés fejlődésének a bemutatása az Országos Onkológiai Intézetben az 1970-es évektől napjainkig. Módszerek: Bemutatjuk a besugárzástervezés módszereit és eszközeit, különös tekintettel a fenti időszak alatt az Intézetben kifejlesztettekre. Eredmények: A besugárzástervezés kezdetben kizárólag az Intézetben készített eszközökkel történt: testkontúrfelvető, sematizált anatómiai metszetek, ezek vetítésére és rajzolására alkalmas ún. besugárzástervező asztal, a testkontúr görbülségének megfelelően kiszámított, megszerkesztett izodózisgörbe-archívum. Nagy előrelépést jelentett, amikor az izodózisgörbék kézi összeadását felválthattuk a számítógépes dóziseloszlás-számításokkal. Ez akkor vált lehetővé, amikor az Intézet szervezésében elkezdett működni a Számítógépes Országos Besugárzástervezési Hálózat 1978-ban. A korszerű besugárzástervezést az Intézetben (és Hazánkban is) akkortól számítjuk, amikor 1981-ben az Orvostovábbképző Intézettel együttműködve nagyszámú betegnél összekapcsolhattuk a számítógépes dóziseloszlás-számításokat a CT-képek alkalmazásával. 1991-ben vásároltuk meg az akkor korszerűnek számító Siemens gyártmányú MEVAPLAN besugárzástervező rendszert, és itt már a CT-adatokat hajlékony (floppy) lemezen kaptuk. Az igazi 3D tervezéseket lehetővé tevő besugárzástervező rendszer (ADAC Pinnacle) 2000-től áll rendelkezésre. A CT, a tervező rendszer és a korszerűbb gyorsítóink számítógépes hálózatba vannak kötve. A tervek pontos végrehajtását betegpozicionáló, rögzítő és ellenőrző (portal film és EPID) eszközök biztosítják. Saját készítésű eszközeink tovább növelik a besugárzástervezésre és a sugárkezelésekre vonatkozóan az egyre inkább előtérbe kerülő pontossági igények teljesülését: beállító tükrök a besugárzóknál, CT-nél speciális jelölés, blokkok precíziós készítéséhez és ellenőrzéséhez szükséges rendszer, multileaf kollimátor röntgenszimulátorhoz. 2005-ben bevezetjük a legkorszerűbb sugárkezelési eljárást, az intenzitásmodulációs sugárkezelést (IMRT), melyhez a szükséges eszközöket már megvásárolta az Intézet. Következtetések: Az Intézetben a besugárzástervezés a vizsgált időszak alatt széles ívű fejlődésen ment keresztül, amelyre az a jellemző, hogy a korszerű technika és módszerek megvásárlása mellett mindig jelen volt az egyéni kezdeményezés, amely lehetővé tette a minőségi többlet létrehozását a betegellátásban. *Magyar Onkológia 49:245–249, 2005*

Purpose: To present the development of treatment planning methods at the National Institute of Oncology (NIO) from 1969 till 2005. Methods: The methods and devices of treatment planning is described chronologically. Results: First we did the treatment planning with in-house made devices: body contour drawing instrument, simplified anatomical cross sections, treatment planning table for the cross section projection, archives of isodose curves adjusted to body contours, etc. It was a significant improvement when the graphical addition of isodose curves was followed by computerized dose calculation. In 1978 the work of the Computerized National Treatment Planning Network was started. The Network was organized by IAEA, Ministry of Health Hungary and NIO. The modern treatment planning started at NIO in 1981. From this year, the treatment planning was based on CT, using the CT apparatus of the Medical Postgraduate University. In 1991 a Siemens MEVAPLAN treatment planning system was installed at NIO. The CT data were transferred to the system via floppy disk. The 3D treatment planning program (Pinnacle software of ADAC) started in 2000. The CT, the treatment planning system and newer linear accelerators are connected through the computerized radiotherapy network. Patient positioning, fixing and control devices (mask, EPID etc.) increased the efficacy of the treatment. In-house made devices help this aim too: mirrors at the linear accelerators, special skin marks for CT, block verification unit, multileaf collimator for x-ray treatment simulator. In this year the intensity-modulated radiotherapy (IMRT) will be started at NIO. Conclusions: The treatment planning at NIO developed to high degree during the investigated time, and it had a considerable effect on the efficacy of radiotherapy. *Varjas G, Pazonyi B, Forgacs G. Computerized treatment planning: from the beginning to modern methods. Hungarian Oncology 49:245–249, 2005*

Közlésre érkezett: 2005. május 31.

