

Lineáris gyorsítóval végzett agyi sztereotaxiás besugárzások terveinek dozimetriai elemzése CIRS SHANE fantomban

MIHÁLY DALMA¹, MELLES-BENCsik BARBARA¹, PÓCZA TAMÁS¹, KONTRA GÁBOR¹, MAJOR TIBOR^{1,2}, BAJCSAY ANDRÁS¹, POLGÁR CSABA^{1,2}, PESZNYÁK CSILLA^{1,3}

¹Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Központ, ²Semmelweis Egyetem, Onkológiai Tanszék, ³BME TTK, Nukleáris Technika Intézet, Budapest

Levelezési cím:

Mihály Dalma, Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Központ, 1122 Budapest, Ráth György utca 7-9., tel.: +36 1 224 8600, e-mail: bela.dalma@yahoo.com

Közlésre érkezett:

2020. február 15.

Elfogadva:

2020. július 17.

Munkánk célja a különböző besugárzási technikákkal készült sztereotaxiás agyi besugárzási tervek dozimetriai elemzése, illetve kis mezőknél a különböző számolási algoritmusok pontosságának ellenőrzése filmdozimetriával antropomorf fantomban. A besugárzási terveket több céltérfogatra (PTV1, PTV2, PTV3) készítettük el három különböző technikával, mindegyiknél egy izocentrumot használtunk: conformal arc négy non-koplanáris ívvel (CA), RapidArc két teljes koplanáris ívvel (RA2ív), RapidArc négy non-koplanáris ívvel (RA4ív). A besugárzástervezés a Varian Eclipse v13.7.16 tervezőrendszerrel történt az AAA, Acuros XB közegben elnyelt dózis és Acuros XB vízben elnyelt dózisszámolási algoritmusokkal. Mindegyik besugárzási terv esetén számoltunk konformitási indexet, gradiensindexet, illetve dózismaximumot mindhárom céltérfogatra. A méréseket EBT3 filmmel végeztük Varian TrueBeam lineáris gyorsítón, antropomorf fantomban. A mért és számolt dóziseloszlások összehasonlítására a következő gamma-kritériumokat alkalmaztuk: 3%, 3 mm; 3%, 1 mm, illetve 2%, 2 mm. A kapott eredményeink alapján megállapítható, hogy az Eclipse mindhárom számolási algoritmus pontossága pontos dóziseloszlást ad homogén agyi besugárzás esetén. Magy Onkol 65:23-29, 2021

Kulcsszavak: agytumor, sugársebészet, filmdozimetria, VMAT

The aim of the study was to compare the different stereotactic treatment plans and dose calculation algorithms for small targets with film dosimetry in anthropomorphic phantom. Treatment plans were prepared for multiple targets with single setup isocenter. Plans for three different irradiation techniques were generated using conformal arc with four non-coplanar arcs, RapidArc with two coplanar full arcs and RapidArc with four non-coplanar arcs in the Varian Eclipse v13.7.16 TPS. Conformal arc and RapidArc plans were calculated using AAA, Acuros XBDm and XBDw algorithms. Conformity index, gradient index and dose maximum were calculated for all PTVs. All measurements were made on the Varian TrueBeam linear accelerator. Comparison between computed and measured dose distributions was performed with gamma evaluation criteria of 3%, 3 mm; 3%, 1 mm and 2%, 2 mm. According to our results, the Eclipse AAA and AXB algorithms provide accurate dose distributions for homogeneous cranial irradiation.

