

Konformális sztereotaxiás együlétes sugársebészeti kezelés: tervértékelési módszerek és eredmények

Kovács Péter¹, Sebestyén Zsolt¹, Farkas Róbert¹, Bellyei Szabolcs¹, Szigeti András¹, Gulybán Ákos^{1*}, Horváth Zsolt², Dóczi Tamás², Mangel László¹

Pécsi Tudományegyetem, ¹Onkoterápiás Intézet, ²Idegsebészeti Klinika, Pécs

Munkánk célja a mikro-multileaf kollimátorral (mMLC) végzett sztereotaxiás sugársebészeti kezelés terveinek objektív kiértékelése volt. Intézetünkben 2005. november és 2008. június között 47 betegen, 71 tumorgócon végeztünk együlétes állómezős konformális sztereotaxiás sugársebészeti kezelést. A céltérfogatok és a rizikószervek meghatározása MRI-CT képfúzió alapján történt. A besugárzástervezéshez BrainSCAN 5.31 rendszert (BrainLAB AG, Heimstetten, Németország), a kezeléshez Elekta Precise TS lineáris gyorsítót (Elekta Oncology Systems Ltd, Crawley, Egyesült Királyság) és BrainLAB m3 mMLC-t használtunk. A betegek koponyájának mozdulatlanságát négycsavaros rögzítő invazív fejkerettel biztosítottuk, melyet a kezelőasztalhoz erősítettünk. Az elkészített terveket konformitás („conformal index”=COIN), dózishomogenitás („homogeneity index”=HI), ép szövet relatív terhelése („healthy tissue overdose factor”=HTOF) és céltérfogat-ellátottság („coverage index”=CI) vizsgálatával, objektív paraméterekkel értékeltük. χ^2 -vizsgálatot végeztünk a COIN, HI és a céltérfogat geometriai jellemzői (méret - LV=„lesion volume”, elhelyezkedés - LOD=„lesion-organ distance”, deformitás - LDI=„lesion deformity index”) között. Az átlagos konformitás 0,52 (SD 0,13), a dózishomogenitás 1,16 (SD 0,1), az ép szövet relatív terhelése 0,88 (SD 0,53), a céltérfogat-ellátottság 0,94 (SD 0,11) volt. Statisztikailag a COIN összefügg (mindhárom $p < 0,001$), a HI független LV-től, LOD-tól, és LDI-től ($p = 0,94$; $0,14$ és $0,72$). Az irodalmi adatokkal összehasonlítva vizsgálatunkban a dóziseloszlás konformitása hasonló, az ép szövet relatív dózisterhelése kedvezőbb volt. Eredményeink szerint a konformitást befolyásolják a céltérfogat geometriai jellemzői (méret, elhelyezkedés, deformitás), a dózishomogenitásra nincsenek hatással. Magyar Onkológia 55:85-90, 2011

Kulcsszavak: sugársebészet, mikro-multileaf kollimátor, álló mező, sztereotaxia, dozimetria

The purpose of our study was the objective evaluation of micro-multileaf collimator (mMLC)-based stereotactic radiosurgery treatment plans. Forty-seven patients, 71 lesions received static beam conformal stereotactic radiosurgery treatment in our institute between November 2005 and June 2008. Target volume and organs at risk were outlined on a MRI-CT image fusion basis. BrainSCAN 5.31 system (BrainLAB AG, Heimstetten, Germany) was used for treatment planning, Elekta Precise TS linear accelerator (Elekta Oncology Systems Ltd, Crawley, UK) and BrainLAB m3 mMLC were used for treatment delivery. An invasive head frame, mounted to the treatment table, was used with four screws for patient head fixation. Treatment plans were analysed with objective parameters, such as conformal index (COIN), homogeneity index (HI), coverage index (CI) and healthy tissue relative overdose factor (HTOF) tools. χ^2 tests were performed between COIN, HI and the geometrical parameters of the target volume (lesion volume - LV, lesion-organ distance - LOD, lesion deformity index - LDI). Mean value of COIN, HI, HTOF and CI was 0.52 (SD 0.13), 1.16 (SD 0.1), 0.88 (SD 0.53), and 0.94 (SD 0.11), respectively. COIN significantly correlated with ($p < 0.001$ in all three cases), while HI was independent of LV, LOD, LDI ($p = 0.94$; 0.14 and 0.72). COIN is similar, HTOF is less than data from the literature. According to our results geometrical parameters of the target volume (size, location, deformation) significantly influence the COIN, but they have no effect on HI.

