

Új képalkotó eljárások alkalmazása daganatos betegek brahiterápiájában

MAJOR TIBOR^{1,2,3}, VIZKELETI JÚLIA¹, ÁGOSTON PÉTER^{1,2}, TAKÁCSI-NAGY ZOLTÁN^{1,2,3}, POLGÁR CSABA^{1,2,3}

¹Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Központ, ²Semmelweis Egyetem, Onkológiai Tanszék, ³Országos Onkológiai Intézet és Nemzeti Tumorbíológiai Laboratórium, Budapest

Levelezési cím:

Dr. Major Tibor, Országos Onkológiai Intézet,
Sugárterápiás Központ, 1122 Budapest, Ráth Gy. u. 7-9.,
e-mail: major.tibor@oncol.hu, tel.: +36-1/380-3277

Közlésre érkezett:

2024. március 6.

Elfogadva:

2024. április 22.

Intézetünk Sugárterápiás Központjában 2022 óta működik egy 0,55 T-s MR-készülék (MAGNETOM Free.Max) és egy gyűrűs röntgenkészülék (ImagingRing). Jelen közleményünkben beszámolunk a készülékekkel nyert korai tapasztalatainkról. Az MR-szkenner alagútátmérője 80 cm, a röntgenkészülék gyűrűátmérője 121 cm. Utóbbival kúpsugaras CT- (CBCT-) vizsgálatok is végezhetők. Az MR-készüléket elsősorban nőgyógyászati brahiterápiás (BT-s) kezelések tervezésénél alkalmazzuk. Speciális rácsfantommal vizsgáltuk az MR-képalkotás képtorzításait. Fej-nyak és emlőtűzdeléseket követően összehasonlítottuk az ImagingRing CBCT és tervezési CT képminőségét. Az MR-készülék képminőségét megfelelőnek találtuk nőgyógyászati BT-s besugárzástervezéshez. A képtorzítások klinikai szempontból elhanyagolhatók. Az ImagingRinggel készített CBCT-képeken a katétereket mindig jól tudtuk azonosítani. Az MR-készülék a megfelelő képminőség és a kis fokú képtorzítás miatt alkalmas nőgyógyászati BT-s tervezéshez. Az ImagingRing képminősége kis testméreteknél megfelelő besugárzástervezéshez, de nagyobb testméreteknél már nem. Utóbbi készülék alkalmazható kezelés közbeni *in vivo* sugárforráspozíció-ellenőrzésre. Eddigi tapasztalataink alapján a két új képalkotó készülék használata hozzájárul a BT-s kezelések minőségének javításához. *Magy Onkol* 68:155-162, 2024

Kulcsszavak: alacsony mágneses térerősségű MR, brahiterápiás tervezés, képtorzítás, kúpsugaras CT, sugárforráspozíció-ellenőrzés

*In the Radiotherapy Centre of the National Institute of Oncology, Budapest, a 0.55 T MR scanner (MAGNETOM Free.Max) and a ring-like X-ray machine (ImagingRing) have been in operation since 2022. The MR scanner has a tunnel diameter of 80 cm, the X-ray machine has a ring diameter of 121 cm. The latter can also be used for cone-beam CT (CBCT) imaging. The MR scanner is mainly used for planning gynaecological brachytherapy (BT) treatments. Image distortions in MR imaging were investigated with a special grid phantom. After head and neck and breast implant, image quality of ImagingRing CBCT and planning CT was compared. The position of the radiation source was verified by radiographs taken during treatment. Despite the lower field strength, the image quality of the MR scanner was found to be adequate for treatment planning of gynaecological BT. Image distortions were found to be clinically negligible. On CBCT images obtained with ImagingRing, catheters could always be well identified, and anatomical organs were adequately visualized for head and neck treatments, but not for breast implants. The MR scanner is suitable for treatment planning for gynaecological BT due to its good image quality and low image distortion. The image quality of the ImagingRing is suitable for treatment planning for small body sizes, but not for larger sizes. The device can be used to *in vivo* check of the radiation source position during treatment.*

*Major T, Vizkeleti J, Ágoston P, Takácsi-Nagy Z, Polgár C. Application of new imaging modalities for brachytherapy of cancer patients. *Magy Onkol* 68:155-162, 2024*

Keywords: low magnetic field MR, brachytherapy treatment planning, image distortion, cone beam CT, position check of radiation source

BEVEZETÉS

A brahiterápia (BT) évtizedek óta kiváló klinikai eredményeket eredményező sugárterápiás eljárás különböző daganatos megbetegedések kezelésében. Bár alkalmazása az utóbbi időben világszerte csökkent, kedvező dozimetriai tulajdonságai miatt még ma is sikeres versenytársa a csúcstechnológiás külső sugárterápiának (EBRT) [1].

BT során zárt radioaktív izotópot vagy izotópokat (sugárforrásokat) juttatunk a daganatba vagy a daganat közelébe. A sugárforrások térbeli elhelyezkedésének meghatározásához képalkotó eljárásokat használunk. Évtizedeken keresztül a két irányból készített röntgenfelvétel alapján végezték a sugárforrások térbeli rekonstrukcióját. Ezzel a módszerrel pontosan ki lehetett számolni a sugárforrások helyét, de csak korlátozott módon lehetett anatómiai információkat szerezni a betegről. Anatómiai pontok vagy sebési klipek térbeli koordinátáit meg tudtuk határozni, de felületek vagy térfogatok meghatározására nem volt lehetőség. A metasztéképalkotó eljárások bevezetésével a BT-s tervezésbe megvalósult a háromdimenziós (3D-s) besugárzástervezés [2]. CT-képalkotással nemcsak a sugárforrások térbeli helyzetét határozhatjuk meg, hanem a céltérfogatot és a védendő szerveket 3D-ben is rekonstruálhatjuk, valamint a dóziseloszlást tetszőleges szeletben vagy 3D-ben is megjeleníthetjük. Az MR-képalkotás használata BT-s tervezéshez további előnyöket jelent. A jobb lágyrész-kontrasztossága miatt előnyösebb a céltérfogat és a védendő szervek meghatározására, illetve azok körberajzolására (kontúrozás).

