

Pécsi Tudományegyetem
Egészségtudományi Kar
Egészségtudományi Doktori Iskola

A doktori iskola vezetője:
Prof. Dr. Bódis József, az MTA doktora
egyetemi tanár, rektor



**Az on-line képzérelt sugárterápiás eljárás
leadott dózissra gyakorolt hatásának vizsgálata
kismedence fantomon**

Doktori (PhD) tézisek

Kovács Péter

Programvezető:

Prof. Dr. Ember István

Témavezető:

Dr. Csere Tibor

Társ témavezető:

Dr. Mangel László

Pécs, 2011.

1. Bevezetés

A daganatos betegek sugárkezelése Magyarországon is több évtizedes múlttal rendelkezik. A teleterápiában kezdetben ortovoltos, Röntgen-besugárzó készülékeket alkalmaztak. Országosan nagy előre lépést jelentettek a hetvenes-nyolcvanas években, illetve a kilencvenes évek elején az ország több sugárterápiás ellátó helyén üzembe állított, sugárforrásként ^{60}Co radioaktív izotópot használó kobaltbesugárzó készülékek, melyekkel lehetővé vált a megavolt terápia. A kilencvenes években számos helyen vásároltak lineáris gyorsítókat, melyek radioaktív izotóp sugárforrás nélkül, mesterséges úton képesek előállítani megavoltos energiájú foton- és elektronsugár nyálábokat. Ezzel egyidőben számítógépes besugárzás-tervező rendszerek kerültek beszerzésre több központban, s így megnyílt a lehetőség a napjainkban is rutinszerűen alkalmazott háromdimenziós, konformális sugárterápiás (3 Dimensional Conformal Radiation Therapy – 3D-CRT) besugárzás tervezésére, és kivitelezésére. Lehetőségessé vált továbbá az ún. intenzitás modulált sugárterápia (Intensity Modulated Radiation Therapy – IMRT) is. A kezelési eredmények összehasonlíthatóságának igénye és a technológia bonyolultságának fokozódása nemzetközi szinten szükségessé tette az irányadó protokollok kidolgozását. Az egyre precízebb kezelések pontosabb, standardizált céltérfogat meghatározást, dózis előírást, dózisszámítást és dózismérést tettek szükségessé. Az elmúlt években rohamosan fejlődő képvezérelt sugárterápia (Image Guided Radiation Therapy – IGRT) lehetővé tette a pontosság további növelését. A képvezérelt sugárterápia olyan eljárás, mely során valamely képalkotó modalitás segítségével korrigáljuk a beteg pozícióját, vagy szabályozzuk a kezelés lefolyását. A daganat belsőszerv-mozgások következtében bekövetkező elmozdulásának IGRT technikával történő korrigálása során a beteget úgy mozdítjuk el, hogy a daganat izocentrumhoz viszonyított helyzete megfelelően a tervezettnek. Ez a gyakorlatban az jelenti, hogy megváltozik az izocentrum helyzete a betegben.

2. Célkitűzés

Az izocentrum betegen belüli elmozdulása miatt a kezelési mezők forrás-bőrfelszín távolsága és gócmélysége is változik, ami megváltoztatja az elnyelt dózis nagyságát. Ez alapján felvetődött a kérdés, hogy IGRT technika alkalmazása során a valóságban a céltérfogatra leadott dózis nagysága mennyiben tér el a tervezettől? Továbbá azt is fontosnak tartottam megvizsgálni, hogy ez a hatás függ-e az egyes besugárzási technikáktól vagy választott mezőirányoktól? Munkám során választ kerestem arra is, hogy e dózishiba klinikai szempontból releváns mértékű-e, illetve függ-e egyéb tényezőktől? Megpróbáltam igazolni azt is, hogy az üreges védendő szervek (rectum, hólyag) telítettségének megváltozása is hatással van a leadott dózis nagyságára.

Ezen kérdések megválaszolásához egy olyan fantom modellt kívántam megalkotni, melyben szimulálhatók a belső szervek mozgásai. Előzetes információgyűjtéssel, főként a szakirodalom adatai és az Onkoterápiás Intézetben kezelt betegek geometriai jellemzői segítségével meg kívántam határozni a vizsgálati feltételeket is. Ide soroltam a belső szervek jellemző térfogatát, a jellemző térfogatváltozások mértékét, a helyzetbeli elmozdulások jellemző irányát és mértékét, valamint az egyes szervek kapcsolatát.

