

# MRI-képek használatának lehetősége a háromdimenziós külső besugárzástervezésben

Major Tibor, Petrányi Ágota, Varjas Géza, Németh György

Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Osztály

Cél: Annak vizsgálata, hogy az MRI-képek mennyire alkalmasak besugárzástervezésre, az MRI-képkalkotás előnyeinek és hátrányainak megbeszélése, valamint a geometriai torzítások vizsgálata. Módszerek: Terápiás humanoid fantommal végeztünk MRI- és CT-vizsgálatokat, és a fantomon belüli, ill. a fantom külső felszínére helyezett jelölések távolságainak a mérésével meghatároztuk a geometriai torzításokat. Ismertettük az MRI- és CT-képek háromdimenziós képfúziójának a folyamatát, amely lehetővé teszi, hogy mindkét képkalkotó eljárás adatait felhasználjuk a tervezéshez. Eredmények: Kis térfogatok MRI-vizsgálatainál (fej fantom) a geometriai torzítás elhanyagolható volt ( $< 2$  mm), de nagyobb térfogatoknál (pl. medence) az MRI-képeken már jelentős mértékű geometriai pontatlanságot figyeltünk meg. Például a medence szélességét az MRI-képeken 7 mm-rel kisebbnek mértük a valódi méretnél, ami 2%-os pontatlanságot jelent. Geometriai torzítást nemcsak az axialis, hanem a sagittalis és coronalis síkokban is megfigyeltünk. Megállapítottuk, hogy a mágneses izocentertől távolodva a geometriai pontatlanság egyre nagyobb mértékű. Elhanyagolható geometriai torzítás mellett az MRI- és CT-adatok manuális képfúziója megfelelő pontossággal elvégezhető a felszínre helyezett jelölések segítségével. Következtetések: Kis térfogatok esetében az MRI-képeket a CT-képekkel történő fúziójuk után használni lehet besugárzástervezéshez. Nagyobb térfogatoknál az MRI-képeknek már olyan mértékű geometriai torzítása lehet, ami nem teszi lehetővé, hogy azokat korrekció nélkül felhasználjuk. Az MRI-képeknek a sugárterápiás tervezésbe történő bevezetését mindig meg kell előznie a geometriai torzítás részletes vizsgálatának. *Magyar Onkológia 46:239-245, 2002*

Purpose: To review the application of MRI images in the radiation treatment planning, to discuss the advantages and disadvantages of MR imaging with respect to treatment planning, and to investigate the geometric distortion. Methods: Humanoid therapy phantom was used for MRI and CT scanning, and distances between markers inside and on the surface of the phantom were measured in order to quantify the geometric distortion. The procedure of MRI/CT image fusion, which makes it possible to use the data of both imaging modalities for treatment planning, was described. Results: At small volumes (head phantom) the geometric distortion was negligible ( $< 2$  mm), but at large volumes (eg. pelvis) remarkable geometric inaccuracies were observed. For example, the width of the pelvis measured in the MRI images was 7 mm less than the real distance, which corresponds to 2% inaccuracy. Geometric distortion was observed not only in the axial, but also in the sagittal and coronal planes. We have found that the geometric error increases with the distance measured from the magnetic isocenter. When the geometric distortion is not significant, the MRI/CT image fusion can be carried out reliably with the use of surface markers. Conclusions: At small volumes the MRI images can be used for treatment planning after their fusion with CT images. At larger volumes the geometric distortion without any correction may preclude the MRI images from using them in the treatment planning. A detailed assessment of geometric distortion must be carried out before the introduction of MRI images into the radiation treatment planning. *Major T, Petrányi Á, Varjas G, Németh Gy. The possibility of the use of MRI images in the three-dimensional external radiotherapy treatment planning. Hungarian Oncology 46:239-245, 2002*



Közlésre érkezett 2002. május 16.  
Elfogadva: 2002. augusztus 1.

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

## Bevezetés

A daganatos betegek sugárterápiás besugárzástervezésében jelentős mérföldkő volt a 70-es években, elsősorban diagnosztikus célra kifejlesztett metszetképalkotó eljárás, a számítógépes rétegfelvétel (CT) megjelenése. Sugárterápiás szempontból a daganat pontos térbeli meghatározásán túl a CT olyan információt is nyújt (elektronsűrűség), melynek felhasználásával pontosan meghatározhatók a testen belüli dózisviszonyok a besugárzás során. Az axialis CT-szeletek alapján háromdimenziós (3D-s) anatómiai és geometriai rekonstrukciók végezhetők, melyekkel modellezni lehet a beteg valódi térbeli anatómiai viszonyait. Ezenkívül további szoftveres eszközök is rendelkezésre állnak az optimális besugárzási terv elkészítéséhez. Ilyen például a digitálisan létrehozott röntgenkép („digitally reconstructed radiograph”, DRR), mely a konformális mező alakjának a meghatározását, ill. a besugárzási mezőnek a szimulációját és verifikációját teszi lehetővé. A fenti tulajdonságok alapján a CT ma már elsődleges képalkotó eljárásává vált a modern besugárzástervező rendszerekben.

A mágneses rezonancia elvén működő rétegfelvételi eljárás (MRI) orvosi felhasználása új lehetőségeket jelentett nemcsak a diagnosztikában, hanem a terápiás besugárzások tervezésében is (24). Az MRI számos szempontból többlet információt nyújt a CT-vel szemben. Például a jobb lágyszövet-kontrasztosság sok esetben pontosabban teszi a daganat és a környező ép szövet megkülönböztetését, ami a céltérfogat-meghatározás szempontjából alapvető fontossággal bír. Ezenkívül, szemben a CT-vel, nem csak axialis, hanem bármely síkban (pl. coronalis és sagittalis) végezhető vele vizsgálat, és az így kapott képek közvetlenül felhasználhatók besugárzástervezéshez (6, 22). Az előnyök mellett az MRI-nek vannak hátrányai is a besugárzástervezés szempontjából. Az MRI-képeket készítő során geometriai torzítások léphetnek fel, ill. az MRI-vizsgálatnál a jelintenzitás nem hozható egyértelmű összefüggésbe az elektronsűrűséggel, aminek ismerete elengedhetetlen a testen belül kialakuló dóziseloszlás pontos meghatározásához (7, 8, 16). A fentiek miatt az MRI-képek közvetlenül nem használhatók fel sugárterápiás tervezéshez. Az előnyök megtartása és a hátrányok kiküszöbölése mellett, a CT-képekkel való együttes alkalmazásuk viszont számos klinikai esetben nagymértékben javítja a terápiás besugárzás előtti céltérfogat-meghatározás pontosságát (1, 4, 17, 27-29, 31, 32).