Ugyanakkor a CT és MR besugárzástervezésre történő alkalmazása új problémákat vetett fel. A hagyományos nőgyógyászati applikátorok fémből (acélból) készültek, melyek nem használhatók CT- és MR-képalkotásnál. Speciális, CT- és MR-kompatibilis applikátorokat kellett kifejleszteni, amelyek műanyagból, titánból vagy szénszálas anyagból készültek. A munkafolyamat során további nehézséget okoz, hogy ezeket a képalkotó berendezéseket nem a kezelőhelyiségben helyezték el. A nőgyógyászati betegeket ezért az applikátor behelyezése után a képalkotó helyiségbe kell szállítani, majd vissza, úgy, hogy az applikátor ne mozduljon el. Ennek kiküszöbölésére nagy előny, ha a kétirányú röntgenfelvételekhez hasonlóan a képalkotó berendezés a kezelőhelyiségben van, mert akkor a beteg mozgatása nélkül lehet elvégezni a képalkotást, ami gyorsabbá és pontosabbá teszi a besugárzástervezést és a besugárzást. Ilyen célból az elmúlt években kifejlesztettek egy olyan mobilis röntgenkészüléket, amellyel tetszőleges irányból lehet 2D-s röntgenfelvételt készíteni, valamint 3D-s képalkotásra is alkalmas [3].

A BT-t leggyakrabban nőgyógyászati daganatok kezelésére használják. A jelenlegi kezelési protokollok alapján a külső besugárzás (EBRT) után a BT-vel történő dóziskiegészítés (boost) kötelező a lokálisan előrehaladott méhnyakrák kezelésében. Habár a BT-s kezelések tervezéséhez az MRI a javasolt optimális képalkotó módszer, de az MR-szkennerek korlátozott elérhetősége miatt jelenleg még mindig a CT-képalkotást

alkalmazzák leggyakrabban. Az MR-képalkotás azonban sok tekintetben jobb, mint a CT, különösen a lágyrészek jobb láthatóvá tétele miatt [4, 5]. Jelenleg a méhnyakrákos betegek kezelésében a képvezérelt adaptív brahiterápiát (image-guided adaptive brachytherapy, IGABT) tekintik a legkorszerűbb módszernek, amivel kiváló klinikai eredmények érhetők el [6, 7]. Méhnyakrák esetében a kezelés előtti, applikátor nélküli MR-képalkotás segít az EBRT utáni tumorzsugorodás méretének meghatározásában és a betegség stádiumától függően a BT céltérfogatának CT-felvételeken történő pontosabb meghatározásában, de az optimális BT-s tervezéshez az applikátor behelyezését követően végzett MR-képalkotás ajánlott [8]. Egyre több klinikai bizonyíték van arra vonatkozóan, hogy az IGABT nemcsak jobb klinikai eredményt ad, hanem a kezeléssel kapcsolatos morbiditás csökkenésével is jár [6]. A hagyományos intrakavitális applikátorokon túl ma már különböző, kombinált intrakavitális/intersticiális applikátorok is rendelkezésünkre állnak, melyekkel kiváló lokális daganatkontroll és teljes túlélési arány biztosítható, elfogadható toxicitás mellett [9].

A közelmúltban két új képalkotó eszköz vált elérhetővé számunkra intézetünk BT-s részlegén: egy alacsony mágneses térerősségű MR-készülék és egy gyűrűs, digitális röntgenkészülék 3D-s képalkotási funkcióval. Előbbit a BT-s kezelőhelyiség közelébe, utóbbit pedig a kezelőhelyiségbe telepítettük. Jelenleg még vizsgáljuk, hogyan tudjuk hatékonyan bevezetni a két új képalkotó modalitást a BT munkafolyamatába.

Jelen tanulmányunkban ismertetjük a két modern képalkotó eljárással szerzett kezdeti tapasztalatainkat daganatos betegek BT-s besugárzásánál.

ANYAG ÉS MÓDSZER

MR-készülék

A MAGNETOM Free.Max (Siemens Shenzhen Magnetic Resonance Ltd., Shenzhen, Kína) MR-szkennel (1. ábra) 0,55 Tesla térerősségű, mélytanulási (deep learning) szoftvertchnológiákkal és fejlett képfeldolgozással támogatott készülék számos előnyt kínál a sugárterápiás kezelések tervezéséhez [10]. A 80 cm átmérőjű betegalagút alkalmas a túlsúlyos betegek vizsgálatára, előnyös klausztrofóbiás betegek esetében, és különösen kedvező a nőgyógyászati daganatos betegek BT-jának tervezésekor. A nagy nyílásátmérő ugyanis lehetővé teszi olyan lábtartó rendszer használatát a képalkotás során, amelyet az applikátor behelyezésekor és a dóziskiszolgáltatás során alkalmazunk. A szkennel kompakt, kevés helyet foglal el, és csak 0,7 liter folyékony héliumot tartalmaz, csillapítócső nélkül.

