

# Az első hazai sztereotaxiás agyi sugársebészeti rendszer továbbfejlesztése

Kontra Gábor<sup>1</sup>, Fedorcsák Imre<sup>2</sup>, Bajcsay András<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Osztály,

<sup>2</sup>Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet, Budapest

**Célkitűzés:** Az 1991-től üzemelő első hazai agyi sztereotaxiás sugársebészeti rendszert a Neptun 10p lineáris gyorsítóra, Leksell-típusú sztereotaxiás keretet alkalmazva építettük meg. 2000 júliusáig 624 kezelést végeztünk ezzel a rendszerrel. Célkitűzésünk volt sugársebészeti rendszerünk üzembiztonságának növelése, alkalmazhatóságának kiterjesztése más sztereotaxiás keretekre, és a kezelhető célterület-tartomány kiszélesítése. **Eszköz és módszer:** Sugársebészeti rendszerünk üzembiztonságának növeléséhez a rendszert úgy alakítottuk át, hogy az a Mevatron KD lineáris gyorsítóval és a Neptun 10p lineáris gyorsítóval is alkalmazható legyen. Így az egyik gyorsítónak a sztereotaxiás keret koponyára történt felfűrése utáni meghibásodása esetén a kezelés még aznap elvégezhető a másik gyorsítóval. Ehhez a Mevatron KD gyorsítóra szerelhető új sugársebészeti végkollimátor-tartót építettünk. A rendelkezésre álló kollimátorbetétek számát megnöveltük, így jelenleg a kör alakú mezők átmérője 5 mm-től 42,5 mm-ig változtatható 2,5 mm-es lépésekben. A két gyorsító asztalának eltérő mérete miatt a meglévő sugársebészeti állványt úgy alakítottuk át, hogy az mindkét gyorsítóval kompatibilis legyen. A sugársebészeti állványhoz reprodukálhatóan felszerelhető olyan adapter lapokat készítettünk, amelyek lehetővé teszik Riechert/Mundingert (F. L. Fischer), CRW és BrainLAB sztereotaxiás keretek alkalmazását is. **Eredmények:** Az új sugársebészeti végkollimátor által definiált sugársebészeti izocentrum átmérője 1 mm-nél kisebbnek adódott a Mevatron KD lineáris gyorsítóval. A Lutz-teszt szerint ez az izocentrum 0,5 mm-en belül egybeesik az asztal forgástengelyével. A fantomtesztek eredményei alapján sugársebészeti rendszerünk teljes térbeli pontatlansága Mevatron KD gyorsítóval és Leksell-típusú sztereotaxiás kerettel nem haladta meg az 1,3 mm-t. **Következtetés:** A Mevatron KD lineáris gyorsítóra kiterjesztett sugársebészeti rendszer az eddig elvégzett 662 kezelés tapasztalatai, valamint a fantomtesztek alapján az eredeti rendszerénél nagyobb üzembiztonsággal, szélesebb körben, ugyanakkor azzal azonos pontossággal alkalmazható. *Magyar Onkológia 49:229-233, 2005*

**Objective:** The first cerebral stereotactic radiosurgery system in Hungary was built in 1991. This system was based on a Leksell stereotactic head frame and a Neptun 10p linear accelerator. We performed 624 radiosurgery treatments with this system between 1991 and 2000. Our objective was to increase the reliability of operation and to extend the applicability of our radiosurgery system. **Methods and materials:** We modified our stereotactic floor stand with specially designed adapter plates to make it compatible with the Mevatron KD and Neptun 10p linear accelerators and other stereotactic head frames (Riechert-Mundiger, CRW and BrainLab). We made a new tertiary collimator holder attachable to the Mevatron KD linac. The range of treatable cerebral lesion was increased from 10-30 mm to 5-42.5 mm with additional collimator inserts. With the above modifications our radiosurgery system is compatible simultaneously with the Neptun 10p and the Mevatron KD linear accelerators. This way we were able to increase the reliability of operation of the system, as the treatment can be performed with the Neptun 10p linac in case of breakdown of the Mevatron KD linac after fixation of the head frame to a patient's skull. **Results:** The measured diameter of the radiation isocenter defined by the new radiosurgery collimator was less than 1 mm with the Mevatron KD linac. According to the Lutz-test the distance between the radiosurgery isocenter and the rotation axis of ZIV treatment table was less than 0.5 mm. Results of phantom test showed that the overall spatial precision of our modified radiosurgery system was better than 1.3 mm with Leksell head frame. **Conclusions:** On the basis of experiences with 662 patients' radiosurgery treatments, the extension of our first cerebral radiosurgery system to Mevatron KD linear accelerator resulted in a more reliable operation. In accordance with our phantom tests the extension of the original system did not worsen its overall spatial precision. *Kontra G, Fedorcsák I, Bajcsay A. Improvement of the first cerebral stereotactic radiosurgery system of Hungary. Hungarian Oncology 49:229-233, 2005*