Kovács P, Sebestyén Z, Farkas R, Bellyei S, Szigeti A, Gulybán Á, Horváth Z, Dóczi T, Mangel L. Conformal stereotactic radiosurgery treatment: plan evaluation methods and results. Hungarian Oncology 55:85-90, 2011

Key words: radiosurgery, micro-multileaf collimator, static beam, stereotactic, dosimetry

Levelezési cím: Kovács Péter, PTE Onkoterápiás Intézet, 7624 Pécs, Édesanyák útja 17.

Telefon: (36 72) 536-001/5343 vagy (36-20) 3242-162, Fax: (36 72) 536-481, e-mail: peter.kovacs@aok.pte.hu

*Gulybán Ákos jelenlegi munkahelye: Universitair Ziekenhuis, Brussels, Belgium

BEVEZETÉS

A kisméretű intracranialis primer daganatok és metastasisok kezelése nagy kihívást jelentő feladat. A betegség onkológiai, patológiai paramétereinek, valamint elhelyezkedésének függvényében lehetőség van hagyományos idegsebészeti, sugársebészeti vagy sugárterápiás ellátásra (7, 23). A sugársebészeti kezelés alapjait 1951-ben az uppsalai egyetemen Lars Leksell és Borje Larsson fejlesztették ki. Különböző irányokból érkező fotonsugár-nyalábokat használva kisméretű koponyaűri elváltozások kezelését kísérelték meg az ép szövetek jelentős károsítása nélkül. Módszerüknek a „sugárkés” („strålkniven”) nevet adták. 1968-ban a Leksell által tervezett gamma-kés (Gamma-knife) már egy pontba fókuszált fotonsugarakat használ, melyek egy gömbhéjon elhelyezett radioaktív ^{60}Co izotópokból származnak. Ezt a technikát utánozza a lineáris gyorsítóval végzett kónikus kollimátoros sztereotaxiás ívbesugárzás, melyet az 1980-as évek végétől alkalmaznak a klinikai gyakorlatban. A módszert Magyarországon 1991-ben vezették be (5, 17). A témában számos klinikai és dozimetriai elemzést tartalmazó közlemény jelent meg (4, 6, 11, 12, 16, 18–21). Besugárzástervezési szempontból elsősorban az elváltozások mérete, alakja és elhelyezkedése okoz nehézséget. A daganat mérete, biológiai viselkedése és az egy időben jelen lévő tumorgócok száma alapján konvencionális frakcionált vagy sztereotaxiás besugárzás végezhető el (10, 14, 24, 27). Magyarországon egy ülésben vagy frakcionáltan végzett kónikus kollimátoros, mikro-multileaf kollimátoros és gamma-kés sztereotaxiás besugárzásra van lehetőség (1). A Pécsi Tudományegyetemen 2002-től van lehetőség sztereotaxiás sugárkezelés elvégzésére. Rendelkezésünkre áll a klasszikus ívbesugárzáshoz kónikus kollimátorrendszer és állómezős konformális besugárzáshoz mikro-multileaf kollimátor is. Ez utóbbi segítségével a nagyon szabálytalan alakú elváltozások formakövető dóziseloszlású kezelése is lehetséges egyetlen izocentrum alkalmazásával. Pécsen elsősorban az utóbbi módszert alkalmaztuk az elmúlt években. A jelen közleményben ismertetjük a mikro-multileaf kollimátorral elvégzett együléses sztereotaxiás sugársebészeti kezeléseket besugárzási terveinek dozimetriai elemzését, ami ismereteink szerint az említett eszközzel végzett besugárzási technika dozimetriai elemzéséről szóló első ilyen jellegű magyarországi összefoglaló.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A pécsi Onkoterápiás Intézet és az Idegsebészeti Klinika együttműködése során 2005. november és 2008. június között 47 betegen, összesen 71 tumorgócon végeztünk együléses sugársebészeti kezelést Elekta Precise TS