Gyűrűs röntgenkészülék

Az ImagingRing (ImedPhoton GmbH, Salzburg, Ausztria, BT-s forgalmazó: Elekta Brachytherapy, Veenendaal, Hollandia) egy 121 cm-es belső átmérőjű, gyűrűs szerkezetű, digitális mobil röntgenkészülék, amellyel 2D-s és 3D-s felvételeket



1. **ÁBRA.** 0,55 T térerősségű MR-készülék, 80 cm-es átmérőjű beteg-alagúttal

lehet készíteni [2. ábra]. A röntgengenerátor 40 kV és 120 kV közötti csőfeszültséget tud előállítani. A készülék a padlón távvezérléssel minden irányban mozgatható, és a gyűrű (gantry) döntése is tetszőlegesen beállítható. A sugárforrás és a síkdetektor egy-egy karon, egymástól függetlenül mozgatható a gyűrű mentén, ami többféle képalkotási technika használatát teszi lehetővé. A betegről kétdimenziós röntgenfelvételek készíthetők fekvő, ülő vagy álló pozícióban. Ezenkívül a sugárforrás és a detektor körbeforgatásával, kúpsugaras CT-üzemmódban is használható a készülék (cone beam CT, CBCT). A vezérlése egy vezeték nélküli (wifi), érintőképernyős táblagéppel történik. Beépített lézervények mutatják a fősugár belépési pontját a testfelszínen, valamint a vizsgálandó terület határoló szélei is megjeleníthetők lézervényekkel. Az álló és forgó részben beépített kamerákkal vizsgálat közben is figyelhetjük a kezelőasztalon fekvő beteget. A képdetektor és a sugárforrássegység oldalán elhelyezett biztonsági lézervények a forgás leállításával megakadályozzák a mozgás miatti esetleges ütközéseket. Ezenkívül vészleállító gombokkal is bármikor leállítható a mozgás, illetve a sugárzás.

A hagyományos BT-s kezelőasztalok nem alkalmasak CT-vizsgálatokhoz az asztal mindkét szélén levő fémsínek jelenléte miatt. Ezért beszereztünk egy olyan kezelőasztalt (Biodex, Mirion Technologies, Atlanta, GA, USA), amelynek egy kb. 55 cm-es része nem tartalmaz fémet, ezért az asztalnak ez a szakasza használható CT-képalkotáshoz [2. ábra].

EREDMÉNYEK

MAGNETOM Free.Max MR klinikai alkalmazása

A méhnyakrákos betegek sugárterápiás kezelése során az EBRT után végzett MR-képalkotás segít pontosabban meghatározni a daganat kiterjedését és elhelyezkedését, valamint a daganat zsugorodásának mértékét, még akkor is, ha a kezelés tervezése CT-alapú [11]. CT-alapú tervezés esetén mi is rutinszerűen alkalmazzuk ezt a módszert az MR- és

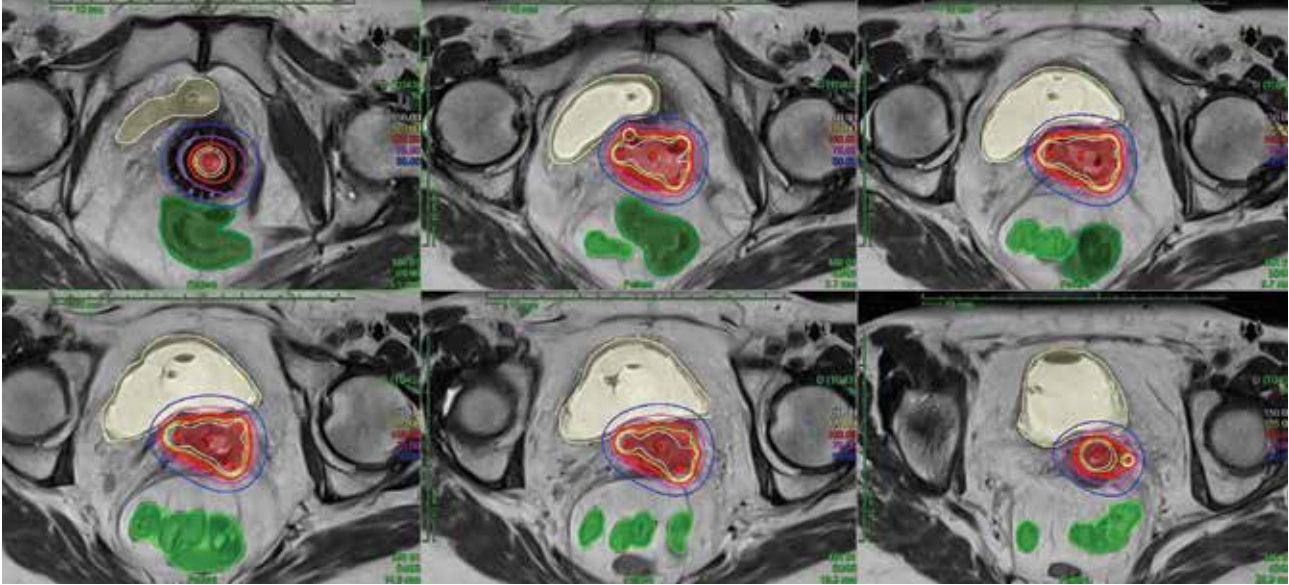
CT-felvételek egymás melletti vizuális összehasonlításával. Bár az MR-alapú BT-t „gold standard” kezelési módszernek tekintik, a behelyezett applikátor utáni MR-képalkotás sok központban még nem áll rendelkezésre. A legjobb klinikai eredmények azonban valódi MR-alapú tervezéssel várhatók, amikor a képalkotás az applikátorok behelyezése után történik. A MAGNETOM Free.Max központunkba telepítésével 2022-ben megkezdhattuk a méhnyakrákos betegek MR-alapú BT-s tervezését. Néhány esetben a betegeknél párhuzamos CT- és MR-képalkotást is végeztünk, és a két képsorozatot fuzionáltuk. Ennek a technikának az az előnye, hogy az applikátor rekonstrukciója pontosabban elvégezhető a CT-felvételeken, míg az MR-felvételek alkalmasabbak a céltérfogat és a védendő szervek meghatározására. Tapasztalataink szerint azonban a képfúzió pontatlansága hasonló mértékű, mint az applikátor rekonstrukciójának a pontatlansága az MR-képeken. Ezenkívül minden további képalkotás logisztikai kihívást jelent és többletidőt igényel a munkafolyamatban, beleértve a képfúziót is. E nehézségek miatt kezdtük el kizárólag az MR-képeket használni a kezelések tervezéséhez.