3. Eszközök és módszer

3.1. A vizsgált besugárzási célrégió sugárterápiás kezelési lehetőségei

Európában 100 daganatos férfibetegből 25-öt prosztatarákkal diagnosztizálnak. Épp ezért a múltban és jelenben is nagyon fontos szerepe van ezen daganatok kuratív kezelésének, aminek fontos része a sugárterápia.

Az 1990-es évek közepéig a legtöbb onkológiai központban 4 mezős besugárzási technikát használtak 60-70 Gy-es előírt dózissal. Ez a dózis a gyógyuláshoz számos esetben nem elegendő, viszont az ismert és várható nem kívánt mellékhatások előfordulási valószínűsége csökkentésének szüksége miatt behatárolt volt a magasabb dózis elérésének lehetősége. Az évtized végére elterjedő háromdimenziós, konformális technika (3D-CRT) a problémát valamelyest orvosolta, ám korai és késői mellékhatások csökkent számban

ugyan, de még mindig jelentkeztek. A napjainkban elterjedt intenzitás modulált sugárterápiás (IMRT) és intenzitás modulált ívterápiás (Intensity Modulated Arc Therapy – IMAT) technikák alakkövetőbb dóziseloszlás létrehozását teszik lehetővé a PTV körül. A védendő szervek ezért kevesebb dózist kapnak, így a PTV terápiás céldózis meg növelhető a nélkül, hogy a mellékhatások előfordulásának valószínűsége emelkedne. A magasabb dózissal jobb lokális kontroll érhető el. A céltér fogat dózis-lefedettsége hasonló vagy jobb, mint hagyományos esetben, és kevesebb mellékhatás tapasztalható.

A céltér fogat meghatározásakor alkalmazott mozgási biztonsági margó (ITV) csökkentésével az eredmények tovább javíthatók, mert így a védendő szervek kevesebb részét sugarazzuk be, aminek következtében tovább csökken a mellékhatások kialakulásának esélye. Ennek azonban feltétele a CTV mozgásának minél pontosabb figyelembe vétele a kezelések során. Ezt a feladatot különböző képalkotó eljárásokon alapuló, képvezérelt sugárterápiás technikák segítségével lehet megoldani.

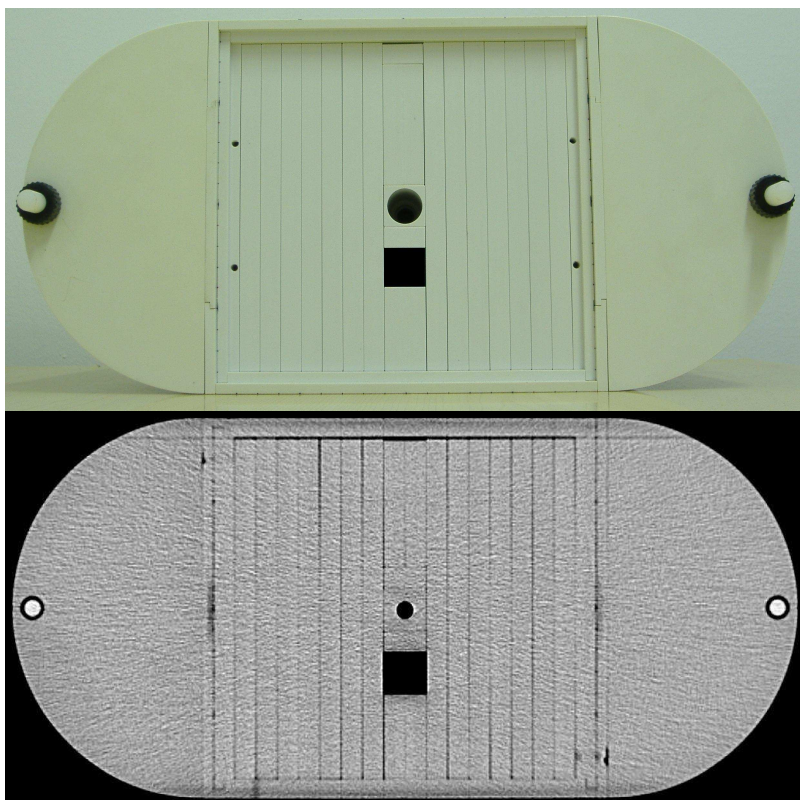
Egyik használatos módszer a már említett, ún. on-line korrekciós stratégia, mely során a beteg pozícióját minden kezelési napon ellenőrzik. A kezelőasztalt (és természetesen vele együtt a beteget) az adott napon mért, a belső szerv-mozgás következtében tapasztalható CTV elmozdulás nagyságával megegyező mértékben, de ellenkező irányba mozgatják. Így a céltér fogat a sugármezőkhöz képest megfelelő helyre kerül vissza. Ebben az esetben azonban az egyes kezelési mezők által leadott dózisokat a módosult betegpozíció következtében megváltozott gócmélység mellett módosítja a besugárzás tervezés során figyelembe vettől eltérő belső anatómiai elrendeződés (retcum és hólyag telítettség) is. A céltér fogat mozgásának elsődleges okozója ez utóbbi változás.