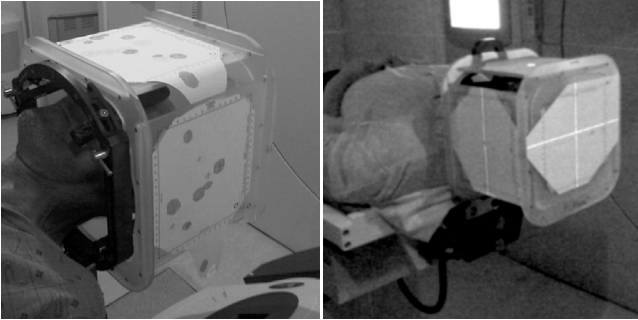
1. ábra. Betegrögzítés és CT-készítés invazív fejkerettel



(Elekta Oncology Systems Ltd., Crawley, Egyesült Királyság) lineáris gyorsítóval és BrainLAB m3 mikro-multileaf kollimátorral (BrainLAB AG, Heimstetten, Németország). A sugárkezelés előtt néhány nappal T1-súlyozott, kontrasztanyagot koponya-MRI-vizsgálat készült 1 mm axialis szeletrekonstrukcióval. Ez alapján történt a tervezéses célterefogat (planning target volume, PTV) és a védendő szervek (agytörzs, chiasma opticum, jobb- és bal oldali nervus opticus, jobb- és bal oldali bulbus, szemlencsék) meghatározása és berajzolása. A betegpozicionálást és -rögzítést a koponyacsomhoz csavarokkal kötött invazív fejkerettel (BrainLAB) oldottuk meg. Ennek segítségével a CT-készülék vizsgálóasztalához rögzítettük a beteget. Egy erre a célra gyártott BrainLAB lokalizáló doboz felhelyezését követően 1 mm-es szeletvastagságú natív CT-vizsgálat készült (1. ábra). Az MRI- és a CT-képek automatikus fúziója (22) után ún. állómezős, konformális besugárzási technikához történt a számítógépes besugárzástervezés (BrainSCAN 5.31, BrainLAB). A sugárkezeléseket 12–21 Gy összdózissal, göcönként 5–9 sugármezővel terveztük és hajtottuk végre. A kezelés alatt a koponya mozdulatlanságát a CT-felvételezés során is használt invazív fejkeret biztosította. A pozicionálás a tervezőrendszer által a lokalizáló doboz CT-n látható rekonstrukciója alapján létrehozott, a pozicionáló dobozra (BrainLAB) illeszkedő nyomtatott izocentrum-vetületek alapján 5 szabadságfokú beállítással (3 translációs irány, 2 rotációs irány) történt (2. ábra).

A besugárzási tervek dozimetriai minőségének objektív kiértékeléséhez meghatároztuk a célterefogat ellátottságát (coverage index, CI), az ép szövet relatív terhelését (healthy

2. ábra. Betegpozicionálás pozicionáló dobozzal kezelés előtt



tissue overdose factor, HTOF), a konformitást (conformal index, COIN) és a dózishomogenitást (homogeneity index, HI) az alábbiak alapján (8):

$$CI = \frac{LV_{RI}}{LV} \quad HTOF = \frac{HTV_{RI}}{LV} \quad COIN = \frac{LV_{RI}}{LV} \cdot \frac{LV_{RI}}{V_{RI}} \quad \frac{D_{max}}{D_R}$$

ahol LV a céltérfogat nagysága (cm³) – lesion volume; RI az izodózis-térfogat az előírt dózissal – reference isodose; LV_{RI} a legalább előírt dózist kapó céltérfogatrész nagysága (cm³); HTV_{RI} a legalább előírt dózist kapó épszövetrés nagysága (cm³) – healthy tissue volume; V_{RI} a referencia-izodózissal határolt térfogatrész nagysága (cm³); D_{max} a legnagyobb dózisz pont dózisa (Gy); DR az előírt dózis (Gy).

Miután itt egy, a hagyományosnál jobb konformitást biztosító besugárzási technikáról van szó, vizsgáltuk a céltérfogat geometriai jellemzőinek a besugárzási tervek dozimetriai eredményeire gyakorolt hatását. χ^2 -próba segítségével p=0,05 szignifikanciaszinten párosával összesen hat összefüggés-vizsgálatot végeztünk a konformitás, a dózishomogenitás és a céltérfogat három geometriai jellemzője között, azok intervallumokba való besorolása után. Az egyes paraméterek minimális és maximális értékei között öt egyenlő nagyságú intervallum került meghatározásra. Az alábbi geometriai paramétereket vizsgáltuk. A második és harmadik paraméter meghatározása az Intézetünkben kifejlesztett módszer alapján történt.