Közlésre érkezett: 2005. május 5.

Elfogadva: 2005. augusztus 4.

Levelezési cím: Dr. Kontra Gábor, Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Osztály, 1122 Budapest, Ráth György u. 7-9., Tel.: 1-224-8600/3182, Fax: 1-224 8620, E-mail: kontra@oncol.hu

## Bevezetés és célkitűzések

A sztereotaxiás agyi sugársebészet koponyán belüli kisméretű agyi elváltozások (10–50 Gy közötti) egyszeri nagy dózissal történő besugárzását jelenti. A célterület (3–45 mm közötti) kis mérete és a nagy dózis miatt a célterület mm-pontoságú lokalizálása és besugárzása a koponyához mereven rögzített invazív sztereotaxiás keret segítségével történik. Sztereotaxiás agyi sugársebészetrel a koponya megnyitása nélkül igen jó eredmények érhetők el kis- és közepes méretű agydaganatok és arteriovenosus malformációk gyógyításában. Alkalmazható továbbá olyan esetekben is, amikor nyílt sebészi megoldás az elváltozás elhelyezkedése, multiplex agyi áttétek vagy a beteg egyéb mellékbetegségei miatt nem lehetséges.

Az első hazai sztereotaxiás agyi sugársebészeti rendszert 1991-ben építettük meg. Ezt hazánk első és akkor még egyetlen lineáris gyorsítójára, a Neptun 10p gyorsítóra dolgoztuk ki (1, 6–8). Működése során 624 sugársebészeti beavatkozást végeztünk ezzel a rendszerrel. A klinikai eredményeket több közleményben ismertettük (2–5).

2000-ben felmerült az igény rendszerünk többirányú továbbfejlesztésére. Az első és legfontosabb szempont rendszerünk üzembiztonságának növelése volt, ugyanis a sugársebészeti beavatkozások tipikusan egy napos eljárások. Első lépésben reggel a sztereotaxiás keretet mereven rögzítjük a koponyához, a csontba 2 mm mélyen befűrt rögzítő rudak segítségével. Ezt követi a CT-vizsgálat, melynek során az elváltozás helyét a kerethez (mint koordináta-rendszerhez) képest mm-es pontossággal meghatározzuk. A CT-adatok alapján történik a besugárzástervezés, majd még aznap délután a besugárzás a lineáris gyorsítóval. Besugárzás során a koponyát a keret segítségével rögzítjük, és a mozgóbesugárzás izocentrumát is a kerethez képest állítjuk be. A keretet csak a besugárzás végén távolíthatjuk el a beteg fejéről, hiszen sztereotaxiás rendszerünkkel csak így biztosítható a mm-pontosságú besugárzás. A lineáris gyorsítóval a sugársebészeti kezelés előtt 50–70 beteg konvencionális sugárkezelését végezzük el minden nap. Ez így igen nagy üzembiztonságot kíván meg a gyorsítótól, hiszen amennyiben a keret reggeli felhelyezése után a gyorsító egy vagy több napra meghibásodik, a besugárzás csak később végezhető el. Ekkor a keret invazív felhelyezését és a CT-lokalizálást meg kell ismételni. Ez természetesen igen megterhelő a betegnek és a személyzetnek is, ráadásul az igen szoros előjegyzést is felborítja. A fentiek alapján érthető, hogy sugársebészeti rendszerünk továbbfejlesztésénél a legfontosabb szempont az üzembiztonság növelése volt.

