

CT-képeken alapuló konformális brachyterápiás besugárzástervezés

Major Tibor, Polgár Csaba, Mangel László, Takácsi Nagy Zoltán,
Somogyi András, Németh György

Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Osztály, Budapest

A vizsgálat célja: Bemutatni a CT-képeken alapuló háromdimenziós (3D) konformális brachyterápiás besugárzástervezést interstitialis tüzeléseknél, összehasonlítani a kétirányú röntgenfelvételt használó hagyományos és a 3D-s tervezést rekonstrukciós és dozimetriai szempontból, tárgyalni a különbségeket és felhívni a figyelmet az előnyökre. *Vizsgálati anyag és módszer:* 10 emlődaganatos és 5 fej-nyaki daganatos beteg HDR interstitialis tüzelésénél a katéterek behelyezése után 5 mm-enként CT-képsorozatot készítettünk, majd a képeket bevittük a PLATO BPS v14.0 háromdimenziós brachyterápiás rekonstrukciós és tervező rendszerbe. Szeletenként berajzoltuk a céltérfogatot, a védendő szerveket, megjelöltük a katéter pontokat és térben rekonstruáltuk az anatómiai struktúrák és a katéterek helyzetét. A céltérfogat figyelembevételével minden katéterben meghatároztuk a besugárzási hosszat, majd a céltérfogat felszínére helyezett referenciapontokra dózisoptimalizálást végeztünk. *Eredmények:* Emlőtüzelés és fej-nyaki daganatok interstitialis kezelésénél alkalmaztuk a 3D-s besugárzástervezést. Axiális szeleten, rekonstruált coronalis és sagittalis síkokon, valamint 3D-s megjelenítésben vizsgáltuk az anatómiai struktúrák és a dóziseloszlások térbeli viszonyát. A céltérfogatra és kritikus szervekre vonatkoztatott dózis-térfogat hisztogramokat használtunk a tervek kvantitatív kiértékelésére. Megállapítottuk, hogy a konformális dóziseloszlás a dózishomogenitás növekedését okozhatja a céltérfogaton belül. *Következtetések:* Megfelelő technikai feltételek mellett a háromdimenziós brachyterápiás besugárzástervezés bevezethető a klinikai gyakorlatba. A konformalitás és dózishomogenitás közötti kompromisszum árán lehet csak elfogadható dózistervet készíteni. A dózishomogenitás csökkenthető az implantáció előtt tervezési célból készített CT-képek használatával. A jövőben még kidolgozásra várnak azok az irányelvek és a térbeli dóziseloszlást jellemző kvantitatív paraméterek, amelyekkel meghatározható a klinikai szempontból optimális dóziseloszlás. *Magyar Onkológia 44:109–115, 2000.*

Purpose: To introduce the CT based three dimensional (3D) conformal brachytherapy treatment planning for interstitial implants, to compare the conventional X-ray film based planning with the 3D planning from the point of view of reconstruction and dosimetry, to discuss the differences and highlight the advantages. *Material and methods:* On 10 patients with breast and 5 with head and neck tumor treated with HDR interstitial implants, following the catheter implantations, CT scans were taken at 5 mm spacing. The images were loaded into the PLATO BPS v14.0 3D planning system for brachytherapy. The contours of the target volume and critical structures were outlined on each slice, the catheter describing points were identified and the anatomical structures and catheter positions were reconstructed in 3D. Having taken into account the target volume, the active lengths were determined in each catheter, and dose optimization on dose points on target was performed. *Results:* The 3D treatment planning was applied at interstitial breast treatments and head and neck implants. We investigated the dose distribution on axial, reconstructed coronal/sagittal planes and in 3D view with respect to anatomical structures. Dose volume histograms related to the target volume and critical structures were used for quantitative assessment of the plans. We found that the conformal dose distribution might result in increase of dose inhomogeneity within the target volume. *Conclusions:* The three dimensional brachytherapy treatment planning can be introduced into the clinical practice under proper technical conditions. A tradeoff between conformality and dose homogeneity results in an acceptable dose plan. The dose inhomogeneity can be decreased with the use of CT scans taken before the implantation. The guidelines and quantitative parameters describing the dose distribution, which can be used for determining the optimal dose distribution in clinical point of view, are still waiting to be established. *Major T, Polgár Cs, Mangel L, Takácsi Nagy Z, Somogyi A, Németh Gy. CT based conformal brachytherapy treatment planning. Hungarian Oncology 44:109–115, 2000.*



Közlésre érkezett: 1999. december 8.
Elfogadva: 2000. január 25.

Levelezési cím: Dr. Major Tibor, Országos Onkológiai Intézet, 1122. Budapest, Ráth György u. 7-9.
Tel.: 224-8600, Fax: 224-8620, E-mail: major@oncol.hu

A vizsgálat célja

A brachyterápia történetében a besugárzástervezés kezdetét a kis dózisteljesítményű („low dose rate”, LDR) sugárforrások használatán alapuló dozimetriai rendszerek kidolgozása jelentette (16, 18). A daganat hagyományos klinikai módszerekkel meghatározott kiterjedésének és a rendelkezésre álló sugárforrások típusának a figyelembevételével ezek a rendszerek útmutatót adtak arra vonatkozólag, hogy milyen geometriai elrendezésben kell a sugárforrásokat elhelyezni ahhoz, hogy az előírt dózisspecifikációk teljesüljenek. Az általános szabályok miatt individuális dózistervezés nem volt lehetséges. A nagy dózisteljesítményű („high dose rate”, HDR) távvezérelt utántöltéses („afterloading”) besugárzó készülékek megjelenése és a számítógépes tervezőrendszerek kifejlesztése később már lehetővé tették a klaszikus dozimetriai rendszerektől eltérő optimálisabb besugárzási tervek készítését (15). A brachyterápiás besugárzástervezés utóbbi években végbement legfontosabb előrelépését a metszetképalkotó eljárásoknak (CT/MR/UH) a tervezésbe történő bevezetése jelentette (6–9, 12–14, 17, 21–26). A katéterek pontos térbeli lokalizációjának és az egyéni anatómiai viszonyoknak a figyelembevételével már testreszabott, egyéni dózisterv készítése is megvalósítható.