1. A tervezőrendszerrel kiszámítottuk a céltérfogatok nagyságát (lesion volume, LV).

2. Az MRI-felvételeken megmértük a céltérfogat és a hozzá legközelebb eső védendő szerv távolságát ott, ahol ez a távolság a legkisebbnek volt mérhető. A kapott értéket tekintettük a minimális céltérfogat-védendő szerv távolságnak (lesion-organ distance, LOD).

3. Az MRI-felvételeken axialis, coronalis és sagittalis rekonstrukciókban, egymásra merőleges mérési tengelyeket alkalmazva megmértük a céltérfogat így mérhető legnagyobb átmérőit. A kapott három átmérőt egy általános

ellipszoid főtengelyeinek tekintve meghatároztuk a céltérfogathoz rendelhető ellipszoid felszínének (AE) és térfogatának (VE) nagyságát az alábbiak szerint:

$$\text{az ellipszoid térfogata } V_E = \frac{4}{3} \pi abc$$

$$\text{az ellipszoid felszíne } A_E \approx 4 \pi \left(\frac{a^p b^p + a^p c^p + b^p c^p}{3 - k(1 - 27 abc(a + b + c)^{-3})} \right)^{\frac{1}{p}}$$

ahol a, b és c az ellipszoid féltengelyeinek nagysága

$$P = \frac{\ln 2}{\ln \frac{\pi}{2}} \approx 1,5349 \quad k = 0,0942$$

Knud Thomsen formulája alapján (15).

Kiszámítottuk az így kapott térfogattal egyenlő térfogatú gömb felszínének (AG) nagyságát is. Az ellipszoidfelszín és a gömbfelszín nagysága hányadosának százalékban kifejezett értékét tekintettük a céltérfogatra jellemző deformitás mértékének (lesion deformity index, LDI):

$$LDI = 100 \left(\frac{A_E}{A_G} - 1 \right)$$

EREDMÉNYEK

A vizsgálat során kapott értékek alapján az 1. táblázatban foglaljuk össze a céltérfogatok ellátottságára, az ép szövet relatív terhelésére, a konformitásra és a dózishomogenitásra vonatkozó adatokat. 47 beteg összesen 71 céltérfogatainak adatait elemeztük.

A 2. táblázatban a céltérfogatok geometriai jellemzőire vonatkozó adatok láthatók.

A konformitás és a dózishomogenitás értékek és a geometriai tulajdonságok közötti χ^2 -próba alapú összefüggés-vizsgálatok eredményeit a 3. táblázat tartalmazza. Statisztikailag szignifikáns összefüggést találtunk a konformitás és a három geometriai paraméter között, vagyis a COIN függ a céltérfogat méretétől, elhelyezkedésétől és alakja szabálytalansá-

1. táblázat. Dozimetriai eredmények

	Céltérfogat ellátottsága (CI)	Ép szövet relatív terhelése (HTOF)	Konformitás (COIN)	Dózishomogenitás (HI)
Minimum	0,59	0	0,25	1,05
Maximum	1	2,46	0,97	1,71
Átlag	0,94	0,88	0,52	1,16
Szórás	0,11	0,53	0,13	0,1

2. táblázat. Geometriai paraméterek értékei

	Céltérfogat nagysága (LV)	Céltérfogat-védendő szerv minimális távolsága (LOD)	Céltérfogat deformitása (LDI)
Minimum	0,12 cm ³	0 mm	0,02%
Maximum	17,09 cm ³	68,12 mm	15,07%
Átlag	3,25 cm ³	24,89 mm	3,2%
Szórás	3,46 cm ³	18,86 mm	3,88%