Mihály D, Melles-Bencsik B, Pócza T, Kontra G, Major T, Bajcsay A, Polgár C, Pesznyák C. Dosimetric analysis of LINAC based stereotactic irradiation of brain tumours in CIRS SHANE phantom. Magy Onkol 65:23-29, 2021

Keywords: brain tumour, stereotaxic, film dosimetry, VMAT

BEVEZETÉS

A kisméretű (<40 mm) intrakraniális primer daganatok és metasztatikusok besugárzására (sztereotaxiás agyi sugársebészet [stereotactic radiosurgery, SRS]) a sugársebészeti célokra kifejlesztett gamma-kés (gamma knife) és a robotkaros besugárzókészülék (CyberKnife) mellett széles körben alkalmazott besugárzókészülék a hagyományos lineáris elektromeggyorsító [1]. A lineáris gyorsítóval végzett agyi sztereotaxiás kezelések különböző sugárterápiás technikákkal végezhetők: konformális ívterápia (conformal arc, CA), intenzitásmodulált sugárterápia (intensity-modulated radiation therapy, IMRT) és forgóíves intenzitásmodulált besugárzás (Elekta gyorsítók esetén VMAT [volumetric-modulated arc therapy], illetve Varian gyorsítók esetén RapidArc) [2].

Az agyi sugársebészet folyamán gyakran előfordul, hogy egy időben több céltérfogatot kell kezelni. A hagyományos besugárzási módszereknél ilyen esetben több izocentrumot kell alkalmazni besugárzástervezéskor, aminek a következménye, hogy a kezelési idő a céltérfogatok számával arányosan nő. Mivel a kezelési idő hossza limitáló tényező lehet, ezért a nemzetközi szakirodalom alapján ajánlott egy izocentrummal végezni a kezelést több céltérfogat esetén is [3–5].

A sztereotaxiás, intenzitásmodulált besugárzással végzett kezeléseknél jelentősen megnövekedett a kis mezők használata. Számos publikáció tárgyalja a kis mezők dozimetriájának és modellezésének nehézségeit [6]. A tervezőrendszerek különböző számolási algoritmusokat alkalmaznak a kis mezők modellezésére, melyeknek dozimetriai ellenőrzése nagy kihívást jelent a fizikusoknak. A radiokróm film, a nagy térbeli felbontásának köszönhetően, alkalmas a kis mezők dozimetriai verifikálására, ami egyben a tervezőrendszerek minőségbiztosításának fontos része [7].

Munkánk célja a különböző besugárzási technikákkal készült sztereotaxiás agyi besugárzási tervek dozimetriai elemzése, illetve kis mezőknél a különböző számolási algoritmusok pontosságának ellenőrzése filmdozimetriával antropomorf fantomban.

ANYAG ÉS MÓDSZER

CIRS SHANE fantom

Méréseinket a CIRS SHANE (Shoulder, Head and Neck End-to-End Verification Phantom) (CIRS Inc., Norfolk, VA, USA) fantommal végeztük el [1. ábra]. Ez a speciális kialakítású antropomorf fantom jól modellezi a valós beteget, mivel komplex anatómiai struktúrákat tartalmaz (csont, lágy szövet, fogak és levegő). A fantomban négy longitudinális csatorna és távtartó van az ionizációs kamrával való mérésekhez [8]. Ez a fantom a fej-nyaki tumorok ellenőrzéséhez lett kialakítva, így az ionizációs kamra pozíciója nem felel meg az agytumorok esetében alkalmazott mezőelrendezések dozimetriai elemzésére, ezért nem tudtunk ionizációs kamrával méréseket végezni. A méréseinkhez radiokróm filmet használtunk, amit a fantom koronális síkjában lehet elhelyezni, ahol a beépített tűk referenciajelölésként meghatározzák a film orientációját. A SHANE fantom felszínén levő referenciajelölések segítik a kezelőasztalon való pozicionálást. A fantom vállrészében lévő öt különböző elektronsűrűségű referenciabetét segítségével lehet a tervezőrendszer CT-kalibrációs görbéjét ellenőrizni.