Egy inhomogén, változtatható összeállítású kismedence fantom segítségével modelleztem a belső szerv-változásokat és mozgásokat. Azért választottam a kismedence régiót, mert a rendelkezésre álló eszközökkel az itt végbemenő mozgások modellezésére tudtam kialakítani a fantomot.

3.2. A fantom összeállítása és CT felvételezése

Egy víz-ekvivalens anyagból (C_8H_8 és $2,1\% \pm 0,2\%$ TiO_2 keveréke, tömegsűrűség: $1,045\text{ g/cm}^3$, elektronsűrűség: $3,386 \times 10^{23}\text{ e}^-/\text{g}$, CT-szám 10 mérés átlagából: 3,8 HU) készült IMRT tervek verifikációjára használatos kismedence fantomot használtam a hátán

fekvő prosztata-tumoros beteg modelljeként. A fantom két részből állt. Egyik fele 1 cm vastag lapokból, melyek körvonala szabályos, hasonló egy ember testkörvonalához. A másik fele két nagyméretű ovoid elemből és egy különböző nagyságú elemekből kirakható kockából tevődik össze. Ez utóbbi részben alakítottam ki a prosztata és a rizikószervek modelljét. A fantom geometriai középpontjába egy gyárilag készített mérőüreget helyeztem el, melybe pontosan illeszkedik egy Farmer-típusú ionizációs kamra. Ezzel lehetővé vált a prosztata közepén a dózismérés. Az üreg alá 1 cm vastag fantom-kockát helyeztem, a prosztata szövet és a rectumfal modellezése céljából. Ez alá 2 cm levegő-ekvivalens polisztirol anyag került, mellyel a rectum gáztartalmát imitáltam. Ez az összeállítás volt a kiinduló állapot, mely alapján a besugárzási terveket készítettem (1. ábra).



1. ábra: a kiinduló fantom összeállítás

Lehetőség volt a polisztirol vastagságának és a mérőlyuk függőleges pozíciójának módosítására. Ez utóbbi a prosztata antero-posterior és postero-anterior irányú elmozdulását és egyidejűleg a hólyag telítettségének megváltozását is modellezte. A polisztirol vastagságának beállításával a rectum gáztartalom-változását lehetett szimulálni. A prostata cranialis és caudalis mozgásának modellezésére szimmetriai okok miatt ez a fantom nem alkalmas, vizsgálatom kizárólag a fel-le mozgásokra irányult.

A kiinduló állapotban Siemens SOMATOM Definition CT-készülékkel 3 mm-es rétegvastagsággal készült felvétel. A fantom ionizációs kamrával való felvételezését a tapasztalt artefakt hatások miatt elvettem. A kiinduló koordináta-rendszert fém markerek segítségével jelöltem ki, a fantom első craniális lapján, annak geometriai középpontjában.