Elfogadva: 2005. augusztus 8.

Levelezési cím: Dr. Varjas Géza, Országos Onkológiai Intézet, 1122 Budapest, Ráth György u 7-9., Tel.: 1-224-8600/1247, Fax: 1-224-8620, E-mail: varjas@oncol.hu

## Bevezetés

A besugárzástervezés színvonala egyúttal a sugárkezelések színvonalát is jelzi. A vizsgált időszak (1970–2005) elején az izodózisgörbés besugárzástervezés még csak ritkán, szórványosan, főként tudományos céllal történt. A sugárterápia fejlődése megkövetelte a fenti tevékenységnek a rendszeressé tételét és rutin munkaként való végzését. Munkánkban Bozóky László, Gyarmathy László és Reischl György segítségére számíthattunk. Célunk, hogy áttekintsük azt a rendkívüli fejlődést, amely ezen a területen azóta végbement. A kezdetek tapasztalataiból ma is merítünk és a mai lehetőségeket is bemutatjuk.

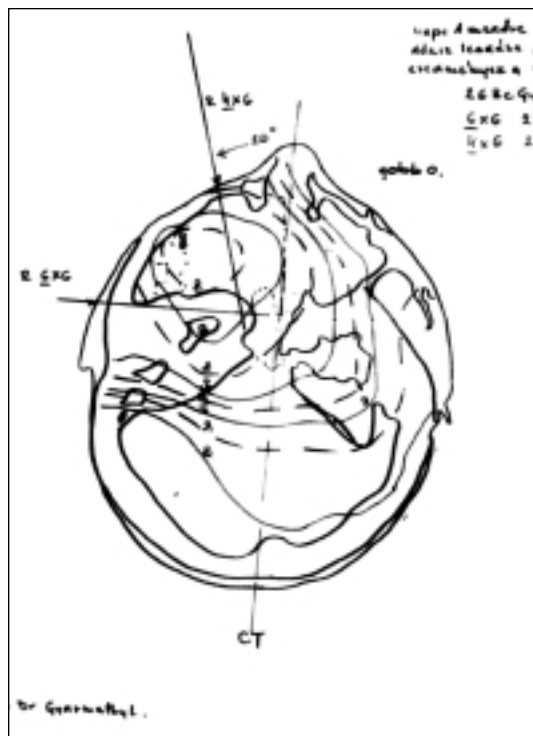
## Anyag és módszer

Időrendi sorrendben röviden bemutatjuk a besugárzástervezésben alkalmazott eszközöket és módszereket.

1. ábra.  
Testkontúrfelvévés  
besugárzástervezéshez  
az 1970-es években



2. ábra.  
Besugárzási terv  
formája a 1970-es,  
'80-as évekből.  
Maxilladaganat  
kétmezős besugárzása  
kobaltágyúval.  
A dóziseloszlást  
izodózisgörbékkel  
ábrázoljuk.



## Eredmények

Az anatómiai metszetek, amelyeket kezdetben használtunk, sematizáltak voltak. Ennek az oka, hogy az akkori röntgenképpalkotó eljárások (egymásra merőleges irányból készített röntgenképek, sztereó felvételek, tomogramok) mellett a tervezéshez felhasznált anatómiai metszeteket kézzel kellett rajzolni. Sematizált anatómiai metszetek, amelyeket Gyarmathy László készített, segítettek a keresztmetszeti képek rajzolásában. Ezeket egy speciális asztalra beépített diavetítővel vetítettük a testkontúrhoz. A sugárterápiás orvosok mellett a Liszka György professzor úr által vezetett Radiológiai Diagnosztikai Osztály munkatársai is készítették részben az anatómiai metszetek rajzait és rajzolták a GTV-t (gross target volume, a röntgennel kimutatható céltérfogat). A testkontúrt speciális eszközökkel vettük fel, néha a betegágynál is (1. ábra). Az egy mezős dóziseloszlásoknak a testkontúr görbültségét számításba vevő változataiból archívumot gyűjtöttünk a munka gyorsítása céljából. A több mezős dóziseloszlásokat grafikus összeadással nyertük. Tudtuk már tervezni a röntgenterápiát, a kobaltágyúk gammasugárzását, a betatron fékezési- és elektronnyalábját és ezek keverékét (9) (2. ábra). A fenti eszközök saját készítésűek voltak (10, 11). Ennek ellenére gyakorlatilag országosan elterjedtek, mert korszerűek voltak és a gyakorlatban megállták a helyüket.