A továbbfejlesztés másik célja volt, hogy sugársebészeti rendszerünk más típusú keretekkel is kompatibilis legyen, mert alkalmazhatósága így kiterjeszhető más kórházakban rendelkezésre álló keretekre is. További cél volt a besugárzás célterület-tartományának szélesítése mind kisebb, mind nagyobb átmérők irányába.

Közleményünkben sugársebészeti rendszerünk továbbfejlesztését, bemérését és tesztelésének eredményeit ismertetjük.

## Eszköz és módszer

Hazánk első agyi sugársebészeti rendszerét a Neptun 10p lineáris gyorsítóra dolgoztuk ki. A kezelést a gyorsító 9 MV-X fékezési sugárzásával végeztük. A lokalizálás Leksell-féle sztereotaxiás keret és CT segítségével történt. Besugárzás előtt a koponyát a gyorsító Polkam 10 kezelőasztalához rögzíthető sugársebészeti állvány és a sztereotaxiás keret segítségével állítottuk be. A kör alakú mezőket a gyorsítóhoz reprodukálhatóan rögzíthető sugársebészeti végkollimátorral állítottuk elő. A mezők átmérőjét 10–30 mm között 2,5 mm-es lépésközzel tudtuk változtatni. A kezelés 4 non-koplanáris síkban végzett mozgóbesugárzással történt.

A Neptun 10p lineáris gyorsító 2000-ben már 16 éves volt, ezért ekkor, egy több hónapos kényeszerű üzemszünet alatt joggal merült fel az igény, hogy növeljük sugársebészeti rendszerünk megbízhatóságát. E célból az eredeti rendszert oly módon kellett átalakítanunk, hogy alkalmazható legyen a Mevatron KD lineáris gyorsítóra, de ugyanakkor a Neptun 10p gyorsítóval is kompatibilis maradjon, hiszen két gyorsító egyidejű meghibásodásának valószínűsége sokkal kisebb. Lényeges, hogy a rendszer egyik gyorsítóról a másikra 30 percen belül átállítható legyen. A rendszer Mevatron KD típusú gyorsítóra történő kiterjesztéséhez új sugársebészeti végkollimátor-tartót kellett készítenünk, továbbá a sugársebészeti állványt át kellett alakítanunk, mert a Mevatron és a hozzá tartozó ZIV terápiás asztal felépítése és méretei eltérnek a Neptun 10p gyorsító és a Polkam asztal megfelelő méreteitől. A végkollimátor-tartó méreteit úgy választottuk meg, hogy a kör alakú mezőket definiáló, 12 cm hosszú ólomtubusoknak a sugárforrástól mért távolsága azonos legyen a két gyorsító esetén. Ennek köszönhetően a sugárnyaláb divergenciájához illeszkedő, kúpos furatokkal rendelkező ólomtubus-sorozatot és a dózisprofil javítására szolgáló kiegészítő kiegyenlítő szűrőket nem kellett újra gyártani, azok mindkét gyorsítónál egyaránt használhatók maradtak (6, 10). Az ólomtubusokat tartó végkollimátor felépítése, gyorsítóhoz történő rögzítése és állítási lehetőségei lényegében azonosak a Neptun 10p-re kidolgozott, korábban ismertetet végkollimátorral, eltérés csak a méretekben van (6). A kollimátortartót egy 38×38 cm-es, 4 mm vastag alaplap kapcsolja a Mevatron gyorsító blokkjához. A tubusokat tartó cső az alaplapon 4 csavarral finoman úgy állítható, hogy a kör alakú mezők tengelye egybeessen a sugárforrást a gyorsító izocentrumával összekötő egyenessel.

Saját klinikai tapasztalataink, de az irodalmi adatok is alátámasztották, hogy a 10–30 mm-es mezőátmérő-tartományt ki kell terjeszteni mind a kisebb, mind a nagyobb átmérők felé, ezért további tubusokat terveztünk és készítettünk (12). Jelenleg 5 mm-től 42,5 mm-ig, 2,5 mm-es lépésekben tudjuk a mezőátmérőt változtatni.