Brahiterápiás applikátorok nőgyógyászati daganatok kezelésére

A standard nőgyógyászati (GYN) BT-applikátorok acélból készülnek, hogy merevségüknek és mechanikai szilárdságuknak köszönhetően hosszú ideig használhatók legyenek. Kisfokú műtermékek megjelenése mellett használhatók



2. **ÁBRA.** Gyűrűs elrendezésű, mobilis, digitális röntgenképképző berendezés (ImagingRing) 2D-s és 3D-s képalkotáshoz (kúpsugaras CT) a speciális kezelőasztallal. A kettős nyíl mutatja az asztalnak azt a részét, amely nem tartalmaz fémet, ezért 3D-s képalkotáshoz is használható



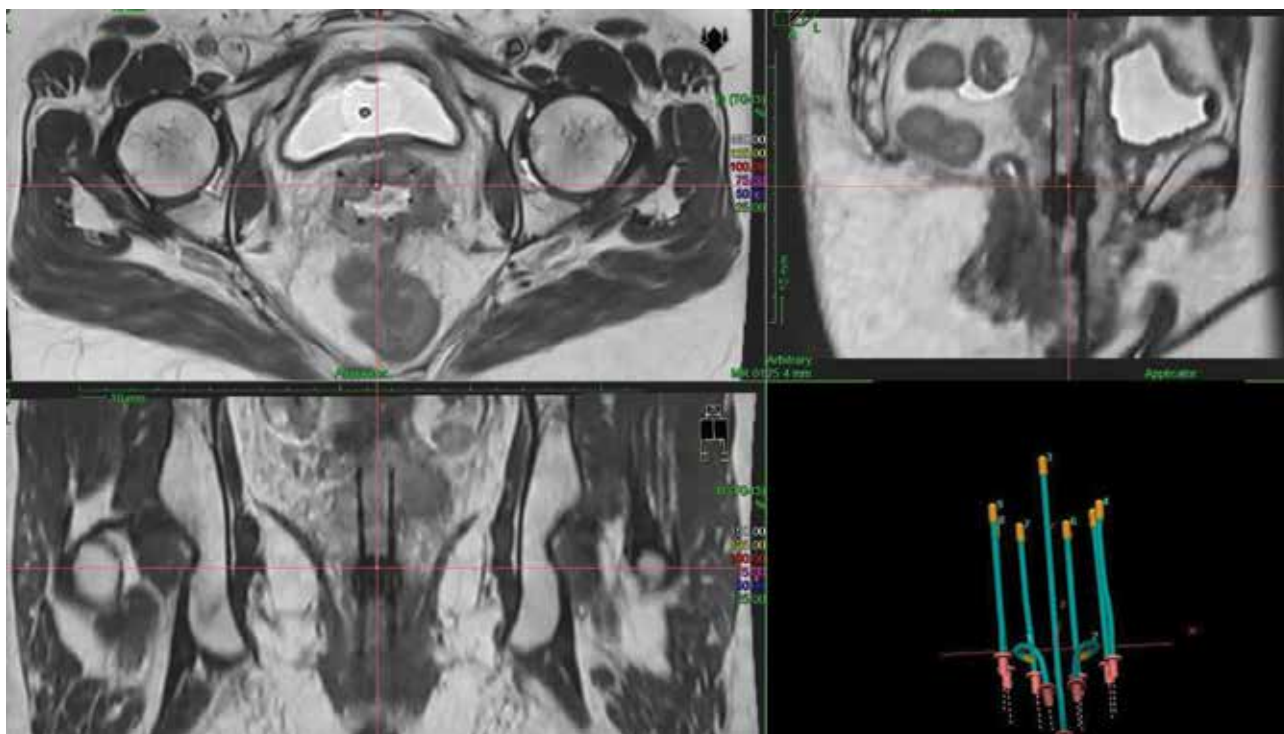
3. ÁBRA. Egy beteg BT-s besugárzási terve hat axiális szeletben a relatív dóziseloszlással, a céltérfogattal és a védendő szervekkel. A 100%-os relatív dózis 7 Gy-nek felel meg. A céltérfogatot a piros terület, a hólyagot sárga, a szigmabelet világoszöld, a végbélet a sötétzöld színezés mutatja

CT-alapú tervezéshez, de az MR-képkalkotáshoz MR-kompatibilis, műanyagból, szénszálal anyagból vagy titánból készült applikátorokat kell használni [12]. Jelenleg négyféle, nem fémből készült, MR-kompatibilis BT-s applikátorral rendelkezünk: Advanced Gynecological Applicator – Venezia, Interstitial Ring CT/MR Applicator, Vaginal CT/MR Multi Channel Applicator, Vaginal CT/MR Applicator (Elekta Brachytherapy, Veenendaal, Hollandia). Kiseb daganatok esetén elegendő csak az intrakavitális applikátor használata, de nagyobb, szabálytalan, parametriuminfiltrációval járó daganatok kezelésénél kombinálni kell az intrakavitális és intersticiális technikákat. A Venezia és Ring applikátornál volfrámötvözetből készült merev obturátorral ellátott műanyag tűket (ProGuide Needles) lehet perifériásan beszúrni a daganatba az oldalsó, félkör alakú applikátorokon keresztül. A tűk száma és helye a daganat lateralitásától és kiterjedésétől függ [3. ábra]. Az applikátor/tűk behelyezése a BT-s kezelésben történik, majd a beteget egy T-180 MR Trolley hordágyon (Troyka Med Inc., Ankara, Törökország) az MR-vizsgálóba szállítjuk.