Külső sugárterápiában a háromdimenziós (3D) besugárzástervezés ma már rutinszerű eljárásnak számít. A CT-képpalkotás brachyterápiás alkalmazására korábban is voltak már kísérletek (10,20). Ezekben a tanulmányokban a hagyományos kétirányú röntgenfelvételen alapján meghatározott dóziseloszlásokat vetítették rá a keresztmetszeti CT-szeletekre, vizsgálták a védendő szervek maximális dózisterheléseit, de nem használtak térfogati paramétereket. Kezdetben sok problémát jelentett a fém applikátorok okozta műtermék is, ami nagymértékben rontotta a képminőséget. A metszetképalkotó berendezések széleskörű elterjedése, a CT/MR-kompatibilis applikátorok kifejlesztése, a képátvitelt segítő számítógépes hálózati technológia megjelenése és a kereskedelmi forgalomban levő számítógépes tervezőrendszerek továbbfejlesztése már lehetővé teszi ennek az új tervezési módszernek a rutin klinikai gyakorlatba történő bevezetését is. Osztályunkon 1998-ban kezdtük el, hazánkban elsőként, a metszetképalkotó eljárás alapján alapuló 3D-s besugárzástervezést intersticiális HDR afterloading brachyterápiánál (17).

A jelen közlemény célja, hogy bemutassuk a CT-képeken alapuló háromdimenziós brachyterápiás besugárzástervezést, megvizsgáljuk és tárgyaljuk a különbségeket és az előnyöket a hagyományos röntgenfelvételeken alapuló brachyterápiás tervezéssel szemben.

Vizsgálati anyag és módszer

A tervezések összehasonlítása

1. Röntgenfelvételeken alapuló hagyományos brachyterápiás tervezés

Az applikátoroknak illetve katétereknek a térbeli rekonstrukciója kétirányú lokalizációs röntgenfelvétellel történik. Ilyenkor anatómiai információk csak korlátozott mértékben használhatók. Csak olyan referenciapontokat lehet térben rekonstruálni, amelyek mindkét röntgenfelvételen láthatók és egyértelműen azonosíthatók. Ilyenek lehetnek a hólyagba vagy rectumba helyezett röntgenárnyékot adó jelölések (pl. in vivo doziméter), tűzdelésnél a rögzítő gombokkal megjelölt bőrpontok vagy a műtét során behelyezett, a daganat helyét megjelölő fémklippek. Ezzel a módszerrel a szervek és a katéterek kölcsönös térbeli viszonya nem határozható meg. A dózis számolására szolgáló referencia dózispontokat is csak az applikátorhoz ill. katéterekhez viszonyítva definiálhatjuk (pl. cervixdaganatnál az A pont, vagy a bázispontok a Párizs rendszerben). A tervek kiértékelésénél a katéterekhez viszonyított 2D-s dóziseloszlásokat, referenciapontokra vonatkozó dózis statisztikákat (átlag, minimum, maximum stb.), valamint az implantáció geometriájára jellemző dózis-térfogat hisztogramokat (DVH) használhatunk. Ez utóbbi segítségével egy kiválasztott izodózis-felület által határolt térfogat nagysága határozható meg, azonban arra vonatkozólag nem kapunk információt, hogy ez a térfogat hogyan viszonyul a céltérfogathoz vagy a kritikus szervek térfogathoz. Különböző tervek kvantitatív összehasonlítására a dózis-térfogat hisztogramokból dózishomogenitási paraméterek is származtathatók (pl. „dose nonuniformity ratio”), melyek a katéterek egymáshoz viszonyított térbeli elrendezésétől függenek, de nem mondanak semmit a létrejött dóziseloszlás és a beteg anatómiai viszonyairól (19). Ahhoz, hogy a térbeli dóziseloszlás hozzárendelhető legyen anatómiai struktúrákhoz, meg kell határozni ezek kölcsönös viszonyát. Ennek feltétele az, hogy az anatómiai képletek egymáshoz és a katéterekhez képest is térben rekonstruálhatók legyenek. Ehhez metszetképalkotás által nyújtott információk és azok feldolgozására alkalmas térbeli rekonstrukciós szoftverek szükségesek.