Ahhoz, hogy az MRI által nyújtott részletesebb anatómiai információk felhasználhatók legyenek a tervezéshez, az MRI-képeket térbeli korrelációba kell hozni a CT-képekkel (7, 15). Azt a folyamatot, melynek során kétfajta képmodalt koordináta-transzformációval egymásnak megfeleltetünk, képregisztrációnak (képfúzió) hívjuk. A gyakorlatban ez azt jelenti, hogy két térbeli adathalmazt eltolásokkal és forgatásokkal fedésbe hozunk. Ehhez feltételezzük, hogy a vizsgálandó objektum (szerv, test) nem deformálható

(merev test). Ez anatómiai szervek esetében természetesen nem mindig teljesül, mert a szervek egymáshoz képest elmozdulhatnak (pl. légzés) és a méretük is változhat (pl. hólyagtelítettség). Ilyen szempontból ideálisnak tekinthető a merev testként viselkedő koponya. Valószínű ez az oka annak, hogy a képregisztráció első és legtöbb klinikai alkalmazása is agyvizsgálatoknál történt.

Hazánkban Emri és mtsai számoltak be először metszetképalkotó eljárások képi fúziójának besugárzástervezés céljára történő alkalmazásáról (4). A szerzők azonban nem tárgyalják az MRI képi információ hiányosságait a tervezés szempontjából, és az esetleges meglévő geometriai torzításokat sem említik meg tanulmányukban. Petrányi és mtsai szájrüregi daganatoknál mutatnak be klinikai példákat a CT/MRI alapú besugárzástervezésre, és röviden tárgyalják az MRI-képek használatának előnyeit és hátrányait (21). Julow és mtsai agydaganatok sztereotaxiás interstitialis besugárzásánál (brachyterápia) alkalmazott képfúziós módszer előnyeiről több közleményben is beszámoltak (12-14).

A jelen közleményben a szerzők összefoglalják az MRI-képek besugárzástervezésben történő alkalmazhatóságának a feltételeit, tárgyalják az előnyöket és hátrányokat, és ismertetik a geometriai torzításról fantom mérésekkel kapott eredményeiket.

## Anyag és módszerek

### Készülékek és vizsgálati paraméterek

A képképzést Emotion (Siemens) spirál CT-vel és 1,5 T térerősségű Symphony MRI (Siemens) készülékkel végeztük. A fej-, ill. medence fantom CT-vizsgálatánál 512 x 512-es felbontás mellett a pixelméret 0,49 mm és 0,77 mm volt. A fej fantom MRI-vizsgálatát 250 mm-es FOV és 3 mm-es szeletvastagság mellett T1 súlyozott (TR 375 ms, TE 6 ms) szekvenciával végeztük. A medence fantomnál ezek az értékek: FOV 400 mm, szeletvastagság 5 mm, TR 800 ms és TE 15 ms voltak. A szeletek között nem volt kihagyás („distance factor”: 0%). A képfeldolgozáshoz, ill. besugárzástervezéshez a Pinnacle (ADAC, USA) nevű 3D-s tervezőrendszert használtuk, amely fogadni tudja a hálózaton DICOM protokoll szerint küldött CT- és MRI-képeket.

A geometriai torzítás vizsgálatainál Alderson-RANDO (Alderson Research Laboratories, Inc., New York) humanoid fantomot használtunk, amely eredetileg dózismérések végzése céljából készült, és a sugárzás szempontjából szövetekvivalens anyagból és csontból áll. A fantom 2,5 cm vastag szeletekből rakható össze, és a szeletekben négyzetes elrendezésben egymástól 3 cm-re levő fúrt lyukak vannak a doziméterek számára. A lyukakban olyan eltávolítható kisméretű henger alakú dugaszok vannak, melyek a környezetüktől eltérő jelet adnak a CT-n és az MRI-n is. Ezeket a szabályos rácsponatokban elhelyezkedő lyukakat és a felszínre helyezett jelöléseket használtuk a képképzés geometriai torzításának a meghatározásához.

zásához. A fantomnak a fej és medence részét külön-külön használtuk a vizsgálatainknál.