Besugárzástervezés

A fantomról CT-felvételt készítettünk 2 mm-es axiális szeletvastagsággal. A céltérfogatok meghatározását és a besugárzástervezést Eclipse v13.7.16 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) tervezőrendszerrel végeztük. A besugárzási



1. ÁBRA. A CIRS SHANE fantom [8]

1. TÁBLÁZAT. A céltérfogatok száma, átmérője és térfogata

Céltérfogat neve	Céltérfogat száma	Átmérő(k) (cm)	Térfogat (cm ³)
PTV1	1	2	1,57
PTV2	2	2	3,13
PTV3	3	1,5	4,93

terveket több céltérfogatra (egy, kettő, illetve három – PTV1, PTV2, PTV3) készítettük el és mindegyiknél egy izocentrumot használtunk. A céltérfogatok átmérőit és térfogatait az 1. táblázat mutatja. A céltérfogatokat az elmúlt évek betegkezelései alapján határoztuk meg, jellemzően olyan térfogatokat választottunk, amik leggyakrabban fordulnak elő agyi sztereotaxiás kezelések esetén. A céltérfogatok elhelyezkedése a 2. ábrán látható. Három különböző tech-

**2. ÁBRA.** Az egyes PTV-k térbeli elhelyezkedése: PTV1 – narancssárga, PTV2 – kék, PTV3 – zöld

nikával történt a besugárzástervezés: conformal arc négy non-koplanáris ívvel (4 asztalszög mellett parciális ívekkel) (CA), RapidArc két teljes koplanáris ívvel (RA2ív) és RapidArc négy non-koplanáris ívvel (4 asztalszög mellett parciális ívekkel) (RA4ív). A CA és a RA4ív technikák íveinek geometriája megegyezett. A 3. ábrán látható a három céltérfogat (PTV3) esetén a különböző technikák íveinek geometriája (a), illetve a számolt dóziseloszlások koronális síkban (b).

A dóziselőírás 6 Gy volt, a terv normálása dózis-térfogat alapján úgy történt, hogy a céltérfogat 100%-a kapja meg az előírt dózist. A dózisszámoláskor használt dózismátrix (dose grid) felbontása 1 mm volt. A tervek 6 MV FFF (flattening filter free) fotonenergiával, „jaw tracking”-gel, valamint 1400 MU/perc maximális dózisteljesítménnyel készültek. A besugárzási terveket AAA (analytical anisotropic algorithm), Acuros XB közegben elnyelt dózis (dose-to-medium) (AXBDM) és Acuros XB vízben elnyelt dózis (dose-to-water) (AXBW) számolási algoritmusokkal készítettük el. Minden esetben egységes optimalizálási protokollt alkalmaztunk, hogy az optimalizálás hatását kiküszöböljük. Az egyszerűbb összehasonlítás végett azonos monitoregységet [MU] alkalmaztunk az azonos technikák esetében.

A tervek dozimetriai elemzése

A tervek dozimetriai összehasonlításához különböző tervértékelési indexeket használtunk. A céltérfogatra Paddick konformitási indexet (PCI) számoltunk az alábbiak alapján:

$$PCI = \frac{TV_{RI}^2}{TV \times V_{RI}},$$

ahol TV_{RI} a céltérfogatnak a referencia-izodózisfelület által lefedett része, TV a céltérfogat nagysága, a V_{RI} pedig a referencia-izodózisfelület által lefedett térfogat nagysága. A PCI értéke 0 és 1 közé eshet, ideális értéke 1 [9–11].

A céltérfogaton kívüli dózisesés (dose fall-off) jellemzésére a Paddick gradiensindexet (PGI), illetve az Eclipse tervezőrendszer által kiszámolt dózisgradiens-értéket (gradient measure, GM) alkalmaztuk:

$$PGI = \frac{V_{50\%}}{V_{100\%}},$$

ahol a $V_{50\%}$ és a $V_{100\%}$ az 50%-os és a 100%-os izodózisfelület által határolt térfogat nagysága. Meredekebb dózisesést jelent, ha a gradiensindex értéke kisebb. Azoknál a terveknél, ahol több céltérfogat van, magasabb gradiensindex-értékeket kaphatunk, különösen, ha a térfogatok közel helyezkednek el egymáshoz, mint azoknál a terveknél, ahol csak egy céltérfogat van [12].