A besugárzástervezés klinikai következményei hamar megmutatkoztak: az egy mezős besugárzások aránya csökkent, a röntgenterápia visszaszorult, nőtt az igény a megavoltos besugárzó készülékek iránt, a besugárzási mezők méretei jelentősen csökkentek, nőtt a kiszolgáltató dózis nagysága (három évtized alatt több mint a kétszeresére), javult a tumorkontroll, csökkentek a mellékhatások, csökkent a beteg sugárterhelése. A sugárkezelési eljárások átalakultak, a kezelések egyre inkább egyénre szabottak és a célnak megfelelőbbek lettek. A besugárzástervezés előnyei annyira nyilvánvalóak voltak, hogy nagy fejlesztésbe kezdhattunk.

A technikai haladás, konkrétan a számítógépek fejlődése révén célul tűzhattük ki, hogy a fáradságos és lassú dóziseloszlás-szerkesztési munkát számítógéppel végeztessük el. Bozóky vezetésével elkezdtük a Számítógépes Országos Besugárzás Tervezési Hálózat (Hálózat) szervezését az Egészségügyi Minisztérium és a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség segítségével. 1978. október 16-tól az ország összes sugárterápiás központjában lehetővé vált a számítógépes besugárzástervezés (3. ábra). J. van de Geijn ingyen bocsátotta rendelkezésünkre a maga korában az egyik legkorszerűbb dóziseloszlás-számító programját és később annak újabb változatát (13, 15). Ez a Hálózat volt a maga korában a legtovább (több mint 10 évig) és legeredményesebben működő számítógépes terminálhálózat az egészségügy területén.

A korszerű számítógépes dóziseloszlás-számítók mellé 1981 márciusától állt a besugárzástervezés rendelkezésére a CT, az anatómiai felépítés és sűrűségeloszlás pontos megadása céljából. A lehetőséget azonnal megragadtuk, a szükséges eszközöket és módszereket kifejlesztettük, és a fenti időponttól számított egy éven belül már 150 beteg CT- és szá-

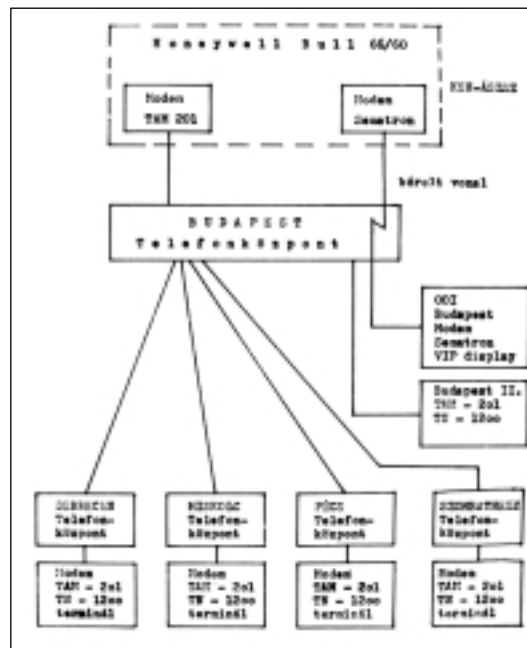
mítógép-alapú besugárzástervezését végeztük el (2, 4). A fenti időpontot tekintjük a korszerű besugárzástervezés kezdetének hazánkban. A CT az Orvostovábbképző Intézetben (OTKI) volt, és az ottani munkatársakkal együttműködve végeztünk kutatásokat a CT alkalmazására a besugárzástervezésben (5, 14). A későbbiekben az Országos Érszívészeti Intézet CT-jéhez is vihettünk betegeket topometriai céllal. A dóziseloszlások minőségének és előre tervezhetőségének a megbecslésére is erőfeszítéseket tettünk (3, 12). A besugárzási tervek készítéséhez szükséges alapadatok kimérésére és a tervek ellenőrzésére film-, ionizációs- és termolumineszcens dózismérők és Alderson-Rando fantom állt rendelkezésre. A besugárzástervezés mennyisége és minősége a számítógépes dóziseloszlás-számítások és a CT alkalmazása révén rendkívül megnőtt. Nem voltunk korlátozva a sugármezők és a dóziseloszlás-változatok számában. Az anatómiai metszet rajzolásának a hibái megszűntek, hiszen a CT-metszetenél már nem kellett egymásra merőleges röntgenfelvételekből megszerkeszteni a keresztmetszeti képet. A szervek, szövetek sűrűségét is tudtuk mérni, amelyre a dóziseloszlás-számításnál szükség volt. Tovább nőtt a bizalom a tervek iránt, mert a fent említett klinikai előnyök egyre nyilvánvalóbbá váltak, hiszen a jobb dóziseloszlásnak, pontosabb dozírozásnak és a nagyobb dózisos leadásának előnyös klinikai következményei voltak.