### A képfúzió folyamatának lépései

A CT- és MRI-képeket DICOM protokoll szerint számítógépes hálózaton keresztül küldtük a tervezőrendszer munkaállomására. Mindkét vizsgálatnál azonos szeletvastagságot és azzal megegyező lépéstávolságot használtunk. A fantom felszínére a CT-vizsgálatnál kezdetben 4 db vékony fémkeresztet, az MRI-nél pedig E-vitamin kapszulákat helyeztünk külső bőrljelölként (marker). Később ugyanezen kapszulákat használtuk a CT-vizsgálatoknál is. Három jelölést az axialis középponti síkba tettünk, és ennél az asztalpozíciónál a Z koordinátát mindkét vizsgálatnál nullára állítottuk. A vizsgálatok közötti azonos fantom beállítást a külső jelölésekre vetített lézer pozicionáló fények segítségével biztosítottuk. A fenti módszerrel a képfúzió egyszerűbbé vált, mert cranio-caudalis irányban (Z irány) így eleve biztosítva volt a kétféle koordináta-rendszer megegyezése, és a szeletek sorrendje is azonosra vált. Ezután az axialis síkban végzett eltolásokkal és forgatásokkal fedésbe hoztuk a két képsorozatot. A pontos térbeli illesztéshez a képeken látható külső jelöléseket használtuk. Az MRI-képeknek a rögzített CT-képekhez viszonyított mozgását manuálisan (grafikus módon) a kurzor segítségével végeztük. A térbeli tájékozódást segítő a képernyőn egymás mellé tettük a három fő síkban (axialis, sagittalis, coronalis) a CT- és a ráhelyezett MRI-képeket. A kétféle képsorozat egymásra helyezése az egymásra vetülések miatt gyakran nehezzé teszi az anatómiai képletek felismerését, de az ablakozás változtatásával bármelyik kép előtérbe hozható, vagy ideiglenesen eltüntethető. Először a tervezőrendszerben a CT-képeken látható mindegyik külső bőrljelölésre egy-egy tervezési pontot tettünk („point of interest”, POI), melyek akkor is láthatók maradnak, amikor a CT-képet megfelelő ablakozással eltüntetjük. Ezután az MRI-képeket úgy mozgattuk a CT-képekhez képest, hogy az azokon látható E-vitamin kapszulák a CT-képeken bejelölt pontokkal fedésbe kerüljenek. A képfúzió pontosságát anatómiai struktúrák összehasonlításával is ellenőriztük. Ehhez jól bevált módszer, hogy az egyik képsorozaton körberajzoltunk bizonyos szerveket, és a képfúzió után ezeket a kontúrokat bevetítettük a másik képsorozatba, majd ott ellenőriztük, hogy azok mennyire esnek egybe ugyanazon szerv ott látható határvonalával. Az előbbieken ismertett képfúziós eljárást nemcsak a fantom vizsgálatoknál alkalmaztuk, hanem később a klinikai besugárzástervezés során is.

Megjegyezzük, hogy a képfúzióhoz nem szükséges, hogy a kétféle vizsgálatnál azonos legyen a beteg pozícionálása, a szeletek vastagsága, ill. a lépéstávolság, mert a program az MRI-képek eltolása és forgatása után valós időben rekonstruálni tudja a CT rögzített koordináta-rendszerében a tetszőleges orientációjú MRI-síkokat. Az azonos betegfektetés és azonos paraméterekkel végzett vizsgálatok esetén azonban kevesebb képmani-

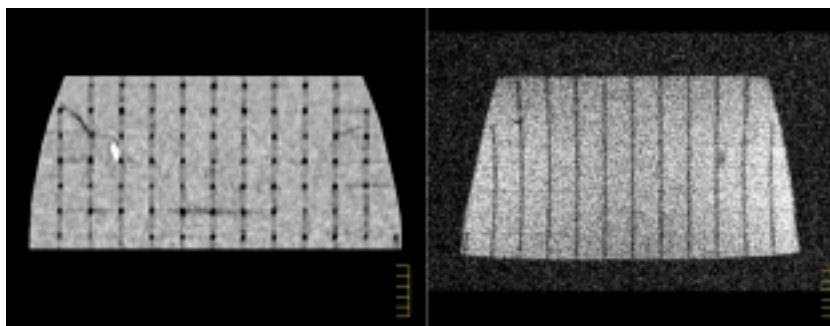
pulációs beavatkozás szükséges a képfúzió során, és ez gyorsítja és pontosabbá is teszi a regisztrációs eljárást.

### Eredmények

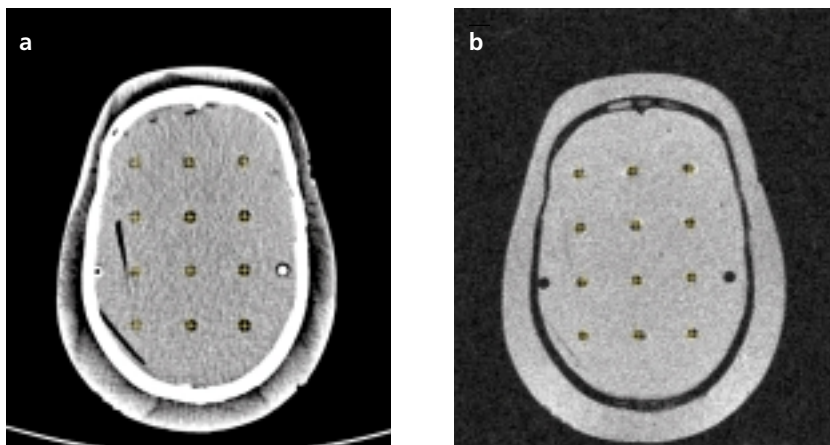
Az 1. ábra a medence fantomnál egy coronalis síkban szemlélteti az MRI geometriai torzítását a CT-hez képest. A bal oldali CT-képen látható, hogy az egymás alatti furatok egymással párhuzamosan futó függőleges sávokat alkotnak (nincs torzítás), míg a jobb oldali MRI-képen jól megfigyelhető, hogy a sávok nem párhuzamosak, hanem felül és alul széttartanak (van torzítás). A két szélső sáv közötti valódi 24 cm-es távolság helyett felül, középen és alul a képen mért távolságok 24,7 cm, 23,7 cm és 24,3 cm voltak.

Az Alderson-RANDO fantom fej és medence részével végzett részletes geometriai vizsgálatok azt mutatták, hogy az MRI-készülék térbeli torzítása a mágneses izocenter közelében kicsi (2. ábra), viszont nagyobb térfogatoknál a középponttól távol a széleken már olyan mértékű lehet, amely a besugárzástervezés pontosságát már jelentősen befolyásolhatja (3. ábra). A fej fantom esetében középen egy 6 x 9 cm-es térrészben az MRI-vel meghatározott távolságok kevesebb mint 1 mm-rel tértek el a valódi méretekétől (2/b ábra). A kicsi eltérések elsősorban nem a mágneses tér inhomogenitásától származtak, hanem a pixelméret nagyságától (0,49 mm), amit az is igazolt, hogy a CT-nél is hasonló mértékű eltéréseket tapasztaltunk (2/a ábra). A külső felszínre rakott

1. ábra. Rekonstruált coronalis sík a medence fantomról CT- (bal oldal) és MRI- (jobb oldal) vizsgálat után. A CT geometriailag pontos, míg az MRI torzított képet mutat.