3.3. Kontúrozás

A prosztatát és a rizikószerveket a TomoCON kontúrozó és képfuzionáló rendszer segítségével rajzoltam be. A CT szeleteken jól kivethető volt, hogy a mérőlyukba helyezhető ionizációs kamra aktív mérőtérfogata hol foglal helyet. E rész köré rajzoltam be prosztatát, alapul véve egy valós beteg prosztatájának méretét. A kritikus szerveket ugyanezen valós beteg alapján, a geometriai elhelyezkedéseket és méreteket alapul véve, a prosztatát kiindulópontnak tekintve minden axiális szeleten berajzoltam. Kontúroztam a femurfejeket, a hólyagot és a vesicula seminalis-t. A fantomba helyezett polisztirol körül fél cm-es falvastagságot belevéve berajzoltam a rectumot is. Ezt a prosztata superior végétől 4,5 cm-re craniálisan kezdtem és az inferior végtől 2,5 cm-re caudalisan fejeztem be. Ezután a teljes CT sorozatot és a kontúrkészletet DICOM-RT (Digital Imaging and Communications in Medicine – Radiation Therapy) formátumban exportáltam a besugárzás-tervező rendszerbe (PrecisePlan 2.03), ahol az IRCU 50 és 62 ajánlásait követve az RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) 0126 protokoll alapján meghatároztam a CTV-t és a PTV-t. A prosztata jelentette a GTV-t. A CTV tartalmazta a GTV-t és a kétoldali vesicula seminalis-t. A PTV-t a CTV térbeli kiterjesztésével készítettem el. Az alkalmazott margó minden irányban 1 cm volt, kivéve a rectum felé, amerre az Onkoterápiás Intézetben alkalmazott protokollnak megfelelően csak 0,5 cm-es margót használtam.

3.4. Besugárzás-tervezés

A besugárzási terveket 70,2 Gy térfogati átlagdózisra 1,8 Gy frakciókban terveztem meg a teljes PTV-re. Ha az ionizációs kamra aktív mérőtérfogatának igen kis méterét tekintjük ($0,65 \text{ cm}^3$), akkor a dozimetriai mérések kivitelezhetők lettek volna a GTV-re való tervezés esetén is. Mivel azonban a valóságban a PTV-re készített tervekkel történnek a kezelések, elengedhetetlen volt valós, a gyakorlatban használt méretű kezelési mezőkkel és tervekkel dolgozni ahhoz, hogy hiteles eredményeket kapjak.

A dózismegszorításokat az RTOG 0126 vizsgálati protokoll alapján, az általam tervezett összdózishoz hozzáigazítva határoztam meg. Ennek megfelelően a PTV-nek legalább 98%-a és a teljes CTV-nek meg kellett kapnia a 70,2 Gy-t, ezzel együtt a PTV 2%-nál nagyobb térfogatrésze nem kaphatott 75,1 Gy-nél nagyobb dózist. A hólyag és a rectum relatív térfogati tolerancia dózisait az 1. táblázat tartalmazza. A globális maximum dózis nem eshetett védendő szervbe.

1. táblázat: Védendő szervek tolerancia dózisa

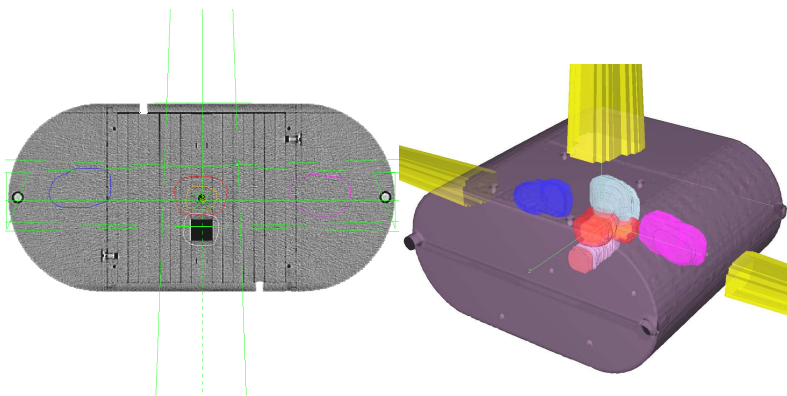
	a szerv 15%-ánál több nem kaphat nagyobb dózist, mint	a szerv 25%-ánál több nem kaphat nagyobb dózist, mint	a szerv 35%-ánál több nem kaphat nagyobb dózist, mint	a szerv 50%-ánál több nem kaphat nagyobb dózist, mint
hólyag	80 Gy	75 Gy	70 Gy	65 Gy
rectum	75 Gy	70 Gy	65 Gy	60 Gy

A besugárzási terveket a PrecisePlan 2.03 tervezőrendszerrel készítettem el, felhasználva a beépített OmniWedge®, IMRT workflow® és IMRT optimizer® modulokat. A dózisszámítást PencilBeam algoritmussal végeztem. Az izocentrumot az ionizációs kamra aktív mérőtérfogatának közepébe helyezem.