1985-ben kaptuk az első lineáris gyorsítónkat (NEPTUN 10p, 9 MV fékezési-, 6, 8, 10 MeV elektronenergiával) korszerű dozimetriai (Therados vízfantom, IONEX dózismérő, stb.) rendszerrel együtt (6). Az addig rendelkezésre álló besugárzó készülékek (kobaltgátyúk, betatron) korlátai közül kiléphetünk, a besugárzási feladatok megoldására jobban megfelelő terveket tudtunk készíteni, és azokat pontosabban tudtuk végrehajtani az új készülék lehetőségeit kihasználva. A korszerű besugárzástervezést korszerű besugárzó berendezéshez készítettük (nagyobb mélydózis, kisebb félárnyék, átsugározható asztal, besugárzási mező méretei szélesebb tartományban állíthatók, jobb sugármező-beállítási lehetőségek stb.). A jobb dóziseloszlással, pontosabb dozírozással és pontosabb betegbeállítással történő sugárkezelés óriási előnyei annyira nyilvánvalóak voltak, hogy további korszerűsítést és a sugárterápia iránti igények növekedése miatt újabb bővítést tűzhetünk ki célul.

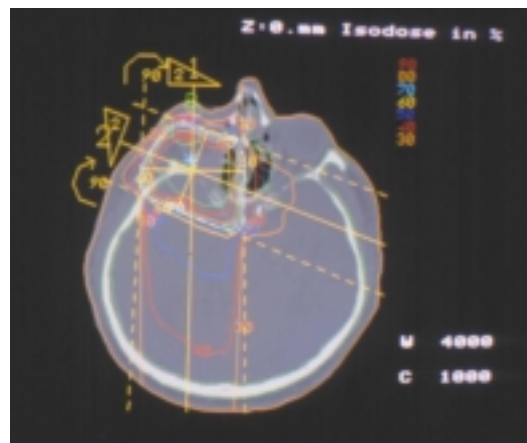
1991-ben további fejlesztésre került sor. Egyszerre helyezhettük üzembe a Siemens gyártmányú MEVATRON KD típusú lineáris gyorsítót 6-23 MV fékezési, 6-21 MeV elektronenergiával, MEVASIM S terápiás szimulátorunkat, MEVAPLAN besugárzástervező rendszerünket, és egy SOMATOM CR típusú CT-készüléket. Korszerű dozimetriai rendszer (PTW vízfantom, ionizációs kamrák stb.) is volt a beruházási csomagban (1, 7). Az új besugárzástervező rendszer igazi nagy előnye az volt, hogy a CT-adatokat közvetlenül (hajlékony lemezen) kapta és használta fel a dóziseloszlás-számításokban. Így a beteg valódi sűrűségeloszlása alapján történt a tervezés (1, 16) (4. ábra). Ismeretes, hogy a foton- és elektronsugárzás elnyelődése a besugárzott anyag sűrűségétől függ. Multiplanaris tervezésekre is al-

kalmas volt. Itt már a dózisviszonyok térbeli vizsgálatára is volt bizonyos lehetőség. A besugárzási terv paramétereit terápiás röntgenszimulátoron tudtuk ellenőrizni, és bőrjeleket használhattunk a lokalizáláshoz. Az új tervező rendszer előnyei miatt a Számítógépes Országos Hálózat szolgáltatásaira így már nem volt szükségünk. Az akkor korszerű gyorsító kétféle fotonenergiája és hatféle elektronenergiája révén a különböző elhelyezkedésű céltérfogatok besugárzástervezésekor már igen jó tervek voltak készíthetők. Az emberi test bármely régiójában, különböző mélységében elhelyezkedő céltérfogatokhoz kiválasztható volt a megfelelő sugárenergia és sugárfajta (az energiától függ a fotonsugárzás áthatoló képessége és az elektronsugárzás behatolási mélysége). Ezek a besugárzási tervekben világosan láthatók voltak. Megnőtt az igény a korszerű besugárzó készülékek iránt.

A következő évtizedben az OOI-ben lecserélték a régi kobaltgátyút újra, és 2 új, duál fotonos lineáris gyorsító (6-, 18 MV-os fékezési- és 6-21 MeV elektronenergiájú) beszerzésére is sor került. Az egyik gyorsító multileaf kollimátorral (MLC) és elektronikus mezőellenőrző készülékkel (EPID) együtt került beszerzésre. Így eredményes sugárterápiát lehetett végezni.