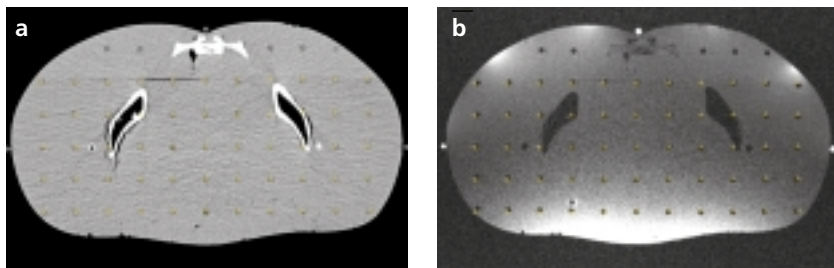


2. ábra. A fej fantomról készített azonos axialis sík (a) CT- és (b) MRI-vizsgálat után. Mindkét képen jó egyezés figyelhető meg a szabályos négyzetrács pontjaiban elhelyezkedő kereszték és a fantomban levő lyukak elhelyezkedése között.

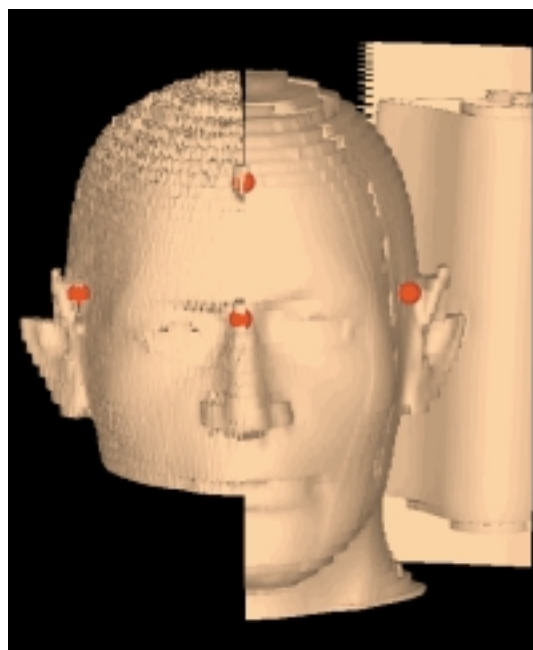


bőrjelölések (fém-keresztek, E-vitamin kapszulák) közötti távolságok (<14,8 cm) összehasonlításakor az MRI és a CT által meghatározott távolságok közötti legnagyobb eltérés 2 mm volt (az

3. ábra. A medence fantomról készített azonos axialis sík (a) CT- és (b) MRI-vizsgálat után. A CT-képen jó egyezés figyelhető meg a szabályos négyzetrács pontjain elhelyezkedő keresztek és a fantomban levő lyukak elhelyezkedése között, míg az MRI-képen a fantom széleinél már jelentős eltérések láthatók.



4. ábra. A fej fantom térbeli rekonstrukciója CT/MRI-képfúziót követően. A kép bal oldalán az MRI-, jobb oldalán pedig a CT-információk alapján megjelenített fejrész látható. A felszínen jól látszik az a négy külső jelölés (kis piros gömbök), melyeket a képfúzió végrehajtásakor referenciapontokként használtunk.



1. táblázat. A CT és MRI összehasonlítása a besugárzástervezés szempontjából

	CT	MRI
Képkalkotás síkja	axialis (vagy közel axialis)	axialis, sagittalis, coronalis
Lágyzóvetkontraszt	rossz	jó
Kompakt csontok	jól láthatók	nem láthatók
Vizsgálati idő	rövid	hosszú
Beteg rögzítése	korlátozottan kivitelezhető	korlátozottan kivitelezhető
Geometriai pontosság	jó (torzításmentes)	jó/rossz (térfogatfüggő torzítások)
Térbeli felbontás (axialis)	<1 mm	<1 mm
Sűrűséginformációk	a jelintenzitás arányos az elektronsűrűséggel	a jelintenzitás nem hozható összefüggésbe az elektronsűrűséggel
Közvetlen felhasználás besugárzástervezéshez	igen	nem (korlátozottan)

MRI adott kisebb távolságokat). A medence fantommal elvégzett méréseknél egy 12 x 24 cm-es térrészben az MRI maximum 3 mm-es eltérést adott a valódi távolságokhoz képest (3/b ábra). A CT képeken 0,78 mm-es pixelméret mellett a maximális eltérés most sem haladta meg az 1 mm-t (3/a ábra). A középponti sík három külső jelölése közötti távolságokat összehasonlítva azt kaptuk, hogy az MRI és CT közötti legnagyobb eltérés 7 mm volt. Ez a két oldalsó jelölés közötti 36,8 cm-es valódi távolságnál kb. 2%-os hibát jelent. Az elülső és a két oldalsó jelölések közötti távolságoknál a 4-5 mm-es hiba százalékosan körülbelül ugyanekkorának adódott.

A képfúzió klinikai alkalmazása előtt fantom vizsgálatokkal ellenőriztük az eljárás pontosságát. Először hengeres fantommal, majd az Alderson-RANDO fej fantommal végzett CT- és MRI-vizsgálatokat követően végeztünk képregisztrációt, ill. fúziót. A síkbeli transzformációk után 3D-s rekonstrukcióban is ellenőriztük a kétféle képmodalitásból felépített térbeli modellek egyezőségét. A 4. ábra szemléletesen mutatja a fantom fejről készült MRI- és CT-képek alapján történő térbeli rekonstrukció pontosságát. A kép bal oldalán az MRI-, a jobb oldalán pedig a CT-adatok felhasználásával végzett 3D-s rekonstrukció látható. A képfúziót követően a kétféle adathalmaz teljes fedésbe került, és a képen csak demonstrációs célból mutatjuk be külön-külön a fej két oldalát.

## Megbeszélés

Az MRI orvosdiagnosztikai felhasználásának megjelenésekor szinte azonnal felvetődött a kérdés, hogy a kiváló lágyzóvet-kontrasztosság és a tetszőleges síkban végezhető képkalkotás milyen új lehetőségeket jelent a besugárzástervezésben (7, 9, 30). A diagnosztikus előnyök mellett azonban az MRI-nek számos hiányossága is van a tervezés szempontjából (1. táblázat). Az előnyök és hátrányok egyaránt két kategóriába oszthatók, az egyik a jel intenzitásával, a másik pedig a képkalkotás geometriájával kapcsolatos.