MR-képkalkotás és tervezés

Tizenöt perccel az applikátor behelyezése előtt intravaszkulárisan 1 ml Buscopan (hioszcin-butilbromid) adunk a betegnek, hogy csökkentsük a bélmozgást a képkalkotás során. Mivel az MR-asztal jelenleg nem rendelkezik lábtámasszal, a beteg lábát leengedjük, és térdtámaszra helyezük. Megjegyezzük, hogy a besugárzás során ugyanezt a betegpozíciót tartjuk fenn. A jobb jel-zaj arány elérése érdekében a medence köré egy felszíni kismedencei tekercset helyezünk. Az applikátor látthatóságának javítása érdekében MR-vonaljelzőket (markerek) helyezünk az intrauterin applikátorba és a két oldalsó félgyűrű-

be. A tűkbe nem teszünk MR-markert, azokat üresen hagyjuk, így jel nélkül a levegő teszi őket láthatóvá (negatív kontraszt) [4. ábra]. A tervezőrendszerben egy speciális koordináta-rendszer kiválasztásával tetszőleges ferde síkok hozhatók létre. A koordináta-rendszer tengelyének elforgatásával a tűk velük párhuzamos síkban jeleníthetők meg, ami nagymértékben segíti a tűk rekonstrukcióját [4. ábra]. A GEC-ESTRO GYN szakértői munkacsoport ajánlásait követve a T2-súlyozott felvételeket paraaxiális (a nyaki csatorna hosszú tengelyére merőleges) és szagittális (a nyaki csatorna hosszú tengelyével párhuzamos) szelet orientációkban vesszük fel [13]. Kontrasztanyagot nem adunk a betegeknek. A képeknek az Oncentra Brachy v4.3 tervezőrendszerbe (Elekta Brachytherapy, Veenendaal, Hollandia) történő exportálása után a kezelőorvos körberajzolja a hólyagot, a végbélet, a szigmabelet és vékonybelet mint védendő szerveket (organs at risk, OAR), a nagy kockázatú klinikai céltérfogatot (high risk clinical target volume, HR-CTV) és esetenként a tumortérfogatot (gross tumour volume, GTV) [14]. Ezt követi az applikátor és ha vannak, a tűk rekonstrukciója. Csak intrakavitális applikátor esetén geometriai és grafikus optimalizálást végzünk, amit DVH-alapú dóziselőírás követ. A cél az, hogy a CTV az előírt dózis legalább 90%-át megkapja, miközben teljesülnek az OAR-okra előírt dóziskorlátok. A hólyag, a végbél és a szigmabél legnagyobb, 2 cm^3 -t kapott frakcionált dózisa nem haladhatja meg az 5 Gy, 3,5 Gy és 4 Gy értéket. Ha intersticiális tűket is használunk, akkor inverz optimalizálást (HIPO) alkalmazunk, amelyet szükség esetén grafikus optimalizálás követ a kisebb módosítások elvégzésére. Az EBRT utáni BT-s dóziselőírásunk $4 \times 7 \text{ Gy}$. A 4. ábra egy betegnél mutatja az anatómiai viszonyokat, valamint az applikátort az öt tűvel az axiális (bal felső), szagittális (jobb



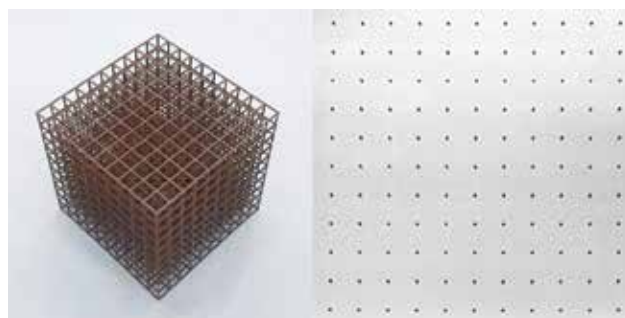
4. ÁBRA. A Venezia applikátorral kezelt beteg MR-képei három egymásra merőleges síkban. Az intrakavitális applikátoron kívül öt, perifériásan besúrt tűvel történt a besugárzás. Az intrauterin szondába MR-markert helyeztünk, a tűkben csak levegő volt, ami fekete pontként (axiális szelet), illetve vonalként (szagittális és koronális szelet) ábrázolódik (negatív kontraszt)

felső) és koronális (bal alsó) síkban. A tűket kis fekete lyukak ábrázolják az axiális szeleten, míg a méhnyakba behelyezett intrauterin applikátor lumenét az MR-marker fehér színe mutatja az axiális szelet közepén. A 3. ábrán öt intersticiális tűvel kiegészített Venezia applikátorral besugarazott beteg egy frakciójának dóziseloszlása látható. A 100%-os izodózisvonal 7 Gy-nek felel meg. A BT-s dózis 4×7 Gy volt. A körberajzolt védendő szerveket és a céltérfogatot különböző színekkel ábrázoltuk.

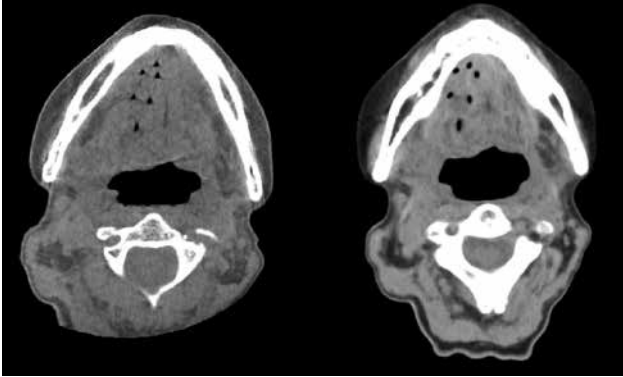
Képtorzítások

Az MR-képkalkotást követő pontos applikátorrekonstrukcióhoz és a szervek szegmentálásához a képeknek torzításmentesnek kell lenniük. A torzítások ellenőrzését speciális 3D-s nyomtatott fantomok segítségével végeztük el. A kocka alakú, rácsszerű fantomok műanyagból (PLA, polimájsav) készültek, amelyek nem adnak MR-jelet. A fantomok rácsos szerkezetűek, a rácspontok közötti távolság 2 cm. Két fantomot készítettünk, 10×10×10 cm-es és 20×20×20 cm-es méretben. Az 5. ábrán bal oldalon látható a nagyobb fantom. A vizsgálathoz a fantomokat vízbe helyeztük és szkenneltük. A fantomok struktúrái a jelek hiánya miatt kirajzolódtak a képeken (negatív kontraszt). 3D-s képkalkotást végeztünk, és az MR-képeken vizuálisan értékeltük a torzításokat, valamint minden szeletben mindhárom fő irányban megmértük a legtávolabbi rácspontok közötti távolságokat. Az 5. ábra