3. ábra. Számítógépes Országos Besugárzás Tervezési Hálózat felépítése 1978-ban, az induláskor. A központi számítógéppel a sugárterápiás telefonkapcsolaton keresztül végeztetik a dóziseloszlás-számítást.



4. ábra. CT- és számítógép (Siemens MEVAPLAN) alapú besugárzási terv az 1990-es évekből. A két ékelt sugármező már homogén dóziseloszlást biztosít a céltérfogatban (zöld színnel jelölve).

5. ábra.  
Korszerű 3D  
besugárzási terv  
napjainkban  
(ADAC tervező  
rendszeren készült).  
A narancssárga szín  
jelöli a céltérfogatot.  
Nyelőcső négy  
sugármezőből történő  
sugárkezelése.  
A dóziseloszlást három  
egymásra merőleges  
síkban ábrázoljuk.

A számítógépek, a képfeldolgozó szoftverek, a dóziseloszlás-számoló programok, a számítógépes hálózatok gyors fejlődése következtében a besugárzástervező rendszerek új generációja jelent meg: a 3D konformális besugárzástervezésre alkalmas rendszerek. Az Országban ezek elterjedtek, így az OOI is 2000-ben beszerzett egy jó minőségű besugárzástervező rendszert: ADAC gyártmányú Pinnacle3 szoftverrel. Ezzel egy időben korszerű CT- és MR-készüléket is vásároltunk. A tervező rendszert és a CT-t, MR-t és az új gyorsítókhoz tartozó „record and verify” rendszert (LANTIS) hálózatba kötve a besugárzástervezés és a tervek végrehajtása új, magasabb szintre emelkedett. A fizikai adatok betöltését és a tervező rendszer tesztelését Kontra Gábor mérései alapján Major Tibor végezte. A CT- és MR-képek számítógépes hálózaton jutnak a besugárzástervező számítógépbe. Itt a céltérfogat-rajzolást segíti a képfúzió (8). Kényelmes menürendszer áll rendelkezésre a megfelelő sugármező-paraméterek kiválasztására. A dóziseloszlások vizsgálatát külön-

böző képmanipulációs eljárások teszik lehetővé (5. ábra). Az MLC, vagy a megfelelő blokkok alkalmazása révén szakíthatunk a téglalap alakú sugármezőkkel (a céltérfogat általában szabálytalan alakú), és a céltérfogat alakjának megfelelő alakú sugármezőt lehet megformálni (6. ábra). A jóváhagyott besugárzási tervet számítógépes hálózaton is elküldjük a LANTIS rendszerbe. A mezőellenőrzés EPID-del, vagy portal filmmel (a régebbi gyorsítóinkon) történik. A tervezést gyakorlatilag mindig izocentrikusan végezzük, hogy a sugármező-beállítást a besugárzó készülék alatt pontosabbá, gyorsabbá, a modern gyorsítóinknál automatikussá tegyünk.

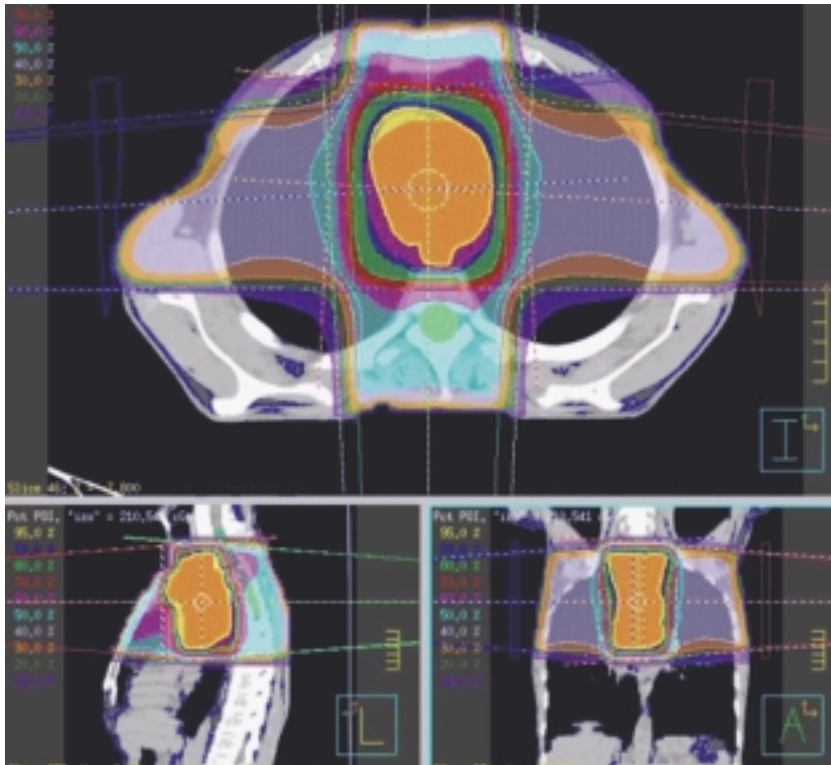
A beteg a besugárzó készülék alatt megfelelő pozicionáló készülékben, vagy rögzítőben fekszik. Ezek a rögzítők a CT-, MR-től végigkísérik a beteget a hosszú besugárzási sémia alatt is (7. ábra).