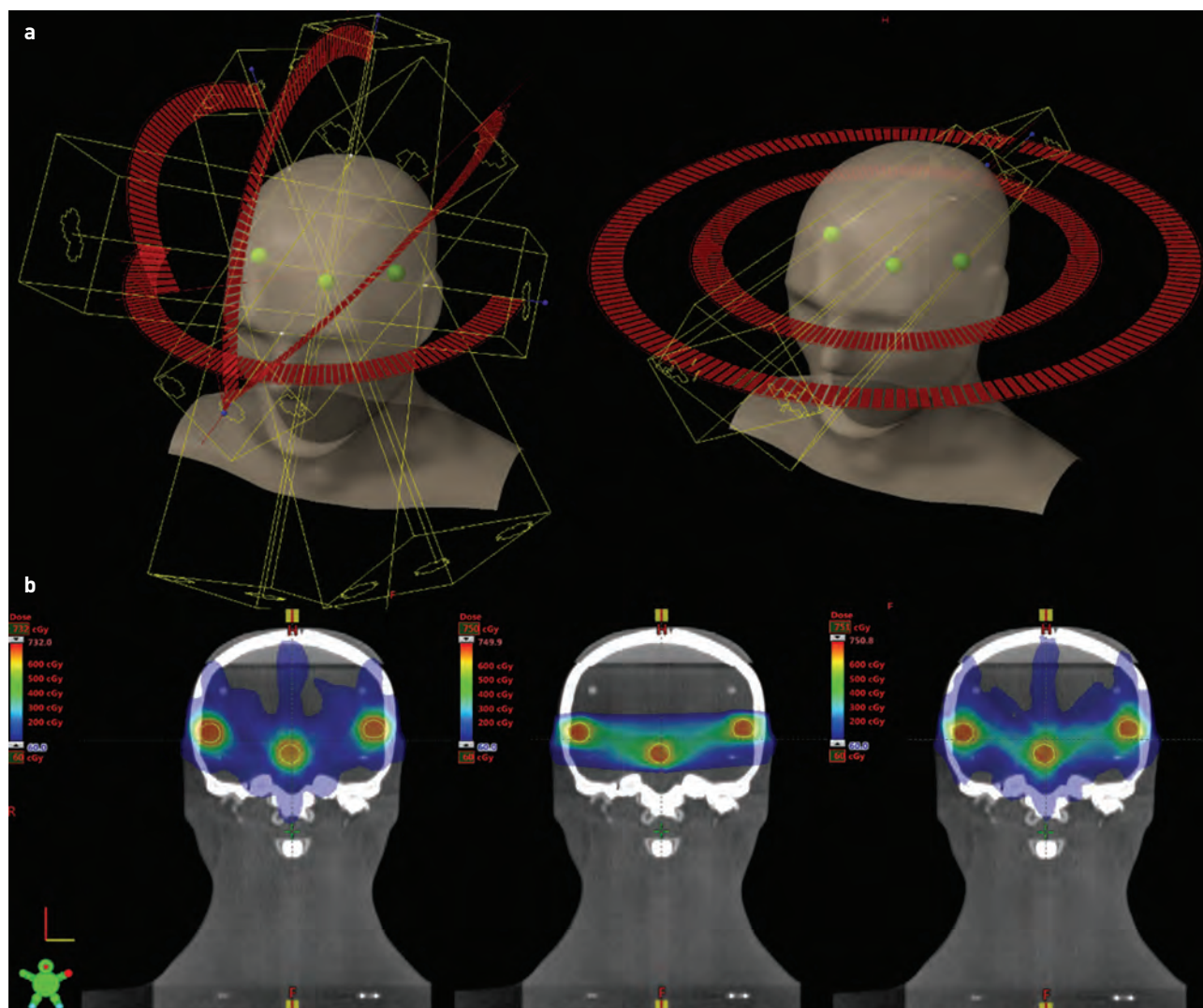
A tervezőrendszer által számolt gradiensérték (GM) a $V_{50\%}$ és a $V_{100\%}$ térfogatoknak megfelelő ekvivalens gömbök sugarainak különbsége centiméterben kifejezve:

$$GM = R_{50\%} - R_{100\%}$$

A kisebb GM-érték meredekebb dózisesést jelent.