2. Metszetképalkotó eljárás alapján alapuló 3D-s brachyterápiás tervezés

Szemben a külső besugárzástervezéssel, ahol a dózisszámoláshoz a geometriai adatokon kívül még szöveti sűrűség információk is szükségesek (pl. elektronsűrűség), amit csak a CT tud nyújtani, brachyterápiás tervezésnél csak geometriai adatokra van szük-

ség. A CT-n kívül ezért közvetlen ultrahang- (UH) és MR-alapú tervezés is lehetséges, feltehetően hogy az UH/MR-képek torzításmentesen adják vissza a valódi méreteket. A metszetképkalkotó eljárások általában az applikátor vagy katéterek behelyezése után a katétereknek és a beteg anatómiájának a térbeli meghatározására szolgálnak. A keresztmetszeti képeknek a tervezőrendszerbe történő bevitele után szeletenként be kell rajzolni a céltérfogatot és a védendő szerveket. Ezt követi az applikátor ill. katéterek rekonstrukciója, ami a szeleteken látható katéterpontok regisztrálásával történik. Ezek után rekonstruált síkokban (coronalis, sagittalis) és 3D-s megjelenítésben is tanulmányozható a katéterek és az anatómiai szervek térbeli elhelyezkedése. Bizonyos esetekben a képkalkotás végezhető a katéterek behelyezése előtt is (pl. sztereotaxiás agytűzdelés), amikor az ún. előtervezés során az anatómiai viszonyok figyelembevételével és a céltérfogat meghatározás után történik a katéterek pozíciójának a meghatározása (5,11,23). Ez a módszer megfelel a külső sugárterápiában használt „virtuális” szimulációnak. Az előtervezés során ugyanis szimulálni lehet a különböző katéter-elhelyezés és forráspozíció-kiválasztás dozimetriai hatását a céltérfogatra és a védendő szervekre. Manuális vagy automatikus módszerrel lehet meghatározni a legmegfelelőbb forráspozíciókat és besugárzási időket, és ezt követi majd a terv paramétereinek alapján megvalósítandó applikáció. A katéterek behelyezése után, de még a kezelés elkezdése előtt, ill. LDR kezeléseknel a kezelés alatt, verifikációs módszerrel (röntgen, CT) ellenőrizni lehet, hogy a katéterek ill. a sugárforrások a tervezett pozíciókba kerültek-e.

Eddig csak arról beszéltünk, hogy a metszetképkalkotás által nyújtott térbeli/geometriai információk mennyiben jelentenek újat a hagyományos brachyterápiához képest. Abban az esetben, amikor valódi 3D-s céltérfogat áll rendelkezésre, a dóziseloszlás meghatározásának is háromdimenziósnak kell lennie. Ez azt jelenti, hogy a referencia dózispontokat ill. a referencia dóziselületet a céltérfogat alakjának a figyelembevételével kell meghatározni. A pontok kiválasztásának módja és a dózisspecifikáció is eltér a hagyományos brachyterápiában megszokottaktól. A klasszikus tervezési módszerhez képest, amikor a dózis referenciapontokat csak a katéterekhez ill. az applikátorhoz viszonyítva lehet megadni, a valós anatómiai viszonyok ismeretében a referenciapontok anatómiai képletekhez viszonyíthatók. A gyakorlatban ez azt jelenti, hogy a dózispontokat a berajzolt céltérfogat felszínére helyezhetjük, így ezek a pontok körbefogják a besugárzandó térfogatot. A tervezőprogram optimalizáló modulját használva úgy számoljuk ki a megállási időket, hogy a dózispontokban a számolt dózis minél jobban kö-

zelítse meg az előírt dózist, azaz a referencia izodózis a lehetőségek szerint konformálisan vegye körbe a céltérfogatot. A terv kiértékelése is többféle módon lehetséges. A CT-szeleteken egyenként megnézhetjük a dóziseloszlást, a 3D-s rekonstrukcióban vizuálisan összehasonlíthatjuk, hogy a céltérfogatot mennyire foglalja magába a referencia dóziselület, valamint dózis-térfogat hisztogram segítségével kvantitatív értékelést is végezhetünk. Az anatómiai térfogatokra vonatkozó dózis-térfogat hisztogramok alapján meghatározhatjuk, hogy a körberajzolt struktúrának vagy a céltérfogatnak hányad része kapja meg a kiválasztott dózist.

A fentiek alapján nyilvánvaló, hogy a hagyományos brachyterápiás szemlélet egy az egyben nem használható a konformális brachyterápiában, mert olyan új szempontokat is figyelembe kell venni, amelyek korábban nem léteztek. Összefoglalásként, táblázat formájában is összehasonlítottuk a kétféle brachyterápiás tervezést (1. táblázat).

A klinikai tervek elkészítéséhez Elscint Elite 2400 típusú CT-készüléket és a PLATO BPS v14.0 (Nucletron B.V., Veenendaal, Hollandia) brachyterápiás tervezőrendszert használtuk. A tervezési módszert 10 emlő- és 5 nyelvgyökdgaganatos beteg brachyterápiás tervezésénél alkalmaztuk. A CT-képsorozatokot 5 mm-es szeletvastagsággal és ugyanekkora szelettávolságokkal készítettük.

Eredmények

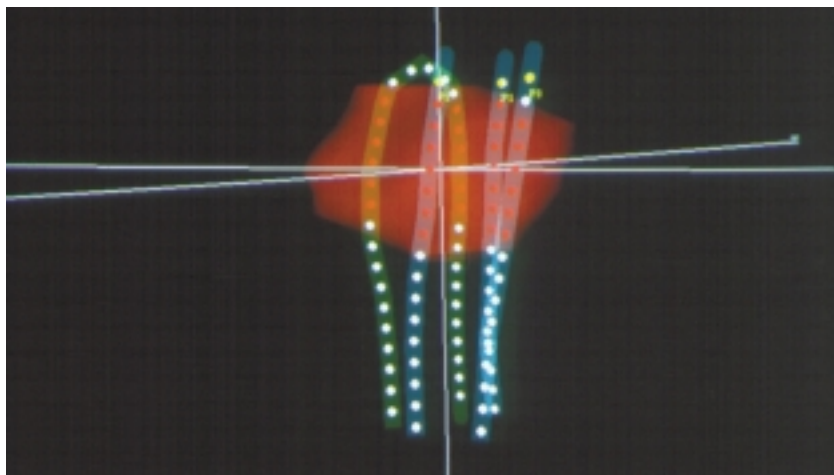
A 3D-s brachyterápiás tervezés folyamata a lokalizációtól függetlenül ugyanaz, ezért annak általános ismertetése után mutatjuk majd be a tervezési eredményeit két daganatlokalizációnál. Tapasztalataink alapján a CT-vizsgálatnál az 5 mm-es lépéstávolság