### Az MRI jelintenzitással kapcsolatos előnyei és hátrányai

A CT-képkalkotás során egy adott pontban (a képen egy pixel) a jelintenzitás értékét a szöveti lineáris gyengítési együttható határozza meg, ami elsősorban az elektronsűrűségtől függ. Lágyzóvetekben ez az érték közel állandó, és a különböző szövetek kontrasztbeli különbsége csak kis mértékben befolyásolható a képkalkotási technika paramétereinek (mA, kV) a változtatásával. MRI-képkalkotásnál egy adott pont jelintenzitása nem hozható összefüggésbe az ottlevő szövet egy adott fizikai paraméterével, hanem azt három fizikai tulajdonság (protonsűrűség, T1 és T2 relaxációs idő) és néhány vizsgálati paraméter (TE, TR, „flip angle” stb.) együttes hatása határozza meg. A lágyzóvetek közötti protonszűrűség nem változik sokat, de a T1 és T2 relaxációs idők már jelentősen eltérhetnek. Ezt kihasználva, a vizsgálati pa-



raméterek megfelelő megválasztásával a különböző szövetek MRI-jeleit növelni vagy csökkenteni lehet, és így a kontrasztosság a klinikai igényeknek megfelelően befolyásolható.

Besugárzástervezés szempontjából hátrányt jelent, hogy a corticalis csont nem ad MRI-jelet, ami nehezítheti az anatómiai tájékozódást, mivel a csontstruktúrák láthatósága fontos szerepet játszik a besugárzási mezők verifikációjánál. Különösen pontatlan adatokat kaphatunk csont-levegő határfelületnél (pl. az arcüregekben), mert a kétféle közeg nem különböztethető meg egymástól. A csonttól származó jel hiánya azonban bizonyos esetekben előnyös is lehet. Például közvetlenül csont melletti daganatnál a határfelület pontosan nem határozható meg CT-vel, ugyanakkor az MRI jól mutatja a daganatos elváltozás szélét. A tervezés szempontjából az MRI legfontosabb hiányossága az a tény, hogy egy adott pont (a képen egy pixel) intenzitása nem hozható összefüggésbe az elektronsűrűséggel. Ezenkívül, ugyanazon szövet jelintenzitása jelentősen változik az alkalmazott vizsgálati paraméterek függvényében, továbbá a jelintenzitás még azonos paraméterek mellett is más-más lehet a különböző készülékeknél. Ezen tulajdonságok miatt az MRI-adatokat nem lehet közvetlenül besugárzástervezéshez használni.

#### *Az MRI-képkötés geometriai előnyei és hátrányai*

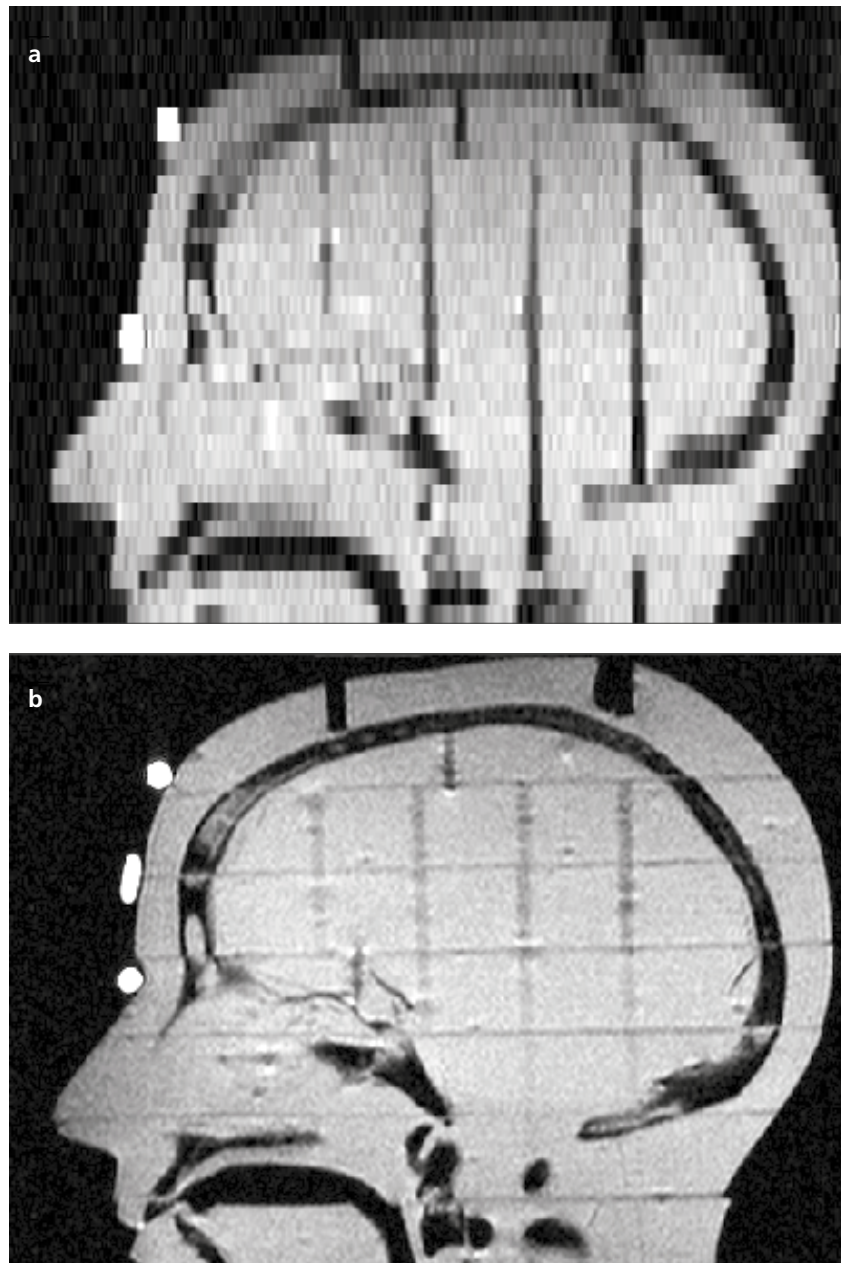
CT-képkötés során a vizsgálati képsíkok axialisok (vagy közel axialisok), és a készülék munkaállomása vagy a tervezőrendszer számítógépe szoftveresen állítja elő a coronalis vagy sagittalis síkokat. Ebből következik, hogy a cranio-caudalis irányú térbeli felbontás sokkal rosszabb lesz az axialis síkon belüli felbontásnál (5. ábra), kivéve, ha nagyon sok vékony szelettel végezzük a vizsgálatot. Az MRI esetében a három egymásra merőleges mezőgradiens alkalmazásával a vizsgálati sík szabadon megválasztható, így közvetlenül megkaphatjuk a coronalis vagy sagittalis síkokat, sőt tetszőleges ferde síkú képeket is készíthetünk. A vizsgálati szerv alakjától függően a lehető legjobb képkötési sík megválasztásával a térfogat síkbeli leképezése optimalizálható. Például egy hengeres szerv esetében a legpontosabb képkötés a tengelyre merőleges síkok választásával valósítható meg. Ez a lehetőség azonban nem mindig használható, mert a tervezőrendszereknél általában előfeltétel, hogy a képeknek axialisoknak kell lenniük.