Filmdozimetria

Méréseink során EBT3 önhívó filmet használtunk. A filmek kalibrálása 10×10 cm²-es mezőmérettel, 10 cm mélyen és SAD=100 cm-en történt szilárdtestfantomban. A használt dózistartomány



3. ÁBRA. A három céltérfogat (PTV3) esetén a CA, RA4ív és RA2ív technikák íveinek geometriája (a), illetve CA (bal oldal), RA2ív (középen), és az RA4ív (jobb oldal) besugárzási tervek számolt dóziseloszlása koronális síkban Acuros XB közegben elnyelt dózis számolási algoritmussal (b)

1 Gy-től 9 Gy-ig terjedt, 1 Gy-s lépésekkel. A méréseket True-Beam v1.0 (Varian Medical Systems) lineáris gyorsítón végeztük. Az EBT3 filmet a SHANE fantom egyik koronális síkjában helyeztük el. A fantomot a felszínén levő referenciajelölések és fali lézerek segítségével pozicionáltuk a kezelőasztalon. Minden mérés előtt KV CBCT-t készítettünk, így a beállítást az „online” képillesztés során kapott eltolásokkal korrigáltuk.

A filmek digitalizálását Epson Expression 10000 XL Photo szkennerral végeztük a besugárzás után 2–4 nappal. A szkennelés alatt minden színkorrekciót kikapcsoltunk, és az EBT3 filmeket a szkennel közepére helyeztük. A képeket 72 dpi felbontással, 48 bit színmélységgel és .TIF formátumban mentettük el, majd azokat az Ashland FilmQA Pro szoftverrel elemeztük ki. Kalibrálásra a három színcsatornás (R-red, G-green, B-blue) módszert használtuk (13). A mért

és a számolt dóziseloszlások összehasonlítása koronális síkban történt, melyhez a következő gamma-kritériumokat alkalmaztuk: 3% és 3 mm, 3% és 1 mm, illetve 2% és 2 mm, globális normalizálással [14, 15]. A küszöbdózis 10% volt, az ennél kisebb dózisokat nem vettük figyelembe és relatív dozimetria összehasonlítást végeztünk.

EREDMÉNYEK ÉS MEGBESZÉLÉS

A tervek dozimetriai elemzése

Különböző technikákkal és számolási algoritmusokkal készült besugárzási tervek esetén számoltunk konformitási indexeket, gradiensindexeket, illetve a dózismaximumot a PTV1, PTV2, PTV3 céltérfogatokra. Az eredmények a 2. táblázatban láthatók. Mindhárom céltérfogat esetén a konformitási indexre a legjobb értékeket az RA2ív technika adta.

2. TÁBLÁZAT. PTV1, PTV2, PTV3 esetén kapott tervértékelési indexek értékei, illetve dózismaximum különböző technikáknál és számolási algoritmusoknál