jobb oldalán megfigyelhető, hogy a rácspontok szabályos, négyzet alakú geometriában helyezkednek el, gyakorlatilag torzítás nélkül. A kisebb fantom esetében a 10×10×10 cm-es térfogatban az összes torzítás kisebb volt, mint egy milliméter, a nagyobb fantomban pedig 15×15×15 cm-es térfogatrészben a maximális torzítás két mm-nél kevesebb volt. Ilyen pontosságról mások is beszámoltak, és ez klinikailag elfogadható (15). Érdeemes megjegyezni, hogy a BT-s szempontból fontos térfogatrész az applikátorok/katéterek közvetlen közelére korlátozódik néhány cm-es távolságra.



5. ÁBRA. MR-képtorzítás vizsgálatára készített rácsfantom fényképe a bal oldalon, a fantomról készített axiális MR-szelet, ami mutatja a fantom rácspontjait, jobb oldalon. Megfigyelhető a szabályos geometria és a torzításmentesség



6. ÁBRA. Nyelvgyökdaganat tűzdelése után készített CT-vizsgálat képe egy axiális síkban. Bal oldalon az ImagingRing (CBCT), jobb oldalon a tervezési CT. Utóbbi részletesebb anatómiai információkat nyújt, de a CBCT is használható tervezéshez. A hat beültetett műanyag katéterben levő levegő fekete pontként mutatja a katéterek helyzetét mindkét esetben

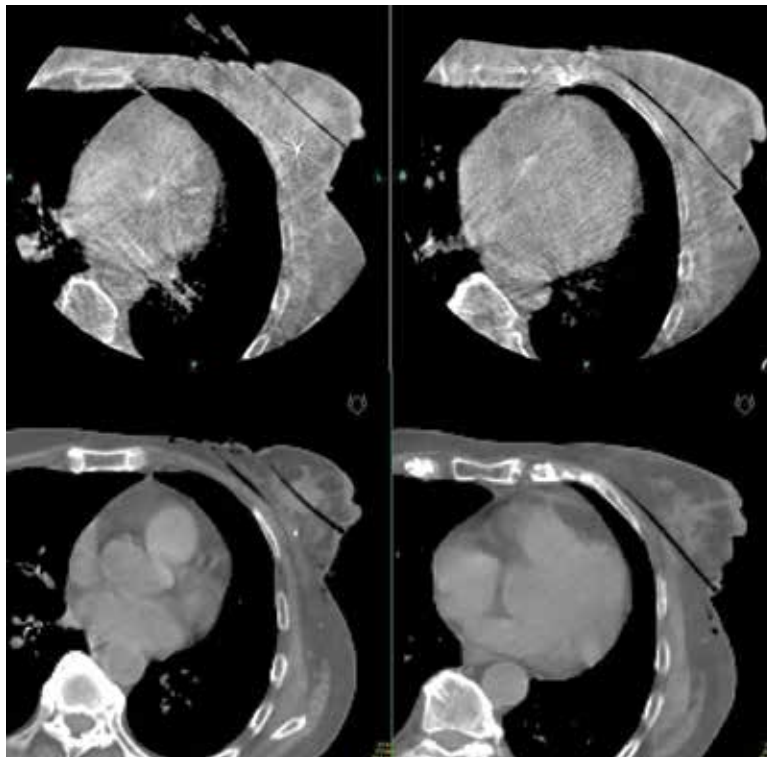
Ennél nagyobb távolságban a fordított távolságnégyzet törvénye miatt a dózis már kicsi lesz.

Gyűrűs röntgenkészülék klinikai alkalmazása

A készülék használatának kettős célja van. Megfelelő képminőség esetén besugárzástervezéshez CT-vizsgálat ké-

szíthető vele a kezelőhelyiségben, közvetlenül az applikátor vagy a katéterek behelyezése után, a beteg elmozdítása nélkül. Ugyanakkor verifikációs célokra is használható. 2D-s röntgenfelvétellel ellenőrizni lehet az applikátor/katéterek helyzetét, nemcsak az első frakció, hanem akár minden frakció leadása előtt. Ezenkívül lehetőség van kezelés közben a sugárforrás helyzetének ellenőrzésére. Ezzel a technikával *in vivo* ellenőrzést végezhetünk a sugárforrás geometriai pontosságának meghatározására a betegben.

Fej-nyaki tűzdeléseknél, a kisebb testméret miatt, a képminőség megfelelő a tervezéshez. A 6. ábrán azonos szeletben egymás mellett látható a tűzdelés után készített CBCT és tervezési CT. A műanyag katéterekben nincsen röntgenmarker, a bennük levő levegő megfelelő módon ábrázolja a katétereket, ami lehetővé teszi azok térbeli rekonstrukcióját. Emlőtűzdeléseknél is jól ábrázolódnak a katéterek, az anatómiai részletek azonban már nem láthatók olyan jól, mint a tervezési keskenyszeletes CT-nél. A 7. ábra két szeletben mutatja a CBCT-s (fent) és tervezési CT-t (lent) emlőtűzdelés után. A CBCT-n a műtéti üreg falába helyezett sebészi klip műterméket okoz, aminek csökkentését a jelenlegi szoftververzió nem tudja megfelelően kezelni. Nőgyógyászati kezeléseknél, különösen korpulensebb betegeknél, az anatómiai szervek nehezen azonosíthatók a gyengébb képminőségnek köszönhetően.