Geometriai szempontból az MRI legjelentősebb hátránya az, hogy a képkötés során térbeli torzítások jöhetnek létre, melynek kiváltó okai kétféle csoportba oszthatók. Lehetnek magára a készülékre jellemző ún. hardver jellegű, ill. a vizsgált objektum (szövet) mágneses tulajdonságaitól függő okok. Az előbbi csoportba tartozik a készülék statikus mágneses terének inhomogenitása és a mezőgradiensek non-linearitása, melyek pontatlanságot okozhatnak a szelet pozíció kijelölésében, és torzíthatják a 2D-s képeket az axialis sí-

kokban is. Az ilyen jellegű eltérések általában nagyobbak a mágneses tér középpontjától távolabb, ezért nagy térfogatoknál (nagy FOV) erre mindig oda kell figyelni. A mi vizsgálatainknál a legnagyobb eltérés a medence fantomnál 40 cm-es FOV mellett 7 mm volt, míg a fej fantom esetében 25 cm-es FOV-nál 2 mm. A geometriai pontatlanságoknak a kiértékelésére speciális fantomokkal végzett vizsgálatokat javasolnak (18-20, 23). Ismert geometriájú fantomot használva a képeken távolságok mérésével és referenciapontok használatával a torzítás mértéke meghatározható. Ügyelni kell arra, hogy a fantomban hasonló mágneses tulajdonságú (közel azonos szuszceptibilitású) anyagok legyenek, kizárva az egyéb okok miatti torzításokat. Az általunk használt fantomot csak T1 súlyozott vizsgálatoknál tudtuk használni, mert T2 súlyozott szekvenciáknál nem kaptunk értékelhető képminőséget. A vizsgálandó objektumtól függő ok lehet a mágnesezhetőségben történő hirtelen változás. Eltérő mágneses tulajdon-

#### *5. ábra.*

*Fej fantomról MRI-vel készített sagittalis síkok: (a) axialis síkokból szoftveresen rekonstruált szelet, (b) sagittalis síkban végzett vizsgálat utáni szelet. A (b) esetben a térbeli felbontás sokkal jobb, és ezért az anatómiai részletek pontosabban rajzolódnak ki.*



ságú közegek határfelületénél (pl. szövet-levegő) a lokális mágneses tér megváltozása geometriai torzítást okozhat. Különösen fém implantátumok esetén lehet erre számítani, és a torzítás (valamint a jelintenzitás-változás) olyan mértékű is lehet, ami a vizsgálatot már értékelhetetlenné teszi. A mágnesezhetőségbeli különbségek miatti torzítás mértéke komplex módon függ az objektum alakjától és a mágneses térhez viszonyított orientációtól. Erős mágneses tér alkalmazásakor ez a jelenség nagyobb mértékű. Szövet-levegő felület esetén a térbeli pozicionálás hibája több milliméter is lehet (8). A hatás csökkenthető az ún. spin-echo technika használatával. Egy másik, a vizsgált objektumtól függő geometriai pontatlanságot okozó jelenség az ún. kémiai eltolódás, ami abban nyilvánul meg, hogy az MRI-képen a zsírszövet határa több millimétert is eltérhet a valóságostól. Ennek a magyarázata az, hogy a zsírszövet szénhidrogénláncában levő protonok rezonanciafrekvenciája kissé más mint a vízben levő protonoké, és ez a frekvenciakülönbség a képalkotás során térbeli eltolódást okoz. Ez az effektus is inkább nagyobb mágneses tér alkalmazásakor figyelhető meg (8). Ennek a vizsgálata bonyolult, mert közben ki kell zárni minden geometriai torzítást okozó egyéb tényezőt.

Történetek próbálkozások a geometriai torzítások korrekciójára. Például speciális hálószerű fantom alkalmazásával a rácspontok térbeli pozícióinak a meghatározása után, felhasználva a valódi geometriát, lehetőség van a torzított képszoftveres korrigálására. A kémiai eltolódás korrekciója pedig elvégezhető két fordított gradiensű vizsgálat adatainak az átlagolásából. Van olyan fejlesztő cég, amely az MRI-készülékkel együtt korrekciós szoftvert is szállít, amely azonban csak korlátozott esetekben használható. A jövőben ezen a területen további fejlődés várható.