	CA			RA2ív			RA4ív		
	AAA	AXBDM	AXBDw	AAA	AXBDM	AXBDw	AAA	AXBDM	AXBDw
PTV1									
PCI	0,40	0,44	0,40	0,49	0,54	0,50	0,41	0,44	0,41
PGL	3,68	3,95	3,68	4,20	4,45	4,23	3,22	3,38	3,25
GM (cm)	0,53	0,55	0,53	0,56	0,57	0,56	0,46	0,47	0,47
D _{max} (%)	114,7	114,2	115,5	123,8	122,8	124,6	129,5	127,4	130,1
PTV2									
PCI	0,46	0,51	0,45	0,54	0,59	0,53	0,43	0,46	0,42
PGL	4,46	4,79	4,36	7,62	7,82	7,53	4,89	5,08	4,81
GM (cm)	0,76	0,78	0,75	1,08	1,07	1,08	0,84	0,85	0,83
D _{max} (%)	112,1	112,9	113,2	125,5	125,1	126,6	125,7	126,4	126,4
PTV3									
PCI	0,44	0,47	0,43	0,56	0,62	0,54	0,54	0,58	0,51
PGL	3,34	3,53	3,34	9,69	10,12	9,46	6,20	6,43	5,99
GM (cm)	0,69	0,71	0,69	1,45	1,44	1,45	1,09	1,09	1,08
D _{max} (%)	121,5	121,9	127,6	124,6	125,0	126,3	124,0	125,1	125,1

CA: conformal arc, RA: RapidArc, AAA: analytical anisotropic algorithm, AXBDM: Acuros XB közegben elnyelt dózis, AXBDw: Acuros XB vízben elnyelt dózis, PCI: Paddick konformitási index, PGL: Paddick gradiensindex, GM: gradiensérték (gradient measure), Dmax: dózismaximum

Több publikáció is található a nemzetközi szakirodalomban, amiben conformal arc és RapidArc technikával készült sztereotaxiás besugárzási tervek dozimetriai elemzését végezték el. A Salkeld és mtsai [16], illetve Wang és mtsai [17] által publikált, RapidArc technikával készült besugárzási tervek elemzésénél kapott konformitásiindex értékei hasonlóak voltak a mi eredményeinkhez.

A gradiensindexek a dózisesés mértékét jellemzik. A kisebb gradiensindex-érték meredekebb dózisesést jelent. A PTV1 céltérfogaton a legjobb értékeket az RA4ív technika adta (PGL: 3,22 [AAA]; 3,38 [AXBDM]; 3,25 [AXBDw]; GM: 0,46 cm [AAA]; 0,47 cm [AXBDM]; 0,47 cm [AXBDw]). A PTV2 és PTV3

céltérfogatok esetén a CA technika által kapott paraméterek lettek a legjobbak. Mindhárom céltérfogaton a legrosszabb gradiensindex-értékeket az RA2ív technikánál kaptuk. Ezt a két koplánáris ívvel lehet magyarázni, mivel a gradiensindex értékét több non-koplánáris ívvel tudjuk csökkenteni, ami Clark és mtsai [18] cikke alapján is látható, ahol több ívvel készült VMAT terveknel számoltak gradiensindexet három céltérfogaton. Huang és mtsai [4] CA és VMAT terveket elemeztek gradiensindex-értékek alapján. Az előző két publikációban a gradiensindexek számértékeinek az átlagai a következők: PGL=3,97 (CA) és 4,34 (VMAT) (Huang és mtsai); PGL=6,1 (VMAT, egy ív) és 4,8 (VMAT, három ív) (Clark és mtsai) esetén.

3. TÁBLÁZAT. Monitoregység-értékek különböző tervezési céltérfogatokra különböző besugárzási technikáknál

	CA			RA2ív			RA4ív		
	AAA	AXBDM	AXBDw	AAA	AXBDM	AXBDw	AAA	AXBDM	AXBDw
PTV1		1104			1660			1623	
PTV2		1028			1969			1624	
PTV3		1068			1987			1583	

CA: conformal arc, RA: RapidArc, AAA: analytical anisotropic algorithm, AXBDM: Acuros XB közegben elnyelt dózis, AXBDw: Acuros XB vízben elnyelt dózis

4. TÁBLÁZAT. A mért és a számolt dóziseloszlások összehasonlítása során kapott gamma-indexek értékei (%) különböző technikák és számolási algoritmusok esetén PTV1, PTV2, PTV3 céltérfogatoknál