A dóziseloszlások megfelelőbb alakítása iránti igény már egyszerre merült fel a besugárzástervező rendszerrel és a besugárzó készülékekkel szemben, amely a sugárterápia új, nagy vállalkozásához vezetett, az intenzitásmodulációs (IMRT) sugárkezelési eljárásához. A sugármezőkben célszerűen inhomogén leadott dózis összegzésével a terápiás dóziseloszlások szinte tetszőlegesen alakíthatók.

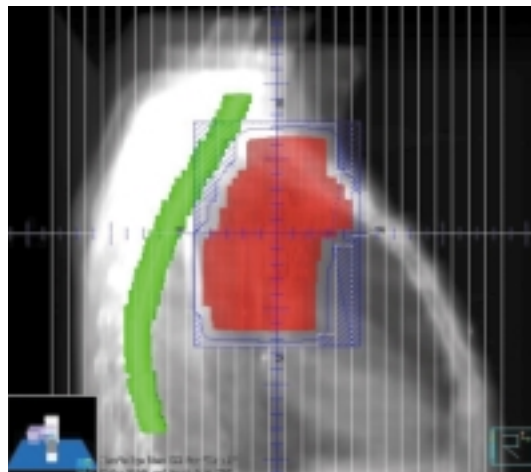
A fentieknek megfelelően az utóbbi időben (2004-ben) újabb fejlesztések történtek, amelyek a besugárzástervezéssel kapcsolatosak. Megvásároltuk az ADAC Pinnacle3 IMRT modulját, új képfúziós modult, a tervezési munkahelyek számát 6-ra emeltük, az alpprogram újabb verzióját telepítették, új, digitális, terápiás röntgenszimulátort helyeztek üzembe. Bevezettük az in vivo dozimetriát is.

Saját fejlesztéssel mi is hozzájárultunk a növekvő pontossági igények kielégítéséhez: 1.) A besugárzó készülékekhez beállító tükröket helyeztünk el. Ezek a betegek pontosabb, gyorsabb beállítását teszik lehetővé és munkaerő- és besugárzó készülék üzemidőkímélők. 2.) A CT-nél speciális jelöléseket fejlesztettünk ki, amelyek az esetleges elmozdulást, annak irányát jelzik, és ezeket lehet javítani. Jelzik a ferde fektetéseket. 3.) A blokkok precíziós készítéséhez és ellenőrzéséhez kifejlesztettünk egy rendszert és azt főszerszámoltuk. A legjelentősebb eszköz ezek közül a saját gyártmányú blokkellenőrző készülék. A blokkok alakja, ragasztása garantáltan pontos. Ez a betegek pontosabb sugárkezelését eredményezi, és azon kívül kíméli a besugárzó készülékek üzemidejét. 4.) Multileaf kollimátort készítettünk terápiás röntgenszimulátorhoz. Ennek a gyakorlati munkába való bevezetése folyamatban van (8. ábra).

Erre az évre tervezzük az IMRT-s betegkezelések elkezdését az OOI-ban a most telepítés alatt lévő gyorsítóinkon. Megvásároltuk hozzá a szükséges betegrögzítőket és dozimetriai eszközöket. Beszerzés alatt áll egy CT-szimulátor, és engedélyezési eljárás folyik egy PET CT-re. Az említett eszközök üzembe állása után a sugárterápia, és ennek központi része, a besugárzástervezés következő fejlődési szakaszába lép. Erre a nagyfokú konformitás, pontosság és automatizálás lesz a jellemző. A folyamat röviden a következő lesz: A klinikailag már kivizsgált beteg a CT-szimulátorban a daganat lokalizációjának megfelelő pozicionáló és rögzítő készülékben úgy fekszik, ahogy a besugárzó készülék alatt fog. A pozicionáló készülék



6. ábra. Multileaf  
kollimátorral (MLC)  
kialakított besugárzási  
mező a besugárzás-  
tervező számítógépen  
(virtuális szimuláció  
része). A céltérfogatot a  
sugármező irányából  
nézzük. A piros szín a  
céltérfogatot, a zöld a  
védendő gerincvelőt  
ábrázolja. (Az 5. ábra  
oldalsó 3. számú  
sugármezője). Az MLC  
kollimátor lemezeit  
fehér csíkok rajzolják ki.