### *Képregisztrációs módszerek*

A képregisztrációnak többféle módja ismert (2, 5, 10, 11). A legegyszerűbb formája a vizuális összehasonlítás, amikor kétféle képsorozatot egymás mellé teszünk (általában filmen), és vizuális megfigyeléssel viszünk át információkat az egyikről a másikra. Általában ez nagyon pontatlan módszer, mert sokszor még az sem biztosított, hogy a síkok kölcsönösen megfeleltethetők egymásnak. Sokkal pontosabb regisztráció végezhető számítógépes programok használatával. Ehhez a kétféle képsorozatot digitális úton (hálózaton, optikai lemezen) kell a számítógépbe bevinni. Ezután többféle lehetőség is rendelkezésünkre állhat. A legegyszerűbb technika az ún. interaktív manuális regisztráció, melynek során az egyik adathalmazt síkbeli eltolásokkal és forgatásokkal fedésbe hozzuk a másikkal. Ehhez használhatunk anatómiai pontokat vagy szervkontúrokat, ill. külső jelöléseket is. A megfeleltetés elfogadása vizuálisan történik. Ehhez nyújt segítséget maga a képfúzió, melynek során a kétféle képi információt egyidejűleg teszünk láthatóvá. Például különböző színeket használhatunk, vagy a képet több részre felosztjuk, és

egymás mellett jelenítjük meg a kétféle típusú képet. Ennél a módszernél már nem feltétel, hogy a két képsorozat azonos vizsgálati paraméterekkel (pl. szeptevastagság, síkok távolsága, orientáció) készüljön, mert a képfúziós program a teljes térbeli információt felhasználva tetszőleges síkban rekonstruálni tudja a megjelenítendő képet. Külső bőrjelölésként legjobb olyan jelöléseket használni, melyek mindkét képalkotással jól láthatók. Ezek a jelölések a testfelszínen vannak, melyek nagy térfogatoknál távol lehetnek a mágneses tér középpontjától, így az esetleges geometriai torzítások miatt ez a módszer nem mindig használható (pl. mellkas, medence). Vannak a manuális technikánál gyorsabb és pontosabb automatikus regisztrációs módszerek. Ezek között is van olyan, amely külső pontokat (jelöléseket) használ, és a legkisebb négyzetek módszerével keresi meg a koordináta-rendszerek közötti transzformációt. Ez a módszer jól alkalmazható a sztereotaxiás beavatkozások tervezésénél, mert az alapkerethez rögzített lokalizációs keret ún. fiduciális pontjai erre a célra is felhasználhatók. Van olyan módszer is, ami felületek illesztésével keresi meg a képmodálisok közötti kölcsönös megfeleltetést. Ilyenkor nagy szerepe van a felületmeghatározás pontosságának, az ún. szegmentációnak. Léteznek alakfelismerésen alapuló képi regisztráció, ami már teljesen automatikus, nem igényel semmiféle beavatkozást. Vannak olyan eljárások, amelyek kombinálják a különböző módszereket (10).

Történetek próbálkozások az MRI-képek egyedi felhasználására besugárzástervezéshez. Ilyenkor a szöveti sűrűség-információk hiánya miatt a különböző szervek körberajzolása után, azokhoz manuálisan kell hozzárendelni sűrűség-értékeket. Ilyen esetben egy-egy nagyobb terület minden pontjában azonos lesz a sűrűség, és a szöveti inhomogenitás hatását pontosan nem lehet figyelembe venni. Ramsey és Oliver (25) fantom mérései alapján MRI-alapú tervezéssel  $\pm 2\%$ -os dozimetriai pontosságot lehet elérni koponyabesugárzásoknál. Vizsgálták az MRI-képek alapján végzett virtuális szimuláció lehetőségét is. Az MRI pixel-értékeihez pszeudosűrűséget hozzárendelve digitálisan létrehozott röntgenképekkel (DRRs) határozták meg a mezők izocenterének a térbeli helyét, és ennek a pontosságát 2 mm-nél jobbnak találták. Egy másik tanulmányban már a klinikai alkalmazásról is beszámoltak (26). Tizenhat agydaganatos betegnél anatómiai pontok (csontstruktúrák) segítségével hasonlították össze az MRI-alapú DRR-képeket a szimulációs röntgenképekkel, és megállapították, hogy ezzel a módszerrel 3-10 mm-es beállítási pontatlanság észrevehető, ill. korrigálható. Yin és mtsai MRI-alapú DRR és verifikációs képek összehasonlításának módszerét ismertetik, és megállapítják, hogy agyi besugárzási mezőknél az MRI-DRR képek referenciaként használhatók a verifikációhoz (33). Beavis és mtsai szintén egyedüli MRI-alapú besugárzástervezésről számoltak be agydaganatoknál (3). Bemutatták, hogy megfelelő vizsgálati paraméterek (kis FOV, széles vételi sáv szélesség, "fast spin-echo" szekvencia) használatával a torzi-

tás és kémiai eltolódás minimalizálható, és az MRI önállóan is használható besugárzástervezéshez. Egyedüli MRI-alapú besugárzástervezést használnak Gamma-képes sugárbeszételi kezelésekénél is, ahol a szöveti inhomogenitás ismeretének hiánya nem okoz jelentős dozimetriai pontatlanságot. A CT-képek elhagyását azonban minden esetben alapos, nagyszámú klinikai esetet magában foglaló geometriai ellenőrzés kell, hogy megelőzze.

A geometriai torzítást vizsgáló irodalmi adatok nagy része régebbi generációs MRI-készülékekre vonatkozik. A technológiai fejlődés következtében az újabb készülékeknél a képalkotás során már sokkal kisebb geometriai pontatlanságok lépnek fel. A jövőben várható, hogy az MRI-képalkotás geometriai pontossága egyre jobb lesz, illetve a meglévő geometriai torzítások szoftveres úton majd korrigálhatóak lesznek. Az MRI-képek besugárzástervezési célra történő használatának újabb lehetőségét jelenti az MR-spektroszkópia, melynek alkalmazásával számos klinikai esetben nagymértékben javítható a daganatkiterjedés meghatározásának a pontossága.

#### Köszönetnyilvánítás

Köszönetünket fejezzük ki Bíró Virágnak és Gersei Vandának a CT- és MRI-vizsgálatokban nyújtott segítségükért.