3. táblázat. Összefüggés-vizsgálati eredmények

	LV	LOD	LDI
COIN	p<0,001	p<0,001	p<0,001
HI	p=0,94	p=0,14	p=0,72

gának mértékétől. Az elérhető konformitást befolyásolja a mezőirány megválaszthatóságának szabadsága. Kisebb céltérfogatot könnyebb konformálisan ellátni, mert a keskeny sugárnyalábok irányát könnyebb úgy megválasztani, hogy az ne érintsen védendő szervet. Ugyanezért a védendő szervtől messze eső céltérfogat jobb konformitás mellett látható el. A céltérfogat szabálytalanságának mértéke szintén hatással van a konformitásra. Egy gömbszerű elváltozást könnyű, egy szabálytalan alakú, irreguláris vagy konkáv céltérfogatot nehéz alakkövető dóziseloszlással körbefogni. A dózishomogenitás értéke az eredmények alapján független a lézió geometriai jellemzőitől. Feltételezzük, hogy a homogenitást, vagyis hogy a céltérfogaton belül mekkora a magas dózisu terület, illetve, hogy mekkora az előforduló legnagyobb dózis, elsősorban a választott kezelési technika határozza meg.

A 3. ábrán látható egy dóziseloszlás-alak példája. Az ábrázolt axialis síkban látszik a céltérfogat és a védendő szervek metszeti képe is.

MEGBESZÉLÉS

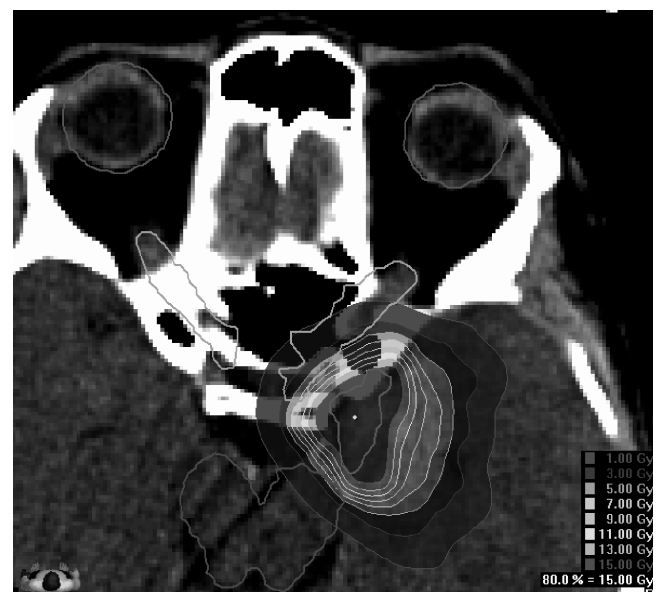
Intézetünkben a koponyán belüli daganatok sztereotaxiás besugárzási technikával történő ellátása kisméretű (max. Ø 3–4 cm), nem infiltratív és kevés számú (1–4 db) elváltozás esetén történik. Megvizsgáltuk, hogy a céltérfogat mérete, alakja és elhelyezkedése milyen hatással van a dóziseloszlás konformitására és homogenitására. Fontos előkészületi lépés a céltérfogat háromdimenziós meghatározása.

A hagyományos sugárterápiához hasonlóan a céltérfogat meghatározásakor a betegpozicionálási bizonytalan-

ságot biztonsági margóval kell figyelembe venni (13). A margó nagyságát frakcionált sugárkezelés esetén a beállítás szisztematikus és véletlenszerű hibái határozzák meg (28). A szisztematikus hiba a napi beállítási hibák átlagaként számítandó. A véletlenszerű hiba mértéke a napi hibák szisztematikus hibától való eltérésének átlaga. Együletes kezelésnél ezek a fogalmak nem különíthetők el, mert egyetlen kezelési alkalom van, egyetlen hibaértékkel. A kis méret és a környező agyi ép szövetek érzékenysége miatt szükség van a beteg nagy szilárdságú és jól reprodukálható módon való rögzítésére. Invazív fejkeretet használtunk, mely a koponyacsontig hatoló csavarokkal került rögzítésre. Előnye, hogy sterilizálást követően újból felhasználható, ezért költséghatékony. Pontosságát tekintve pedig jobb a termoplasztikus maszk-rendszerrel (3, 29). Tapasztalataink és a kezelések során használt betegrögzítő eszközre vonatkozó szakirodalmi adatok alapján az alkalmazott biztonsági margó 1 mm volt (16).