és minden egyéb, a fektetéssel kapcsolatos információ indexálva, vagyis számszerűsítve van. A CT-metszetsorozat elkészülte után a céltér fogat berajzolás megváltoztatásán a CT-szimulátorhoz tartozó számítógépes munkaállomáson a számítógépes hálózaton keresztül behívott, esetleg szükséges CT-, MR- és PET-képek fúziója segítségével. A besugárzó készüléknél majd felveendő izocentrum helyének (ahol a sugárnyalábok fősugarai metszik egymást) a meghatározása után a CT-szimulátor motorral mozgatott lézerei segítségével a betegre, vagy a rögzítő maszkra rárajzolják az izocentrumnak a merőleges vetületeit. Megtörténik a besugárzástervezés a besugárzástervező rendszeren. Ha IMRT-t fognak végezni, akkor fantommérések következnek. A sugárkezelés a CT-szimulátor alatt használt pozicionáló és rögzítő készülékeknek indexált (számszerűsített) helyzetében történik a tervező rendszerből a record and verify rendszerbe küldött sugármező és gyorsító paraméterekkel. Az elektronikus portál képfelvevő készülékkel ellenőrizzük a virtuális szimuláció és a tényleges sugármező képeit, amelyeknek egyezniük kell. A sugárkezelés ezután teljesen automatikusan lezajlik.

## Megbeszélés

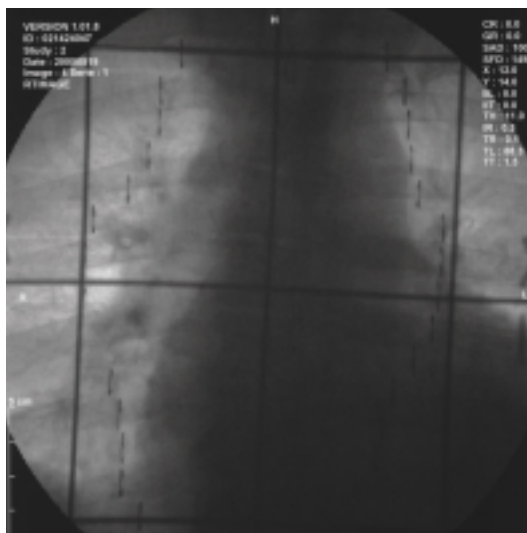
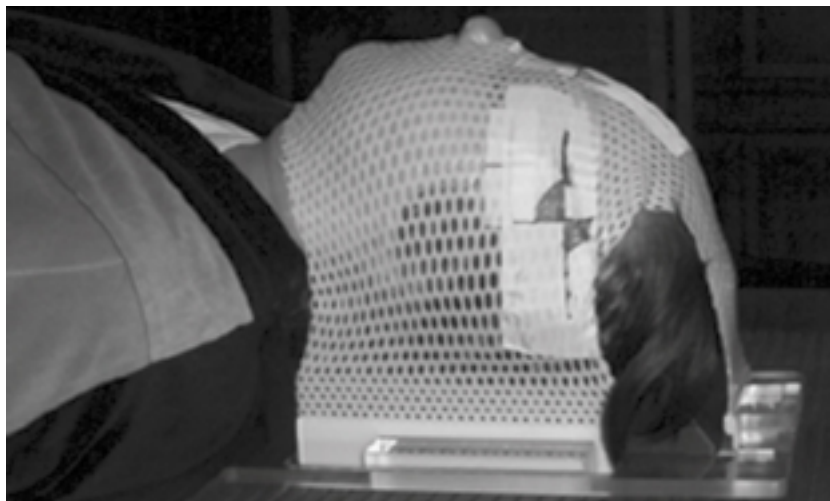
A besugárzástervezés és a sugárkezelések a vizsgált időszak alatt a szinte teljesen kézi módszerektől a szinte teljesen automatizált folyamatig jutottak. A kezdeti, gyakorlatilag teljesen házilag készített eszközöket felváltották a gyakorlatilag teljesen gyári készítésű berendezések. A tapasztalatunk azonban az, hogy a saját kezdeményezésre akár a módszerek, akár az eszközök javításában, készítésében, alkalmazásában most is szükség van.