A Mevatron KD lineáris gyorsító izocentruma 5 cm-rel magasabban van, mint a Neptun 10p izocentruma, továbbá a ZIV asztal forgózsámlolyának (turntable) átmérője is kisebb, ezért a sugársebészeti állványt is át kellett alakítani. Enélkül, ezen méretkülönbségek miatt az állvány függőleges és vízszintes állítási lehetőségei oly mértékben lecsökkentek volna, hogy bizonyos frontális, illetve parietális léziókat nem tudunk volna besugarazni. Egy speciális adapter lapot készítettünk, amellyel a sugársebészeti állvány C-karját, amelybe a sztereotaxiás keret illeszkedik, úgy toltuk el, hogy a keret középpontja egybeessen a Mevatron KD gyorsító izocentrumával. Ezzel az átalakítással az állványt kompatibilissé tettük a Mevatron gyorsítóval. Illesztő csapok biztosítják, hogy ez az átalakítás és a Neptun 10p gyorsítóhoz történő visszaalakítás gyorsan és reprodukálhatóan elvégezhető legyen. Így sugársebészeti rendszerünk mindkét gyorsítóval kompatibilis lett, amely a fentiek alapján a rendszer megbízhatóságát jelentősen növeli. A Mevatron KD lineáris gyorsítóra átállított sugársebészeti rendszerünket az 1. ábra mutatja kezelés közben.

Terveztünk és készítettünk a sugársebészeti állványra felszerelhető további adapter lapokat is, amelyekkel Riechert/Mundinger (F. L. Fischer), CRW és BrainLab sztereotaxiás kereteket is rögzíthetünk az állványhoz. Sugársebészeti rendszerünket így ezekkel a sztereotaxiás rendszerekkel is kompatibilissé tettük, jelentősen kibővítve ezáltal alkalmazhatóságát.

A módosított sugársebészeti rendszerünk beállításához, teszteléséhez és dozimetriai beméréséhez használt eszközöket és módszereket az eredményekkel együtt ismertetjük.

## Eredmények

### *A sugársebészeti kollimátor beállítása és az izocentrum meghatározása*

A Mevatron KD gyorsítóhoz rögzíthető, állítható hegyvel rendelkező pointert készítettünk. Ezzel meghatároztuk a gyorsító kollimátorának forgástengelyét. A sugársebészeti végkollimátort úgy állítottuk be, hogy a kör alakú mezők tengelye egybeessen ezzel a tengellyel. Az így beállított végkollimátorral meghatároztuk a sugársebészeti mezők által definiált ún. sugársebészeti izocentrumot. Ehhez a sugármező forgássíkjába Kodak XV2 filmet állítottunk és exponáltunk 220°, 260°, 300°, 340°, 20°, 60°, 100° és 140°-os gantry szögnél, a 10 mm átmérőjű sugársebészeti kollimátorral. Az egyes gantry szögeknél sugárnyalábok tengelyét a filmre berajzolva megállapítottuk, hogy ezzel a kollimátorbeállítással az izocentrumgömb átmérője nem haladja meg az 1 mm-t. A fali lézereket úgy állítottuk be, hogy azok a fentebb meghatározott izocentrumgömb középpontját jelöljék ki. A mérést megismételtük a 15 mm átmérőjű mezővel is. Ezzel is a fenti eredményt kaptuk mind az izocentrum térbeli helyére, mind az izocentrumgömb átmérőjére.

A fenti pointert a gyorsítóhoz rögzítve és a gantry-t forgatva vizsgáltuk a gyorsító mechani-

kai izocentrumát. Megállapítottuk, hogy a gantry deformációja miatt forgástengelye 4 mm-nél pontosabban nem határozható meg. Itt jegyezzük meg, hogy méréseink szerint a gyorsító optikai izocentruma a sugármező izocentruma felett 1,5 mm-rel található.