A képvezérelt sugárterápiás technikák („image guided radiation therapy” – IGRT) megjelenésével lehetőség nyílik a napi beállítási hiba korrekciójára (2). A kezelést megelőzően a kezelési pozícióban, a besugárzó bunkerben helyet kapó felvételező eszközökkel röntgen- vagy CT-felvételt készíthetünk a beteg aktuális pozíciójáról. Ezt összevetve a besugárzástervező rendszer által készített referenciaképekkel, meghatározható a pozicionálási hiba mértéke. A kezelőasztal elmozdításával (esetleg megdöntésével) nagy pontossággal korrigálható a hiba. Ilyen technika használata mellett elegendő a beteget nagy szilárdsággal rögzíteni, a reprodukálhatóság mértéke kevésbé fontos (25). Ennek oka az, hogy

3. ábra. Jellemző dóziseloszlás, céltérfogat, védendő szervek



a beteget csupán egy alkalommal kezeljük, újrafektetés nem történik. Az egyetlen kezelési alkalom viszont megköveteli a nagy pontosságot, mert későbbi korrekcióra nincs lehetőség. A képvezérelt technológia fejlődésével a koponyán kívüli kisméretű daganatok (máj-, tüdő-, csontmetastasisok) együttes sugársebészeti vagy akár frakcionált sztereotaxiás sugárkezelésének irányába lehet továbblépni. A nagyfokú pontosság megtartása mellett lehetőségessé válik továbbá az általunk alkalmazott rögzítőkeret kiváltása is.

Az ép agyszövet védelme érdekében fontos a besugárzás során használt sugármezők száma is. Ha túl kevés mezővel történik a kezelés, akkor nagy lesz az egyes mezők által érintett ép agyszövet dózisterhelése. Túl sok mező esetén alacsonyabb ugyan a dózisterhelés, azonban nagyobb a besugarazott térfogat. Feltételezhető, hogy mindkét esetben növekedhet a mellékhatások kialakulásának valószínűsége. A kezelés kivitelezése szempontjából a megnövekvő kezelési idő miatt ugyancsak nehézséget okoz a túl sok kezelési mező használata. Ezért törekedtünk az „ideális” mezőszám meghatározására. Kis összdózisú kezeléseknél (12–13 Gy) 5–7 mezőt, nagy összdózisú kezeléseknél (18–21 Gy) 7–9 mezőt használtunk. Az optimális mezőszám meghatározása tapasztalati úton történt, a fentiek figyelembevételével arra törekedtünk, hogy a lehető legkisebb legyen az ép agyszövet károsodásának valószínűsége. A betegek rendszeres utánkövetése alapján igazolódni látszik a módszer helyessége.

A besugárzási tervek dozimetriai elemzését tekintve megállapíthatjuk, hogy a céltérfogatok előírt dózissal való lefedettsége (CI) átlagosan 94%. Az ép szövet relatív terhelésből azonban látható, hogy átlagosan a céltérfogat nagyságának 88%-át kitevő egészséges szövet kapta meg legalább az előírt dózist (HTOF). Ezen adatokkal összhangban áll a konformitás (COIN) mértéke. A dózishomogenitás (HI) érték megmutatja, hogy a legnagyobb dózisú pontok dózisa átlagosan 16%-kal nagyobb az előírt dózishoz. Ezek a nagy dózisú pontok minden esetben a céltérfogaton belül voltak. Itt kell megemlítenünk, hogy együttes sugársebészeti kezelés esetén elsődleges célunk a besugárzott térfogatban indukált sugárnekrozis létrehozása. A céltérfogaton belüli magas dózis ezért előnyös. Sankaranarayanan és társai vizsgálatában (26) a HTOF 1,53, a HI 1,17, míg Grabenbauer és társai közleményében (9) a HTOF 2,25, a HI 1,13–1,2 volt, mindkét kutatócsoport mikro-multileaf kollimátoros kezeléseket vizsgált. Ezen adatokat összevetettük saját eredményeinkkel. Megállapítható, hogy kezeléseink során az ép szövet terhelése jelentősen kisebb (HTOF=0,88), míg a homogenitás a szakirodalmi adatokhoz hasonló (HI=1,16) volt. Az ép szövet terhelésében mutatkozó eltérés oka részben az általunk használt mikro-multileaf kollimátor típusa, vagy az általa létrehozott félárnyékosítás kisebb méretével magyarázható, ám erre vonatkozó adatot csak Sankaranarayanan és

társai közöltek. Ők NOMOS MIMiC kollimátort használtak, ami működését és felépítését tekintve is jelentősen eltér az általunk használt mMLC-től. Grabenbauer és társai több különböző besugárzási technikát is megvizsgáltak (dinamikus és konformális ívterápia, intenzitás-modulált technika), ami szintén oka lehet az eltérésnek. A besugárzási terv pontos részleteit a szerzők nem közlik, ezért a valódi ok biztosan nem állapítható meg.