	CA			RA2ív			RA4ív		
	AAA	AXBDM	AXBDw	AAA	AXBDM	AXBDw	AAA	AXBDM	AXBDw
PTV1									
3%/3 mm	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3%/1 mm	93,8	93,4	93,2	97,6	96,8	97,5	99,6	99,1	99,2
2%/2 mm	94,6	94,4	94,2	97,9	98,4	98,0	99,9	99,8	99,6
PTV2									
3%/3 mm	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3%/1 mm	95,1	93,4	94,1	92,5	92,2	94,4	97,2	96,2	96,6
2%/2 mm	97,3	95,8	96,7	96,2	97,0	98,2	98,4	97,7	98,1
PTV3									
3%/3 mm	99,1	98,2	98,5	100	100	100	99,9	99,8	99,9
3%/1 mm	88,0	88,4	87,7	96,9	96,3	96,4	94,6	93,6	93,2
2%/2 mm	88,4	88,9	88,4	98,4	97,5	98,6	96,1	94,8	94,9

CA: conformal arc, RA: RapidArc, AAA: analytical anisotropic algorithm, AXBDM: Acuros XB közegben elnyelt dózis, AXBDw: Acuros XB vízben elnyelt dózis

Egy adott technikán belül a számolási algoritmusok tekintetében nincs jelentős különbség a kapott konformitási és gradiensindexek értékei között. Ez azzal magyarázható, hogy a céltérfogatok a homogén agyállományban találhatók, térfogatuk kicsi, így a különböző számolási algoritmusok alkalmazása majdnem azonos dóziseloszlást eredményez.

A céltérfogaton belüli maximális dózisok esetében az egyes számolási algoritmusok közti legnagyobb különbséget a PTV3 céltérfogatra CA technikánál kaptuk, ahol 127,6% volt az AXBDw algoritmus esetén, míg az AAA és az AXBDM nagyon hasonló eredményeket adtak, rendre 121,5% és 121,9%.

A 3. táblázat tartalmazza a pontos MU-értékeket a különböző tervezési céltérfogatokra különböző besugárzási technikáknál.

Filmek elemzése

Az antropomorf fantomban EBT3 filmmel végzett mérések jó egyezést mutattak a különböző technikákkal, illetve számolási algoritmusokkal készült besugárzási tervekkel. A 4. táblázatban a gamma-analízis eredményei láthatók különböző

gamma-kritériumok szerint. Ugyanolyan gamma-kritérium esetén a számolási algoritmusokat összehasonlítva, a kapott gamma-indexek értékei között nem voltak jelentős különbségek. A PTV2 céltérfogatra az RA2ív technika esetén adódott a legnagyobb különbség: 3%/1mm [92,5% [AAA]; 92,2% [AXBDM]; 94,4% [AXBDw]] és 2%/2mm [96,2% [AAA]; 97% [AXBDM]; 98,2% [AXBDw]] gamma-kritériumoknál. A mért és számolt dóziseloszlások jó egyezése a homogén közeggel magyarázható.

Calvo Ortega és mtsai [19] munkájukban az Eclipse AAA számolási algoritmus pontosságát vizsgálták IMRS (intensity-modulated radiosurgery) technika esetén kis térfogatú agytumороknál. Méréseiket EBT2 filmmel végezték, illetve a gamma-analízis során 3%/1 mm-es gamma-kritériumot használtak. Náluk a kapott gamma-index-érték átlagosan 98,9% volt. Megállapították, hogy az AAA algoritmus pontos dóziseloszlást biztosít egy IMRS terveknél.

A tervek dozimetriai elemzése és a gamma-analízis során kapott eredményeink alapján megállapítható, hogy a Varian Eclipse mindhárom számolási algoritmus a pontos dóziseloszlást ad homogén agyi besugárzás esetén.