7. ÁBRA. Emlőtűzdelést követő CT-vizsgálatok képei két axiális síkban. Fent a CBCT, lent pedig a tervezési CT képei láthatók. A katéterek mindkét CT-n jól látszanak, a műtéti üreg azonban a CBCT-n nehezen azonosítható és a műtéti klip kismértékű műterméket okoz



8. ÁBRA. Kezelés közbeni sugárforrás-pozíció *in vivo* ellenőrzése röntgenfelvételen (ImagingRing), bal oldalon egy nyelvgyök-daganat és jobb oldalon egy emlődaganat tüzdelését követően. A sugárforrást mozgató vékony fémkábel és a végén levő sugárforrás jól látható mindkét felvételen

Az applikátor térbeli rekonstrukciója azonban ebben az esetben is elvégezhető a megfelelő láthatóság miatt.

Besugárzás közben a sugárforrásnak mindig egy előre meghatározott pozícióban kell tartózkodni a katéterben ahhoz, hogy a megtervezett dóziseloszlás a megfelelő helyen alakuljon ki a betegben. A 8. ábra bal oldalán a forrást mozgató dróthuzal végén levő sugárforrás látható az egyik katéterben nyelvgyök-daganat posztoperatív besugárzásakor. A beteg bőrénél levő rögzítő gomboktól mért távolság mérésével a sugárforrás valódi pozíciója meghatározható és az összehasonlítható a tervezett pozícióval. A 8. ábra jobb oldalán emlőbesugárzás közben látható a sugárforrás helyzete az egyik katéterben.

MEGBESZÉLÉS

A külső sugárterápiában az MR-felvételeket elsősorban a céltérfogat meghatározására, míg a CT-felvételeket a dózisszámításhoz használjuk. Ehhez az MR-képek és a CT-felvételek együttes regisztrációjára van szükség. A brahiterápiában azonban az MR-képek önállóan használhatók a kezelés tervezéséhez, mivel az általánosan használt TG 43 dózisszámítási algoritmus nem veszi figyelembe a szöveti inhomogenitásokat [16]. A dóziseloszlást mindig vízben számoljuk, és az MR-képeket csak a szervek szegmentálására, a céltérfogat meghatározására és az applikátorok/katéterek/tűk rekonstrukciójára használjuk. Ezeknek a geometriai információknak pontosnak kell lenniük, mert a kis pontatlanságok is nagy dóziskülönbségeket okozhatnak. A brahiterápiás forrás körüli dóziseloszlás kialakulásának meghatározó tényezője a forrástól mért távolság. A fordított távolságnégyzet törvénye miatt kis távolságtérés is jelentős dóziskülönbséget okoz.

A diagnosztikus MR-készülékek általában 1,5 T vagy annál nagyobb térerősséggel működnek, és külső besugárzástervezéshez is használhatók. Korábbi tapasztalatok ugyanakkor megerősítették, hogy az alacsony (0,1–0,5 T) és a közepes térerősségű (1,0–1,5 T) MR-szkennerek megfelel-

nek az MR-alapú BT-s tervezés követelményeinek [13, 17]. Bár a MAGNETOM Free.Max mágneses térerőssége csak 0,55 T, a képminőség meglehetősen jó, és az alacsony térerősség miatt a szövetek és a levegő közötti mágneses szuszceptibilitási különbségek kevésbé befolyásolják a kép torzulásait, valamint a titánból készült applikátorok potenciális melegítő hatása is kisebb, mint a nagy térerősségű MRI-készülékeknél [10]. A beteg kényelmét tekintve is vannak előnyei, kevésbé zajos, a nagy furat pedig csökkenti a beteg szorongását és klausztrófiáját, és kevesebb mágneses interferenciát okoz a beteg testébe beültetett eszközökkel. Tapasztalataink alapján a MAGNETOM Free.Max képtorzítása nem több mint 1 mm a BT-s szempontból érdekes térfogatban, beleértve az applikátor régióját és a közelében elhelyezkedő szerveket.

A CT-alapú tervezéssel szerzett tapasztalataink után a méhnyakrák MR-alapú BT-s tervezését viszonylag könnyen be tudtuk vezetni. Az alacsony mágneses térerősség ellenére a képminőség elfogadható a céltérfogat és a védendő szervek meghatározásához. Az MR-markerek megkönnyítik az intrakavitális applikátor rekonstrukcióját, de az intersticiális tűk markerek nélkül is láthatóvá tehető, csupán a bennük lévő levegő által. Számottevő képtorzulások csak az applikátor-tól távol eső régiókban fordultak elő, ami nem befolyásolja az applikátor rekonstrukciójának pontosságát és a közeli anatómiai szervek körberajzolását. Kezdeti tapasztalataink alapján úgy gondoljuk, hogy a MAGNETOM Free.Max MR segíthet a méhnyakrák képvezérelt adaptív brahiterápiájának megvalósításában és elterjesztésében, köszönhetően a megfelelő képminőségnek, a nagy betegapertúrának, a kompakt kialakításnak, a fejlett szoftveres megoldásoknak és a költséghatékonyságnak. Jelenleg vizsgáljuk az MR-alapú tervezés lehetséges alkalmazását más daganatlokalizációknál (emlő, fej-nyak, prosztata) is.