1. táblázat. A hagyományos kétirányú röntgenfelvételen és a metszetképkalkotási eljárásokon alapuló 3D-s brachyterápiás tervezések összehasonlítása

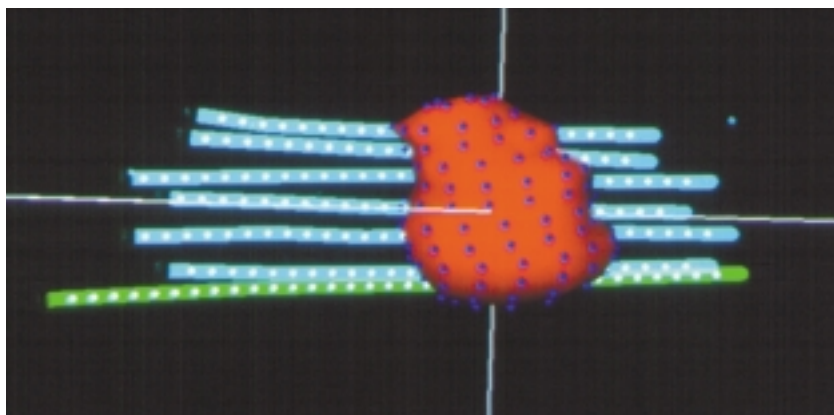
	Hagyományos tervezés	3D-s tervezés
Katéterek rekonstrukciója	● kétirányú röntgenfilm	● CT / MR / UH
Anatómiai struktúrák definiálása	● korlátozott számú pont	● kontúrok, térfogatok
Képkalkotás használata	● applikáció után	● applikáció előtt és/vagy után
Dózisspecifikáció	● katéterekhez viszonyított referenciapontok	● céltérfogat felszínére helyezett referenciapontok
Tervek kiértékelése	● 2D-s dóziseloszlások ● dózispontokban dózisstatisztikák ● a katéterek geometriájára jellemző DVH-k ● dózishomogenitási paraméterek	● 2D-s dóziseloszlások és 3D-s dóziselületek ● dózispontokban dózisstatisztikák ● céltérfogatra és védendő szervekre jellemző DVH-k ● dózishomogenitási és lefedési paraméterek

elegendő akkor, amikor a katéterek nagyjából egyenesek. Sűrűbb szeleteket kell azonban használni olyankor, amikor a katétereknek erős a görbülete (pl. „loop” technika fejnyaki tűzdelésnél), mivel ekkor pontosabb rekonstrukcióra van szükség. A katéterekbe vékony fémszalakat teszünk, amelyek még nem zavarják a képminőséget, de ugyanakkor jól azonosítható röntgenárnyékot adnak. Ezután a CT-képeket floppy lemezen beviszük a tervezőrendszerbe, majd szeletenként körberajzoljuk a céltérfogatot és a kritikus szerveket. A katéterek rekonstrukcióját mindig a végpontoknál kezdjük, amelyeket a rögzítésre szolgáló műanyag gombok jelölnek. A tervezőprogramban több ablak egyidejű használatával lehetőség van az axiális szeleteken kívül a coronalis és sagittalis síkokon, valamint a 3D-s térbeli rekonstrukcióban is azonnal megnézni az éppen beadandó katéter alakját. Tapasztalataink alapján nem szükséges minden szeleten (5 mm-enként) megadni a katéterpontokat, mert kis pozicionálási pontatlanság is „cikk-cakk”-os katétert eredményez. Egyenes szakaszok két ponttal leírhatók, görbült katéternél pedig a görbültségtől függően sűrűbben kell kiválasztani a katéterpontokat. Abban az esetben, ha az első lehetséges forrásmegállási pozíció nem esik éppen valamelyik CT-

1. ábra. A sugárforrás aktív megállási pozícióinak (piros pontok) meghatározása a katéterekben a céltérfogat alakjának a figyelembevételével nyelvgyöki tűzdelésnél. A fehér pontok az inaktív forráspozíciókat jelölik.