A sugársebészeti kezeléseket non-koplanáris mozgóbesugárzásokkal végezzük, melynek során a terápiás asztalt 0°-90° közötti, illetve 270°-360° közötti szögekre állítjuk be. A célterületen kívüli dózisgradiens (és így a szükségtelenül besugárzott ép agyállomány térfogata) akkor tartható minimális értéken, ha a terápiás asztal függőleges forgástengelye átmegy a sugársebészeti izocentrumgömbön. Ezt a Lutz-tesztel ellenőriztük (14). A teszt végrehajtásához a sugársebészeti állványt a gyorsító ZIV asztalához rögzítettük, majd egy, az állványba befogott fémtű végén lévő 5 mm átmérőjű ólomgömböt állítottunk a lézerek által kijelölt izocentrumba. A golyó mögé Kodak XV2 filmet állítva besugaraztuk a filmet 10 mm átmérőjű sugármezővel különböző gantry- és asztalszögeknél. Amennyiben az ólomgolyó középpontja az izocentrumban van és az asztal forgástengelye átmegy ezen gömb középpontján, az ólomgolyó árnyékának a kör alakú sugármező középpontjában kell maradni minden gantry- és asztalszög-kombinációnál. Méréseink szerint az ólomgolyó árnyéka 0,5 mm-nél nagyobb mértékben nem mozdult ki a sugármező középpontjából, ami arra utal, hogy az asztal függőleges forgástengelye és a sugársebészeti izocentrum közötti távolság kisebb mint 0,5 mm, azaz teljesíti az agyi sugársebészetenél az asztal beállítására vonatkozó feltételt (13).

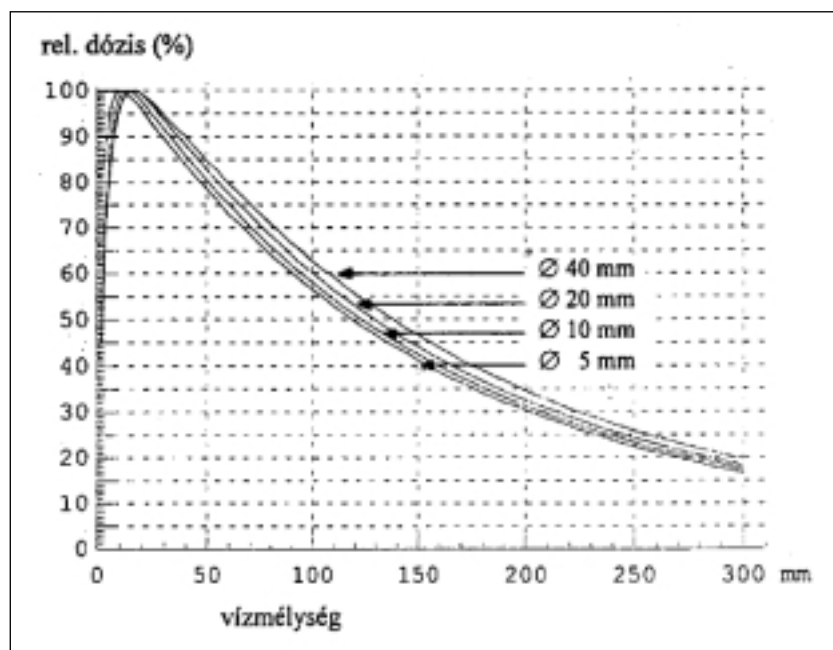
### *Sugársebészeti rendszerünk térbeli pontosságának vizsgálata*

A sugársebészeti beavatkozások teljes térbeli pontatlanságát a lokalizálás és a besugárzás együttes hibája határozza meg. Ennek vizsgálatához poliszti-



1. ábra.  
A Mevatron KD lineáris gyorsítóra átállított sztereotaxiás agyi sugársebészeti rendszer kezelés közben

2. ábra.  
5, 10, 20 és 40 mm  
átmérőjű mezők  
mélydózis-görbéi  
6 MV energiájú  
fotonsugárzásnál  
100 cm forrás-felzsin  
távolság esetén



1. táblázat.  
Vízfantomban félvezető  
detektorral mért relatív  
dózisfaktorok (RDF) a  
mezőátmérő függvényé-  
ben 6 MV energiájú  
fotonsugárzás esetén.  
A forrás-felzsin  
távolság 100 cm, a  
mérési mélység 16 mm,  
a gyorsító  
főkollimátorának állása