A kezelőhelyiségben telepített bármilyen képalkotó berendezés számos előnyt nyújt. Szükség esetén akár az implantáció előtt is végezhető vele képalkotás, ami segíthet

az applikátor típusának vagy a beültetendő katéterek számának és geometriájának a meghatározásában. A besugárzástervezéshez úgy készíthető vele CT-vizsgálat, hogy nem kell a beteget elmozdítani, az implantáció, a képkalkotás és a besugárzás is ugyanabban a betegpozícióban végezhető el. Ezzel kiküszöbölhető a beteg mozgása miatti applikátorelmozdulás, ami dozimetriai előnyökkel jár, és a teljes kezelési folyamat ideje is jelentősen csökkenthető. Eddigi tapasztalataink alapján kijelenthető, hogy kisebb testméretnél az ImagingRing képminősége megfelelő a tervezéshez, és az applikátorrekonstrukció még korpuslensebb betegeknél is megfelelően elvégezhető. Utóbbi esetben azonban a céltér fogat és a védendő szervek pontos meghatározása csak jelentős kompromisszumokkal lehetséges, ami a klinikai gyakorlatban jelenleg nem fogadható el. Ehhez hasonló következtetésekre jutottak más szerzők is [18]. Ennek kiküszöbölésére megoldást adhat a CBCT és az MR képeinek fúziójával történő besugárzástervezés. Az applikátor/katéter rekonstrukció pontosabban végezhető el a CT-képeken, míg az anatómiai szervek körberajzolásához

a jobb lágyszövet-kontrasztosságot nyújtó MR-képkalkotás használható. Ennek a technikának az alkalmazásához azonban pontos képregisztrációra (fúzióra) van szükség. A jövőben különböző daganatlokalizációk BT-s besugárzásánál tervezzük ennek a multimodális képkalkotó eljárás alapuló besugárzástervezésnek a bevezetését.

Köszönetnyilvánítás

Köszönetünket fejezzük ki Kovács Róbertnek a fantomok 3D-s nyomtatásáért és Koszta Enikőnek a fantomok MR-vizsgálatában nyújtott segítségéért.

Anyagi támogatás

A projekt a Kulturális és Innovációs Minisztérium Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Alapból nyújtott támogatásával, a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatallal létrejött támogatási szerződés alapján valósult meg (Nemzeti Laboratóriumok Program – Nemzeti Tumorbiológiai Laboratórium [2022-2.1.1-NL-2022-00010]). A munkát továbbá támogatta a Tématerületi Kiválósági Program (TKP2020-NKA-26)

IRODALOM

- Major T, Fröhlich G, Ágoston P, et al. The value of brachytherapy in the age of advanced external beam radiotherapy: a review of the literature in terms of dosimetry. *Strahlenther Onkol* 198:93–109, 2022
- Major T, Polgár Cs, Mangel L, et al. CT-képeken alapuló konformális brachyterápiás besugárzástervezés. *Magy Onkol* 44:109–115, 2000
- Karius A, Karolczak M, Strnad V, Bert C. Technical evaluation of the cone-beam computed tomography imaging performance of a novel, mobile, gantry-based X-ray system for brachytherapy. *J Appl Clin Med Phys* 23:e13501, 2021
- Dimopoulos J, Schard G, Berger D, et al. Systematic evaluation of MRI findings in different stages of treatment of cervical cancer: Potential of MRI on delineation of target, pathoanatomic structures, and organs at risk. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 64:1380–1388, 2006
- Zolciak-Siwinska A, Kowalczyk A, Sikorska K, et al. Comparison of computed tomography with magnetic resonance imaging for imaging-based clinical target volume contours in cervical cancer brachytherapy. *Brachytherapy* 17:667–672, 2018
- Tanderup K, Lindegaard JC, Kirisits C, et al. Image guided adaptive brachytherapy in cervix cancer: A new paradigm changing clinical practice and outcome. *Radiother Oncol* 120:365–369, 2016
- Vojtíšek R, Hošek P, Sukovská E, et al. Treatment outcomes of MRI-guided adaptive brachytherapy in patients with locally advanced cervical cancer: institutional experiences. *Strahlenther Onkol* 198:783–791, 2022
- Pötter R, Federico M, Sturdza A, et al. Value of magnetic resonance imaging without or with applicator in place for target definition in cervix cancer brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 94:588–597, 2016
- Rogowski P, Rottler M, Walter F, et al. Clinical outcome of combined intracavitary / interstitial brachytherapy using a hybrid applicator in locally advanced cervical cancer. *Gynecol Oncol* 166:576–581, 2022
- Grigo J, Masitho S, Fautz HP et al. Usability of magnetic resonance images acquired at a novel low-field 0.55 T scanner for brain radiotherapy treatment planning. *Phys Imag Radiat Oncol* 25:100412, 2023
- Pötter R, Georg P, Dimopoulos JC, et al. Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer. *Radiother Oncol* 100:116–123, 2011
- Kim Y, Muruganandham M, Modrick JM, et al. Evaluation of artefacts and distortions of titanium applicators on 3.0-Tesla MRI: feasibility of titanium applicators in MRI-guided brachytherapy for gynecological cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 80:947–955, 2011
- Dimopoulos JC, Petrow P, Tanderup K, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (IV): Basic principles and parameters for MR imaging within the frame of image based adaptive cervix cancer brachytherapy. *Radiother Oncol* 103:113–122, 2012
- Haie-Meder C, Pötter R, Van Limbergen E, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): Concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV. *Radiother Oncol* 74:235–245, 2005
- Aubry JF, Cheung J, Morin O, et al. Investigation of geometric distortions on magnetic resonance and cone beam computed tomography images used for planning and verification of high-dose rate brachytherapy cervical cancer treatment. *Brachytherapy* 9:266–273, 2010
- Nath R, Anderson LL, Luxton G, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med Phys* 22:209–234, 1995
- Berger D, Dimopoulos J, Potter R, et al. Direct reconstruction of the Vienna applicator on MR images. *Radiother Oncol* 93:347–351, 2009
- Karius A, Strnad V, Lotter M, et al. First clinical experience with a novel, mobile cone-beam CT system for treatment quality assurance in brachytherapy. *Strahlenther Onkol* 198:573–581, 2022