A besugárzástervezés során irányválasztási szempontból korlátozó tényezőnek számít a céltérfogathoz közel eső védendő szerv. Ezért a céltérfogat egyik fontos geometriai jellemzője az elhelyezkedése, vagyis hogy mennyire esik távol a legközelebbi védendő szervtől (LOD), ennek okán vizsgáltuk ezt a paramétert.

A besugárzási terv minőségét nagymértékben befolyásolja a céltérfogat alakja is. Jellemezni kívántuk a céltérfogat szabálytalanságának mértékét (LDI). Mivel adott térfogat mellett a gömb rendelkezik a legkisebb felszínnel, modellezéssel kívántuk megvizsgálni, hogy az egyes céltérfogatok alakja milyen mértékben tér el a gömbtől. A már említett módon ellipszoidot rendeltünk a céltérfogathoz, és meghatároztuk felszínének nagyságát a vele egyenlő térfogatú gömb felszínéhez képest. Az ellipszoid felszínének mérete triviális matematikai eszközökkel nem számítható ki pontosan, ezért Knud Thomsen közleménye alapján az általa kidolgozott közelítő felszínképletet használtuk, melynek felszínszámítás hibája -0,204% és +0,187% közé esik (15). Ez az intézetünkben kifejlesztett közelítési elemzési módszer lehetőséget adhat arra, hogy a céltérfogat alakjának megfelelő besugárzási technikát (kónikus kollimátor vagy mMLC) válasszuk ki.

KÖVETKEZTETÉSEK

A céltérfogatok dózislefedettsége és dózishomogenitása minden esetben megfelelt az idegsebész és sugárterápiás szakorvosok által elvárt, betegenként egyedi terápiás célnak. A konformitás az irodalomban található adatokhoz hasonló, az ép szövet relatív terhelése pedig jobb azoknál. Az alkalmazott és ismertett geometriai paraméterek megfelelőnek bizonyultak a céltérfogat ide vonatkozó tulajdonságainak jellemzésére. Eredményeink azt bizonyítják, hogy az elérhető konformitás mértékét befolyásolják a céltérfogat geometriai jellemzői (méret, elhelyezkedés, deformitás), de a dózishomogenitásra ezek nincsenek hatással.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönetünket fejezzük ki Ésik Olga professzor asszonynak, az Onkoterápiás Intézet volt igazgatójának, a 2005 és 2007 márciusa között vezetése alatt végzett sugárkezelések során nyújtott szakmai segítségéért és támogatásáért.