IRODALOM

1. Shaw E, Scott C, Souhami L, et al. Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primary brain tumors and brain metastases: final report of RTOG protocol 90-05. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 47:291–298, 2000
2. Molinier J, Kerr C, Simeon S, et al. Comparison of volumetric-modulated arc therapy and dynamic conformal arc treatment planning for cranial stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys* 17:92–101, 2016
3. Clark GM, Popple RA, Prendergast BM, et al. Plan quality and treatment planning technique for single isocenter cranial radiosurgery with volumetric modulated arc therapy. *Pract Radiat Oncol* 2:306–313, 2012
4. Huang Y, Chin K, Robbins JR, et al. Radiosurgery of multiple brain metastases with single-isocenter dynamic conformal arcs (SIDCA). *Radiother Oncol* 112:128–132, 2014
5. Nath SK, Lawson JD, Simpson DR, et al. Single-isocenter frameless intensity-modulated stereotactic radiosurgery for simultaneous treatment of multiple brain metastases: clinical experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 78:91–97, 2010
6. Palmans H, Andreo P, Huq MS, et al. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. *Med Phys* 45:e1123–e1145, 2018
7. Zongor Z, Béla D, Király R, et al. Az EBT2 önhívó filmek sugárterápiás klinikai alkalmazhatóságának vizsgálata. *Magy Onkol* 60:299–304, 2016
8. <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/phantom-patient-for-vmat-imrt/>
9. Shaw E, Kline R, Gillin M, et al. Radiation Therapy Oncology Group: radiosurgery quality assurance guidelines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 27:1231–1239, 1993

10. Paddick I. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. Technical note. *J Neurosurg* 93(Suppl 3):219–222, 2000
11. Feuvret L, Noël G, Mazeron JJ, et al. Conformity index: a review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 64:333–342, 2006
12. Paddick I, Lippitz B. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index. *J Neurosurg* 105:194–201, 2006
13. Micke A, Lewis FD, Yu X, et al. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys* 38:2523–2534, 2011
14. Low DA, Harms WB, Mutic S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 25:656–661, 1998
15. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys* 45:e53–e83, 2018
16. Salkeld AL, Unicomb K, Hayden AJ, et al. Dosimetric comparison of volumetric modulated arc therapy and linear accelerator-based radiosurgery for the treatment of one to four brain metastases. *J Med Imaging Radiat Oncol* 58:722–728, 2014
17. Wang JZ, Pawlicki T, Rice R, et al. Intensity-modulated radiosurgery with rapidarc for multiple brain metastases and comparison with static approach. *Med Dosim* 37:31–36, 2012
18. Clark GM, Popple RA, Young PE, et al. Feasibility of single-isocenter volumetric modulated arc radiosurgery for treatment of multiple brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 76:296–302, 2010
19. Calvo Ortega JF, Moragues S, Pozo M, et al. A dosimetric evaluation of the Eclipse AAA algorithm and Millennium 120 MLC for cranial intensity-modulated radiosurgery. *Med Dosim* 39:129–133, 2014

HIRDETMÉNY

A Magyar Onkológusok Társasága®, mely **közhasznú civil szervezet,**
jogosult

az SZJA 1%-ának

befogadására, amennyiben javára ilyen felajánlás történik.

Kérjük, hogy adója 1%-ával támogassa Társaságunkat,

ezzel is elősegítve az általunk kitűzött célok megvalósítását, melyek:

egészségmegőrzés, betegségmegelőzés, gyógyító, egészségügyi rehabilitációs tevékenység, tudományos tevékenység, kutatás, ismeretterjesztés.

Szakmai és tudományos tevékenységünkkel hozzájárulunk a rosszindulatú daganatos betegségek keletkezésével, megelőzésével, kimutatásával és kezelésével kapcsolatos ismeretek gyarapításához és azok elterjesztéséhez.

Segítségüket megköszönjük,

a támogatás felhasználásáról – az előírásoknak megfelelően – nyilvános tájékoztatást, elszámolást adunk.

Adószámunk, melyre a támogatást várjuk:

19000479-2-43

Tisztelettel:
a MOT® Elnöksége