2. ábra. A referencia dózispontok (kék pontok) egyenletes elhelyezkedése a céltérfogat felszínén kétsíkú emlőtűzdelésnél.



szelet középsíkjára (két szelet között van), meghatározhatunk egy eltolási értéket, ami azt adja meg, hogy az utolsó szeleten még látható katéterponthoz képest milyen távol van az első megállási pont (ez az eltolás mindig kisebb, mint a szelettávolság). A katétereken belül az aktív pozíciók megadása a céltérfogat figyelembevételével egyelőre manuálisan történik, ügyelve arra, hogy az első és utolsó aktív megállási pozíció a céltérfogaton belül legyen, a felszíntől 3-5 mm-es távolságra (1. ábra). Ezt a feladatot a jövőben automatizálni lehet majd, mivel a program könnyen kijelölheti azokat a megállási pozíciókat, amelyek teljesítik a fenti feltételeket. A katéterek rekonstrukciója után lehetőség van anatómiai vagy egyéb módon megjelölt referenciapontok beadására is (pl. a bőrpontokat jelölő rögzítő gombok, vagy a műtéti üreget jelölő fémklipek). A tervezés következő lépése a dózispontok definiálása. A tervezőprogram automatikusan helyezi el a dózispontokat a céltérfogat felszínén, minden CT-síkban egyenletesen elosztva egy megadott távolságparaméter szerint (2. ábra). A dózisoptimalizálás után következik a tervek vizuális és kvantitatív kiértékelése, amit néhány példán mutatunk be.

Emlőtűzdelést követő 3D-s anatómiai és katéter rekonstrukció látható a 3. ábrán. A jobb áttekinthetőség kedvéért a külső testkontúrt átlátszó sárga felülettel ábrázoltuk. A 4. ábrán egy, a céltérfogat középsíkján átmenő CT-szeleten mutatjuk be a dóziseloszlást. A 100%-os referencia izodózisgörbe nagyjából követi a céltérfogat alakját, a 25%-os görbe érinti a tüdőkontúrt. Az 5. és 6. ábrán két nézetből látható egy fejnyaki tűzdelés utáni rekonstrukció a céltérfogat közelemben átmenő síkbeli dóziseloszlással. Ugyanezen besugárzási terv dózis-térfogat histogramját a 7. ábra mutatja. A 100%-os referencia dóziszfelület a céltérfogat 92,4%-át foglalja magába, a mandibula dózisterhelése mindenhol kisebb ennél. A céltérfogat görbéje, szemben a külső besugárzásnál megszokottal, ahol meredeken esik a dózismaximumig, itt fokozatosan csökken a dózis növekedésével. Ez a céltérfogaton belüli nagymértékű dózishomogenitásra utal, ami természetes következménye a brachyterápiás dózisviszonyoknak (a források közvetlen közelében nagy dózisek alakulnak ki). A mandibula, mint kritikus szerv, dózis-térfogat görbéjét is ábrázoltuk a grafikonon. Itt már meredekebb a térfogat-dózis görbe, mert ebben a térfogatban nincsenek sugárforrások és nem alakulnak ki nagy dózisz régiók.

Megbeszélés

A dózisszámolás szempontjából a hagyományos tervezés is bizonyos értelemben háromdimenziós számításnak számít, mert a dózisszá-

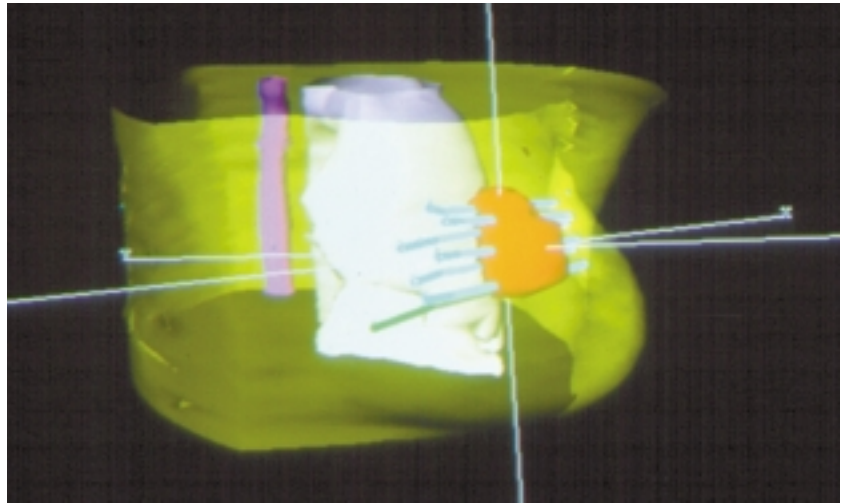
moló algoritmus figyelembe veszi a térbeli szóródást, feltételezve, hogy fennáll a teljes szóródás feltétele, amit a forrást körülvevő homogén közeg (testszövet) biztosít. Olyan esetekben, amikor ez a feltétel nem egészen teljesül (pl. felszínhez közeli daganat, levegő-inhomogenitás a forrás közelében), a tervezőprogramok nem használnak számolási korrekciót. Ennek az az oka, hogy valós térbeli leképezés nélkül a pontos geometriai feltételek nem ismertek, ill. a dozimetriai korrekció nagysága a legtöbb esetben elhanyagolható. A tervezőprogramok a szöveti inhomogenitásokat sem veszik figyelembe, mert a legtöbb esetben ez is elhanyagolható nagyságú pontatlanságot okoz. A fentiek alapján jelenleg 3D-s brachyterápiás tervezésről akkor beszélünk, amikor a katéterek ill. applikátorok térbeli helyzete a beteg anatómiájához viszonyítható, a tervezés és a kiértékelés a CT/MR/UH-képek alapján meghatározott céltérfogat és a kritikus szervek figyelembevételével történik.