Mezőátmérő (mm)	RDF
5	0,631
7,5	0,781
10	0,836
12,5	0,878
15	0,901
17,5	0,912
20	0,920
22,5	0,924
25	0,928
27,5	0,930
30	0,932
32,5	0,933
35	0,934
37,5	0,935
40	0,937
42,5	0,939

rolból 12,5 cm átmérőjű speciális fantomfejet készítettünk, amelyet két függőleges és két vízszintes síkban felszeleteltünk. A fantomfej szeletei közé különböző helyeken filmeket és 4 alumínium tűt helyeztünk úgy, hogy a szeletek összeszorításakor a tűk hegye nyomot hagyott a filmekken. A fantomfejet a sztereotaxiás keretbe rögzítve, CT-vel meghatároztuk a tühegyek koordinátáit, majd e koordináták alapján a Mevatron KD gyorsítóra kiterjesztett sugársebészeti rendszerrel besugáraztuk a fantomfejet, a kezeléseknél korábban is alkalmazott 4 síkú non-koplanáris mozgóbesugárással. Besugárzás után a filmeket előhívtuk és Therados filmdenzitóméterrel meghatároztuk a tühegynek a feketedés középpontjától mért távolságát. A függőleges síkú filmekkel az XY, míg a

vízszintes síkú filmekkel az XZ síkban tudtuk ilyen módon meghatározni rendszerünk térbeli pontosságát. Ezt a mérést három alkalommal elvégezve megállapítottuk, hogy a kapott eltérések 0,3–1,3 mm között voltak, így rendszerünk összehibája nem nagyobb, mint 1,3 mm.

### Dozimetria

A Mevatron KD lineáris gyorsítóból 6 és 23 MV-os fékezési fotonsugárzás nyerhető. Korábbi vizsgálatunkban megállapítottuk, hogy a célterületen kívüli ép agyállomány védelme szempontjából agyi sugársebészetre a 6 MV-os fotonsugárzás alkalmasabb, ezért ezeket a kezeléseket minden esetben 6 MV-os sugárással végezzük (9).

A dozimetriai mérések PTW MP3 vízfantomban, PTW és Scanditronix félvezető detektorokkal történtek. A detektor megválasztása kis mezőméretnél nagyon kritikus, különösen a relatív output és a dózisprofilok mérése esetén. A félvezető detektorok alkalmazása mellett korábbi vizsgálataink eredményei alapján döntöttünk (6, 11).

Mélydózis-mérés előtt 10x10 cm-es mező esetén összehasonlítottuk ionizációs kamrával és a Scanditronix félvezető detektorral mért relatív mélydózis-értéket. Megállapítottuk, hogy a két detektorral mért érték közötti eltérés <0,3%, azaz a félvezető detektor energiafüggéséből és non-linearitásából adódó hiba elhanyagolható, ezért a kisebb és nagyobb átmérőjű mezők mélydózis-görbéit is félvezető detektorral mértük. Az 5, 10, 20 és 40 mm átmérőjű mezők mélydózis-görbéit a 2. ábra mutatja. A mért mélydózis-görbéket a PTW MP3 vízfantomhoz tartozó MEPHYSTO szoftverrel konvertáltuk át TMR görbéké.

Az egyes tubusok 10x10 cm-es mezőre normált relatív dóziszfaktorait (RDF) PTW félvezető detektorral mértük 100 cm forrás-felzsin távolságnál, 16 mm mélyen, a gyorsító főkollimátorának 4,6 cm x 4,6 cm-es állása mellett. Az eredményeket az 1. táblázat tartalmazza.

### Megbeszélés

A Neptun 10p lineáris gyorsítóra kidolgozott sztereotaxiás agyi sugársebészeti rendszerünket a sugársebészeti beavatkozások biztonságának növelése céljából 2000-ben úgy állítottuk át a Mevatron KD lineáris gyorsítóra, hogy gyorsítóhiba esetén a rendszer 30 percen belül visszaállítható legyen a Neptun 10p gyorsítóra. A kezeléseket azóta a Mevatron KD lineáris gyorsítóval végezzük. A célkitűzésben megjelölt legfontosabb feladat, hogy növeljük az eredeti rendszer üzembiztonságát, teljesült, amit igazol, hogy bár az átállítás óta 662 sugársebészeti beavatkozást végeztünk, minden esetben be tudtuk fejezni a már megkezdett kezelést, sőt kezeléseket gyorsítómeghibásodás miatti elhalasztására egyetlen esetben sem kényszerültünk azóta. A jelenleg 14 éves Mevatron KD lineáris gyorsító stabilitását mutatja, hogy az átállítás óta eltelt 4,5 év alatt csak egyetlen nap kellett sugársebészeti rendszerünket visszaállítani a Neptun 10p gyorsítóra.