IRODALOM

1. Andrews DW, Bednarz G, Evans JJ, et al. A review of 3 current radiosurgery systems. *Surg Neurol* 66:559–564, 2006
2. Breneman JC, Steinmetz R, Smith A, et al. Frameless image-guided intracranial stereotactic radiosurgery: clinical outcomes for brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 74:702–706, 2009
3. Burton KE, Thomas SJ, Whitney D, et al. Accuracy of a relocatable stereotactic radiotherapy head frame evaluated by use of a depth helmet. *Clin Oncol* 14:31–39, 2002
4. Fedorcsák I, Horváth Á, Kontra G, et al. CT-vezérelt stereotaxiás sugársebészet alkalmazása agyi metasztázisok kezelésében. *Ideggyógyászati Szemle* 47:256–260, 1994
5. Fedorcsák I, Kontra G, Horváth Á, et al. Agyi sztereotaxiás sugársebészet. A módszer ismertetése és az első hazai sugársebészeti rendszer bemutatása. *Orvosi Hetilap* 133:289–292, 1992
6. Fedorcsák I, Sipos L. Agyi melanómaáttétek kezelése. *Magyar Onkológia* 47:109–112, 2003
7. Fedorcsák I, Sipos L, Horváth Á, et al. Multiple intracranial melanoma metastases treated with surgery and radiosurgery with long term control. *J Neuro-Oncol* 16:173–176, 1993
8. Feuvret L, Noël G, Mazeron JJ, et al. Conformity index: A review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 64:333–342, 2006
9. Grabenbauer GG, Ernst-Stecken A, Schneider F, et al. Radiosurgery of functioning pituitary adenomas: Comparison of different treatment techniques including dynamic and conformal arcs, shaped beams, and IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 66(S1):S33–S39, 2006
10. Hermanto U, Frija EK, Lii MFJ, et al. Intensity-modulated radiotherapy (IMRT) and conventional three-dimensional conformal radiotherapy for high-grade gliomas: Does IMRT increase the integral dose to normal brain? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 67:1135–1144, 2007
11. Horváth Á, Fedorcsák I, Kontra G, et al. A tüdőrák agyi áttételeinek sugárkezelése új módszerrel. *Med Thor* 46:7–13, 1993
12. Horváth Á, Fedorcsák I, Kontra G, et al. Az agyi stereotaxiás sugársebészet eredményei. *Orvosi Hetilap* 137:1579–1582, 1996
13. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 50 and 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. *ICRU News* 1993–1999
14. Kondziolka D, Patel A, Lunsford LD, et al. Stereotactic radiosurgery plus whole brain radiotherapy versus radiotherapy alone for patients with multiple brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 45:427–434, 1999
15. Knud Thomsen, <http://www.numericana.com/answer/ellipsoid.htm>
16. Kontra G, Fedorcsák I, Bajcsay A. Az első hazai sztereotaxiás agyi sugársebészeti rendszer továbbfejlesztése. *Magyar Onkológia* 49:229–233, 2005
17. Kontra G, Fedorcsák I, Horváth Á, et al. Az első hazai agyi sztereotaxiás sugársebészeti rendszer dozimetriai bemérése. *Magyar Radiológia* 66:21–27, 1992
18. Kontra G, Horváth Á, Fedorcsák I. Az ép agyállomány védelme speciális szűrőkkel sztereotaxiás sugársebészeti beavatkozások során. *Magyar Onkológia* 39:33–37, 1995
19. Kontra G, Major T, Horváth Á, et al. Sugársebészeti szempontból optimális fotonenergia vizsgálata. *Magyar Radiológia* 69:23–26, 1995
20. Kontra G. Sugársebészeti mezők dózisprofiljának mérése különböző detektorokkal. *Magyar Onkológia* 39:111–114, 1995
21. Kontra G. Sztereotaxiás agybesugárzások dozimetriája és besugárzás-tervezése. *Radiológiai Közlöny* S1:15–21, 1995
22. Kristensen BH, Laursen FJ, Løgager V, et al. Dosimetric and geometric evaluation of an open low-field magnetic resonance simulator for radiotherapy treatment planning of brain tumours. *Radiother Oncol* 87:100–109, 2008
23. O'Neill BP, Iturria NJ, Link MJ, et al. A comparison of surgical resection and stereotactic radiosurgery in the treatment of solitary brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 55:1169–1176, 2003
24. Rades D, Kueter JD, Veninga T, et al. Whole brain radiotherapy plus stereotactic radiosurgery (WBRT + SRS) versus surgery plus whole brain radiotherapy (OP + WBRT) for 1–3 brain metastases: Results of a matched pair analysis. *Eur J Cancer* 45:400–404, 2009
25. Ramakrishna N, Rosca F, Friesen S, et al. A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based radiosurgery versus a frameless image-guided radiosurgery system for intracranial lesions. *Radiother Oncol* 95:109–115, 2010
26. Sankaranarayanan V, Ganesan S, Oommen S, et al. Study on dosimetric parameters for stereotactic radiosurgery and intensity-modulated radiotherapy. *Med Dosim* 28:85–90, 2003
27. Skowronska-Gardas A, Pedziwiatr K, Chojnacka M. Evaluation of quality of life in long-term survivors of paediatric brain stem tumors, treated with radiotherapy. *Radiother Oncol* 70:269–273, 2004
28. van Herk M, Remeijer P, Rasch C, et al. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 47:1121–1135, 2000
29. Willner J, Flentje M, Bratengeier K. CT simulation in stereotactic brain radiotherapy – analysis of isocenter reproducibility with mask fixation. *Radiother Oncol* 45:83–88, 1997