Schoepfel és mtsai multiplanáris MR-képeket használtak intrakavitális nőgyógyászati brachyterápiánál és hangsúlyozták az MR szerepét a cervixtumoros betegek pontos céltérfogat-meghatározásánál (21). A CT-alapú brachyterápiás tervezés jelentőségét többen vizsgálták intrakavitális kezeléseknél és megállapították, hogy intrakavitális nőgyógyászati applikátorok használatánál a hólyag és a rectum maximális dózisterhelése sokkal nagyobb, mint a hagyományos módszerrel meghatározott érték (10, 22). Van der Bergh és mtsai 13 cervixdaganatos beteg individuális CT-anatómiájának és a rectum referencia-pont korrelációjának a vizsgálata alapján arra a következtetésre jutottak, hogy a referenciapontban történő dózismeghatározás nem ad elfogadható becslést a rectum maximális terhelésére (2). Erickson és mtsai nőgyógyászati daganatok CT-vezérelt interstitialis tűzdelésénél hangsúlyozták a CT-képkalkotás jelentőségét, ami a lokális kontroll és a mellékhatásokat befolyásoló tényezők jobb megértéséhez vezethet (4). Martínez és mtsai ultrahangvezérelt interaktív, intraoperatív dozimetriai rendszert használtak prosztatadaganatok konformális HDR brachyterápiájánál (12). Kini és mtsai szintén ultrahang alapú HDR prosztatátűzdelésekről számolnak be és hangsúlyozták, hogy dozimetriai szempontból ez a módszer jelentősen különbözik a permanens tűzdelésektől (6). Willins és Wallner 20 betegnél CT-vizsgálatokkal dózis-értékeléseket végeztek prosztatátűzdelés után, és megállapították, hogy a CT-alapú dozimetria hozzájárul a kezelés minőségbiztosításához (25). Kovács és mtsai saját fejlesztésű 3D-s tervezőrendszerüket használták különböző daganatlokalisációk (fej-nyak, preszkrális régió, epevezeték, lágyszarcoma) CT-alapú „free-hand” tűzdeléseinek és transzrektális ultrahangvezérelt perineá-

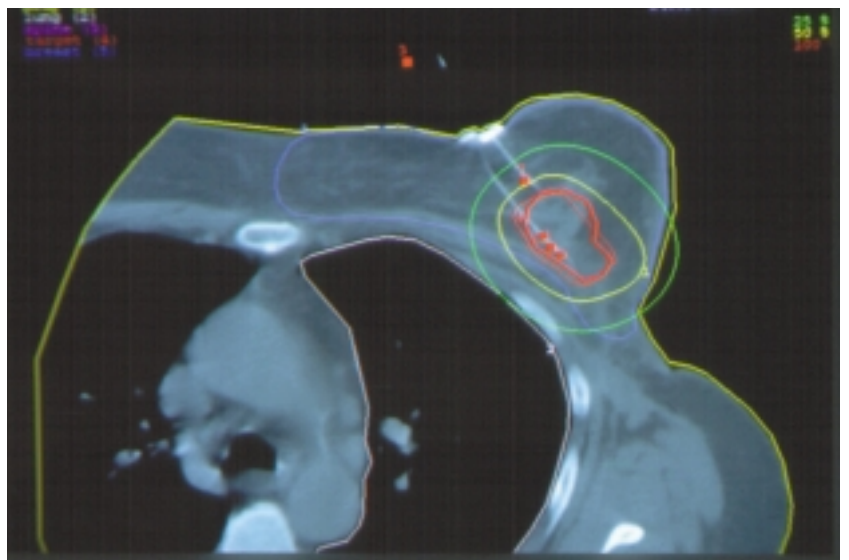
lis implantációknál (8, 9). Tapasztalataik alapján hangsúlyozták a konformális interstitialis besugárzástervezés jelentőségét. Az offenbachi sugárterápiás klinikán CT-alapú tervezőrendszert fejlesztettek ki, aminek különböző daganatlokalisációkra (agy, fej-nyak, emlő) történő klinikai alkalmazásáról számolnak be (7, 14, 26). Vicini és mtsai CT-képeken alapuló virtuális brachyterápiás módszert ismertettek és annak hatékonyságát vizsgálták 11 betegnél (23). Egy másik közleményben 3D-s dózis-térfogat analízisről számolnak be emlődaganatok HDR brachyterápiájánál, és a kezdeti eredmények alapján a módszert ígéretesnek tartják az emlőtűzdelés dozimetriai hatékonyságának az értékelésére (24).

A CT-képeken alapuló 3D-s interstitialis besugárzástervezés megfelelő technikai háttér mellett ma már a napi gyakorlatban is használható. Ez az új módszer bizonyos fokú szemléletváltozást igényel a dozírozás és tervkiértékelés tekintetében, mivel a hagio-

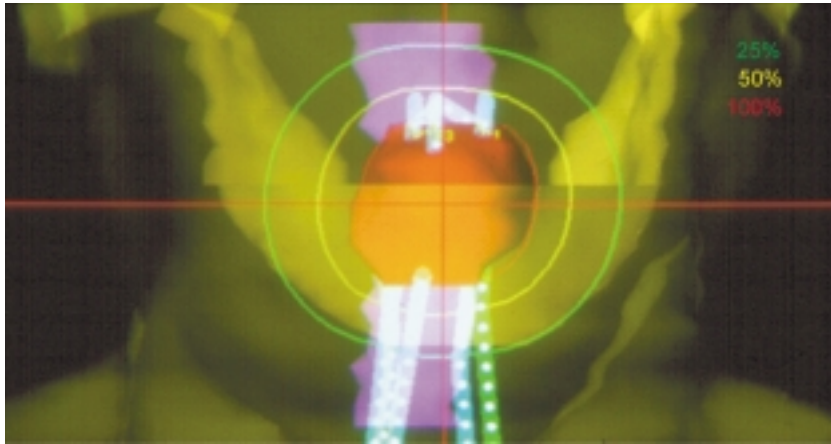
3. ábra. Baloldali emlődaganat tűzdelése utáni térbeli anatómiai és katéter rekonstrukció.