#### Irodalom

- Aoyama H, Shirato H, Nishioka T, et al. Magnetic resonance imaging system for three-dimensional conformal radiotherapy and its impact on gross tumor volume delineation of central nervous system tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 50:821-827, 2001
- Barillot C, Lemoine D, Le Briquer L, et al. Data fusion in medical imaging: merging multimodal and multipatient images, identification of structures and 3D display aspects. *Eur J Radiol* 17:22-27, 1993
- Beavis AW, Gibbs P, Dealey RA, et al. Radiotherapy treatment planning of brain tumours using MRI alone. *Br J Radiol* 71:544-548, 1998
- Emri M, Ésik O, Repa I, et al. A metszetképalpító eljárások (PET/CT/MRI) képi fúziója hatékonyan elősegíti a terápiás döntést. *Orv Hetilap* 138:2919-2924, 1997
- Ende G, Treuer H, Boesecke R. Optimization and evaluation of landmark-based image correlation. *Phys Med Biol* 37:261-271, 1992
- Flentje M, Zierhut D, Schraube P, et al. Integration of coronal magnetic resonance imaging (MRI) into radiation treatment planning of mediastinal tumors. *Strahlenther Onkol* 169: 351-357, 1993
- Fraas BA, McShan DL, Diaz RF, et al. Integration of magnetic resonance imaging into radiation therapy treatment planning: I. Technical considerations. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 13:1897-1908, 1987
- Fransson A, Andreo P, Pötter R. Aspects of MR image distortions in radiotherapy treatment planning. *Strahlenther Onkol* 177:59-73, 2001
- Glatstein E, Lichter AS, Fraass BA, et al. The imaging revolution and radiation oncology: use of CT, ultrasound, and NMR for localization, treatment planning and treatment delivery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 11:299-314, 1985
- van Herk M, Kooy HM. Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. *Med Phys* 21:1163-1177, 1994
- Hill DLG, Batchelor PG, Holden M, et al. Medical image registration. *Phys Med Biol* 46:R1-R45, 2001
- Julow J, Major T, Valálik I, et al. Képfúzióval és elektronikus atlaszokkal végzett lokalizálás "low grade" gliómák stereotaxiás interstitialis jód-125 besugárzásánál és funkcionális agyműtéteknél. *Clin Neurosci/Idegy Szle* 52:231-233, 1999
- Julow J, Major T, Emri M, et al. The application of image fusion in stereotactic brachytherapy of brain tumours. *Acta Neurochir (Wien)* 142:1253-1258, 2000
- Julow J, Major T, Pongrácz F, et al. A képfúzió szerepe stereotaxiás agyműtéteknél - különös tekintettel a gliómák szövetszervi besugárzására. *Clin Neurosci/Idegy Szle* 54:77-86, 2001
- Kessler ML, Pitluck S, Petti P, et al. Integration of multimodality imaging data for radiotherapy treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21:1653-1667, 1991
- Khoo VS, Dearnaley DP, Finnigan DJ, et al. Magnetic resonance imaging (MRI): considerations and applications in radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 42:1-15, 1997
- Khoo VS, Padhani AR, Tanner SF, et al. Comparison of MRI with CT for the radiotherapy planning of prostate cancer: a feasibility study. *Br J Radiol* 72:590-597, 1999
- McRobbie DW. A three-dimensional volumetric test object for geometry evaluation in magnetic resonance imaging. *Med Phys* 24:737-742, 1997
- Mizowaki T, Nagata Y, Okajima K, et al. Development of an MR simulator: experimental verification of geometric distortion and clinical application. *Radiology* 199:855-860, 1996
- Orth RC, Sinha P, Madsen EL, et al. Development of a unique phantom to assess the geometric accuracy of magnetic resonance imaging for stereotactic localization. *Neurosurgery* 45:1423-1431, 1999
- Petrányi Á, Somogyi A, Glavák Cs, et al. A CT- és MRI-vizsgálatokon alapuló háromdimenziós besugárzás-tervezés jelentősége szájüregi daganatoknál. *Magyar Onkológia* 45:181-185, 2001
- Pötter R, Heil B, Schneider L, et al. Sagittal and coronal planes from MRI for treatment planning in tumors of brain, head and neck: MRI assisted simulation. *Radiother Oncol* 23:127-130, 1992
- Prott FJ, Haverkamp U, Willich N, et al. Comparison of imaging accuracy at different MRI units based on phantom measurements. *Radiother Oncol* 37:221-224, 1995
- Pykett IL, Newhouse JH, Buonanno FS, et al. Principles of nuclear magnetic resonance imaging. *Radiology* 143:157-168, 1982
- Ramsey CR, Oliver AL. Magnetic resonance imaging based digitally reconstructed radiographs, virtual simulation, and three-dimensional treatment planning for brain neoplasms. *Med Phys* 25:1928-1934, 1998
- Ramsey CR, Arwood D, Scaperth D, et al. Clinical application of digitally-reconstructed radiographs generated from magnetic resonance imaging for intracranial lesions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 45:797-802, 1999
- Rosenman JG, Miller EP, Tracton G, et al. Image registration: An essential part of radiation therapy treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40:197-205, 1998
- Sailer SL, Rosenman JG, Soltys M, et al. Improving treatment planning accuracy through multimodality imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 35:117-124, 1996
- Schad LR, Gademann G, Knopp M, et al. Radiotherapy treatment planning of basal meningiomas: improved tumor localization by correlation of CT and MR imaging data. *Radiother Oncol* 25:56-62, 1992
- Shuman WP, Griffin BR, Haynor DR, et al. MR imaging in radiation therapy planning. *Radiology* 156:143-147, 1985
- Ten Haken RK, Thornton AF, Sandler HM, et al. A quantitative assessment of the addition of MRI to CT-based, 3-D treatment planning of brain tumors. *Radiother Oncol* 25:121-133, 1992
- Thornton AF, Sandler HM, Ten Haken RK, et al. The clinical utility of magnetic resonance imaging in 3-dimensional treatment planning of brain neoplasms. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 24:767-775, 1992
- Yin FFY, Gao Q, Xie H, et al. MR image-guided portal verification for brain treatment field. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40:703-711, 1998