A besugárzástervezés fejlődése gyakorlatilag teljesen átalakította a sugárterápiát. A korszerű sugárterápia alapjai a 70-es, 80-as években teremtődtek meg. A sugárkezelések konformitása és pontossága folyamatosan javult ennek következtében, és ma már a korábban elképzelhetetlen szintre ért. Ez a nagyfokú javulás nem öncélú, hanem a daganatos betegek gyógyításának egyre hatékonyabb eszközevé tette és teszi a sugárterápiát. A korszerű sugárkezelés az evidenciákra alapozott gyógyítás elengedhetetlen része.

## Irodalom

1. Enyedi-Kolhász L, Major T, Kontra G. Experiences with Mevaplán radiotherapy treatment planning system. First Biennial Meeting on Physics in Clinical Radiotherapy (ESTRO), Budapest, 1991, Abstr. No.96
2. Gyenes Gy, Pap É, Varjas G, et al. CT-alapú sugártervezés szerepe a lineáris gyorsítónál. Magyar Radiológia 65:3-11, 1991
3. József G. Telekobalt kezelések számítógépes besugárzástervezése. Egyetemi doktori disszertáció. ELTE TTK, 1983
4. Kiss B, Csobály S, Varjas G, et al. Számítógépes topometria a besugárzástervezésben. Magyar Onkológia 27:52-57, 1982
5. Kocsis B, Csobály S, Varjas G, et al. Wirkung der Elektronenstrahlung auf das Lungengewebe bei der postoperativen strahlung des Mammakarzinoms. Strahlenther Onkol 164:533-535, 1988
6. Kontra G, Pazonyi B, Major T, et al. A Neptun 10p lineáris elektron gyorsító technikai, fizikai ismertetése. Magyar Radiológia 63:45-55, 1989
7. Kontra G, Szép K, Horváth Á. Dosimetric characteristics of the Mevatron KD linear accelerator. 16th Congress of the

7. ábra. Beteg fejének rögzítése hőre lágyuló műanyag maszkkal a sugárkezeléshez szükséges jelölésekkel



8. ábra. Röntgenszimulátor multileaf kollimátorával készített röntgenfelvétel. Az MLC plexi lemezeinek a végeire fémlamezeket tettünk, amelyeknek a röntgenárnyékai határolják a sugármezőt.

8. Hungarian Radiol. Society, Budapest, 1992, May 28-30, p 11
9. Major T, Petrányi Á, Varjas G, Németh Gy. MRI-képek használatának lehetősége a háromdimenziós külső besugárzástervezésben. Magyar Onkológia 46: 239-245, 2002
10. Petrányi J, Reischl Gy, Varjas G. A nagyenergiájú elektron és foton sugárzások együttes, azonos belépesi kapuból történő felhasználása: a kialakult dóziseloszlás jellemzése. Kórház- és Orvostechnika 18:185-187, 1980
11. Varjas G. Besugárzástervezés az Országos Onkológiai Intézet Radiológiai Osztályán. Magyar Onkológia 18:112-117, 1974
12. Varjas G, Gyarmath L, Petrányi J, et al. Besugárzástervezés az Országos Onkológiai Intézet Radiológiai Osztályán. Kórház- és Orvostechnika 18:179-184, 1980
13. Varjas G, Háiman O. The dose gradient vector concept and its usefulness in planning dose distributions for radiation teletherapy. Acta Phys Acad Sci Hung 53:201-216, 1982
14. Varjas G, József G, Bozóky L, Gyenes G. Five-year experience of the National Computerized Treatment Planning Network. In: Computers in Radiotherapy and Oncology. Ed R.F. Mould. Adam Hilger Ltd, England, 1984, pp. 87-90
15. Varjas G. Density phantoms for computer tomograph image guided treatment planning. Kongress für Computertomographie, Abstract, Berlin, 23-25, Mai 1984
16. Varjas G, Gyenes Gy. A fizikai besugárzástervezés kezdetei és eredményei az Országos Onkológiai Intézetben. Magyar Radiológia 60:1-12, 1986
17. Varjas G. A besugárzástervezés fejlődése és eredményei az Országos Onkológiai Intézet Sugárterápiás Osztályán 1969-1992 között. Magyar Onkológia 39:43-45, 1995