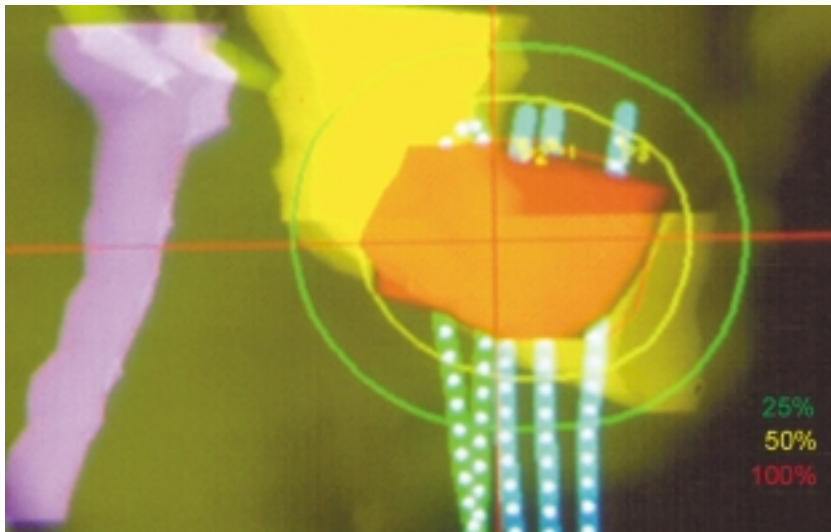
4. ábra. Kétsikű emlőtűzdelés dóziseloszlása a céltérfogat középsíkján átmenő CT-szeleten. A vastag piros kontúr a céltérfogatot, a vékony piros vonal a 100%-os referencia izodózist jelöli. A sárga ill. zöld izodózis-vonalak az 50 ill. 25%-ot mutatják.



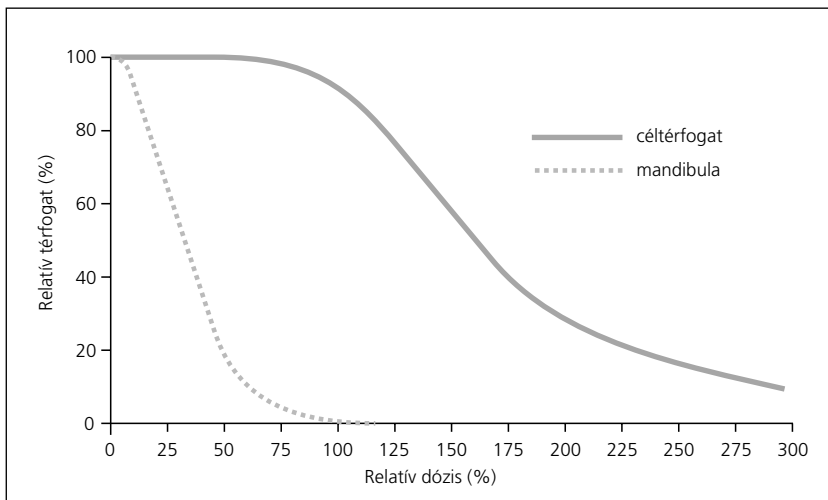
5. ábra. Nyelvgyöki tüszdelés térbeli anatómiai és katéter rekonstrukciója frontális nézetből, síkbeli dóziseloszlással.



6. ábra. Nyelvgyöki tüszdelés térbeli anatómiai és katéter rekonstrukciója laterális nézetből, síkbeli dóziseloszlással.



7. ábra. Nyelvgyöki tüszdelés céltérfogatra és védendő szerve (mandibula) számolt dózis-térfogat hisztogramja relatív értékekkel. Az abszolút térfogat értékek: $V100\%(\text{céltérfogat}) = 47,4 \text{ cm}^3$, $V100\%(\text{mandibula}) = 88,6 \text{ cm}^3$.



mányos dozimetriai módszerek ebben az esetben nem alkalmazhatók. A céltérfogat felszínére helyezett dózispontokra történő optimalizálás konformális dóziseloszlást eredményezhet, de ennek gyakran követ-

kezménye a nagyobb mértékű dózishomogenitás. Ideális esetben minimális dózishomogenitás mellett jönne létre a céltérfogat alakjához illesztett konformális dóziseloszlás. A gyakorlatban azonban ez nem teljesül, és a két feltétel közötti kompromisszum keresése eredményezi az elfogadható dózistervet. Arra vonatkozólag, hogy milyen kompromisszum fogadható el, még nincsenek adatok a szakirodalomban. Baltas és mtsai által a konformalitás jellemzésére kifejlesztett új paraméter („conformal index”, COIN) csak azt veszi figyelembe, hogy a céltérfogatnak a referenciadózis általi lefedése mennyire teljesül, és nem veszi tekintetbe a dózishomogenitást (1). A korábban definiált térfogati paramétereket pedig vagy csak a dózishomogenitás kiértékelésére, vagy csak szabályos alakú térfogatok vizsgálatára lehet használni (18). Az irreguláris térfogatok konformális besugárzástervezésére és a tervek összehasonlítására ill. kiértékelésre még nincsenek útmutatók, az erre vonatkozó ajánlások még kidolgozásra várnak (12). Valószínűsíthető, hogy a konformalitás megtartása mellett homogénebb dóziseloszlás hozható létre, ha már az implantáció előtt felhasználjuk a képközpontú eljárások nyújtotta térbeli információkat. A gyakorlatban ez azt jelenti, hogy a tüszdelés előtt kell CT-sorozatot készíteni, és az anatómiai viszonyok figyelembevételével előre meg lehet tervezni, hogy hova kerüljenek a katéterek. Annak eldöntésére, hogy ez vezet-e majd klinikailag értékelhető eredményekhez, még további vizsgálatokat kell végezni.