A Mevatron KD lineáris gyorsító agyi sugársebészetre való alkalmasságának vizsgálata során megállapítottuk, hogy az ehhez a gyorsítóhoz készített új sugársebészeti végkollimátor által definiált sugársebészeti izocentrumgömb átmérője 1 mm-nél kisebb, ami azt jelenti, hogy a Mevatron KD gyorsító az általunk alkalmazott kollimátor-beállítással alkalmas sztereotaxiás agyi sugársebészetre (13). Méréseink szerint a Mevatron KD gyorsító optikai izocentruma a sugársebészeti izocentrum fölött 1,5 mm-re található, valamint a mechanikai izocentrum térbeli helye 4 mm-nél pontosabban nem határozható meg. Ez utóbbi eredmény összhangban van a Woo és munkatársai által Mevatron MDX-2 gyorsítóra közölt adatokkal (15). A fentiek alapján sugársebészeti rendszerünk középpontjának csak a sugársebészeti izocentrumgömb középpontja választható, így a fal lézereket is erre a pontra állítottuk.

Fantomfejjel végzett vizsgálataink szerint a Mevatron KD gyorsítóra kiterjesztett sztereotaxiás sugársebészeti rendszerünk teljes térbeli hibája a Leksell-típusú sztereotaxiás kerettel nem nagyobb mint 1,3 mm.

**Köszönetnyilvánítás.** A szerzők köszönetet mondanak a Sugárterápiás osztály kísérleti műhelyének a beállításhoz és teszteléshez tervezett eszközök és fantomok elkészítésében nyújtott segítségért.

## Irodalom

1. 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
2. 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
3. Fedorcsák I, Horváth Á, Kontra G, et al. CT-vezérelt sztereotaxiás sugársebészet alkalmazása agyi metasztázisok kezelésében. Ideggyógy Szemle 47:256-260, 1994
4. Horváth Á, Fedorcsák I, Kontra G, et al. A tüdőrák agyi áttételeinek sugárkezelése új módszerrel. Med Thor 46:7-13, 1993
5. Horváth Á, Fedorcsák I, Kontra G, et al. Az agyi sztereotaxiás sugársebészet eredményei. Orvosi Hetilap 137:1579-1582, 1996
6. Kontra G, Fedorcsák I, Horváth Á, et al. Az első hazai agyi sztereotaxiás sugársebészeti rendszer dozimetriai bemérése. Magyar Radiológia 66:21-27, 1992
7. Kontra G. Sztereotaxiás agybesugárzások dozimetriája és besugárzástervezése. Rad Közl (Suppl 1):15-21, 1995
8. Kontra G. Sztereotaxiás agyi sugársebészet. In: Sugárterápia. Szerk. Németh Gy. Springer Tudományos Kiadó Kft., Budapest 2001, pp 54-56
9. Kontra G, Major T, Horváth Á, et al. Sugársebészeti szempontból optimális fotonenergia vizsgálata. Magyar Radiológia 69:23-26, 1995
10. Kontra G, Horváth Á, Fedorcsák I. Az ép agyállomány védelme speciális szűrőkkel sztereotaxiás sugársebészeti beavatkozások során. Magyar Onkológia 39:33-37, 1995
11. Kontra G. Sugársebészeti mezők dózisprofiljának mérése különböző detektorokkal. Magyar Onkológia 39:111-114, 1995
12. Paskalev KA, Seuntjens JP, Patrocinio HJ, et al. Physical aspect of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter). Med Phys 30:111-116, 2003
13. Sixel KE, Podgorsak EB, Souhami L. Cylindrical dose distributions in pseudodynamic rotation radiosurgery: an experimental study. Med Phys 201:163-170, 1993
14. Winston KR, Lutz W. Linear accelerator as a neurosurgical tool for radiosurgery. Neurosurg 22:454-463, 1988
15. Woo MK, O'Brien P, Gillies B, et al. Mechanical and radiation isocenter coincidence: An experience in linear accelerator alignment. Med Phys 19:357-359, 1992