Köszönetnyilvánítás:

Köszönetünket fejezzük ki dr. Sági Sarolta főorvos asszonynak és munkatársainak (Szent János Kórház, CT Laboratórium) a CT-vizsgálatokban nyújtott segítségükért.

Irodalom

1. Baltas D, Kolotas C, Geramani K, et al. A conformal index (COIN) to evaluate quality and dose specification in brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40:515-524, 1998
2. van den Bergh F, Meertens H, Moonen L, et al. The use of a transverse CT image for the estimation of the dose given to the rectum in intracavitary brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Radiother Oncol* 47:85-90, 1998
3. Gillin MT, Kline RW, Wilson JF, Cox JD. Single and double plane implants: a comparison of the Manchester system with the Paris system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 10:921-925, 1984
4. Erickson B, Albano K, Gillin M. CT-guided interstitial implantation of gynecologic malignancies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 36:699-709, 1996
5. Julow J, Major T, Sági S, és mtsai. Agydaganatok brachytherápiája (interstitialis irradiációja) CT-vezérelt stereotaxiás célzással beültetett 125 jódzotóppal. *Ideggy Szle* 52:35-43, 1999
6. Kini VR, Edmundson GK, Vicini FA, et al. Use of three-dimensional radiation therapy planning tools and intraoperative ultrasound to evaluate high dose rate prostate brachytherapy implants. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 37:927-933, 1997

7. Kolotas C, Baltas D, Zamboglou N. CT-based interstitial HDR brachytherapy. *Strahlenther Onkol* 175:419-427, 1999
8. Kovács G. Perineális implantációknál alkalmazott brachyterápia technikája és 3D besugárzástervezés transrektális ultrahang segítségével. *Magyar Onkológia* 39:115-119, 1995
9. Kovács G, Hebbinghaus D, Dennert, P, et al. Conformal treatment planning for interstitial brachytherapy. *Strahlenther Onkol* 172:469-474, 1996
10. Ling CC, Schell MC, Working KR, et al. CT-assisted assessment of bladder and rectum dose in gynecological implants. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 13:1577-1582, 1987
11. Major T, Julow J. Inoperábilis agydagaganatok sztereotaxiás technikával végzett intersticiális brachyterápiájának dozimetriája. *Magyar Onkológia* 42:39-44, 1998
12. Martinez A, Gonzalez J, Stromberg J, et al. Conformal prostate brachytherapy: initial experience of a phase I/II dose-escalating trial. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 33:1019-1027, 1995
13. Martel MK, Narayana V. Brachytherapy for the Next Century: Use of Image-Based Treatment Planning. *Radiat Res* 150:S178-S188, 1998
14. Martin T, Kolotas C, Dannenberg T, et al. New interstitial technique for prostate cancer: CT based 3D planning after transrectal implantation. *Radiother Oncol* 52:257-260, 1999
15. Mayer Á. Brachyterápia tegnap és ma. *Magyar Onkológia* 42:5-8, 1998
16. Pierquin B, Dutreix A, Paine CH, et al. The Paris system in interstitial radiation therapy. *Acta Radiol Oncol* 17:33-78, 1978
17. Polgár Cs, Major T, Somogyi A, és mtsai. A tumorágy konformális, 3 dimenziós brachyterápiája emlőmegtartó műtét után. *Magyar Onkológia* 42:147-149, 1998
18. Saw CB, Suntharalingam N. Quantitative assessment of interstitial implants. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 20:135-139, 1991
19. Saw CB, Suntharalingam N, Wu A. Concept of dose nonuniformity in interstitial brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 26:519-527, 1993
20. Sewchand W, Prempre T, Patanaphan V, et al. Value of multi-planar CT images in interactive dosimetry planning of intracavitary therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 8:295-301, 1982
21. Schoepfel SL, Ellis JH, La Vigne ML, et al. Magnetic resonance imaging during intracavitary gynecologic brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 23:169-174, 1992
22. Shoepfel SL, La Vigne ML, Martel MK, et al. Three-dimensional treatment planning of intracavitary gynecologic implants: analysis of ten cases and implications for dose specification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28:277-283, 1993
23. Vicini FA, Jaffray DA, Horwitz EM, et al. Implementation of 3D-virtual brachytherapy in the management of breast cancer: a description of a new method of interstitial brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40:629-635, 1998
24. Vicini FA, Kestin LL, Edmundson GK, et al. Dose-volume analysis for quality assurance of interstitial brachytherapy for breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 45:803-810, 1999
25. Willins J, Wallner K. CT-based dosimetry for transperineal I-125 prostate brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 39: 347-353, 1997
26. Zamboglou N, Kolotas C, Baltas D, et al. Clinical evaluation of CT based software in treatment planning for interstitial HDR brachytherapy. In: *Brachytherapy for the 21st century*. eds.: Speiser BL, Mould RF, Nucletron BV. Veendaal 1998, pp 312-326