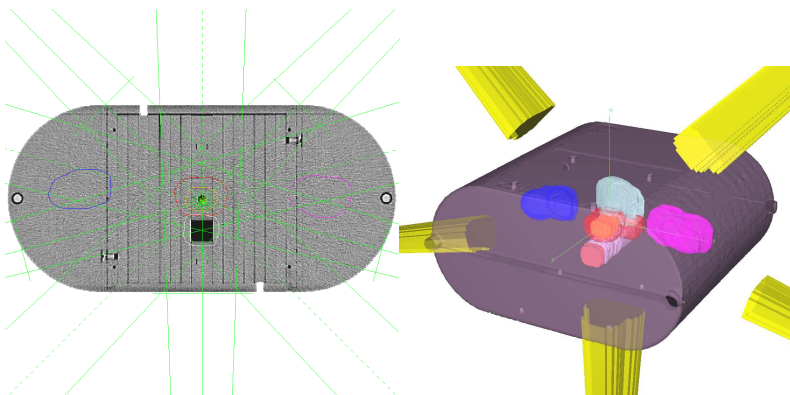
A 3D-CRT terv 18 MV fotonsugárzást használó hárommezős technika volt, mely egy anterioposterior (0°) és két opponáló laterális (90° , 270°) mezőt tartalmazott (2. ábra). Mindhárom mező alakját 1 cm vetületi vastagságú lamellákból álló multileaf-kollimátorral (Multi-Leaf Collimator – MLC) formáztam úgy, hogy mezőirányú nézetből a mező magába foglalja a PTV vetületi képét. A mező penumbra miatt 0,8 cm-es margót

használtam a PTV körvonala és a mezők szélei között. A laterális mezőkben az inzentizás-profilt 40°-os OmniWedge-el módosítottam.

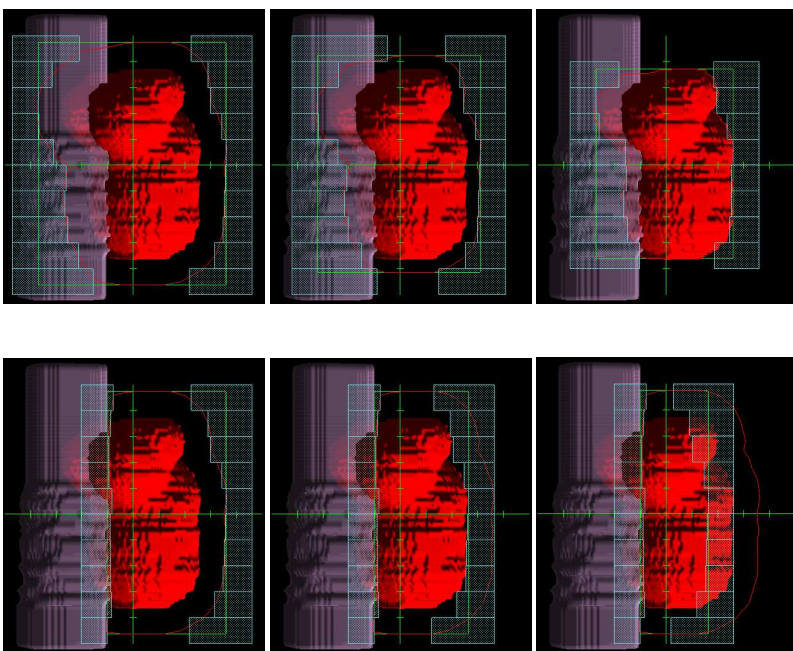
A step-and-shoot „manuális IMRT” (mIMRT) tervet öt koplánáris, 6 MV-s fotonsugármezővel készítettem el. A mezők belépő iránya 45°, 105°, 180°, 255° és 315° volt (3. ábra). Inverz szegmens-alak optimalizáló algoritmus sajnos nem állt rendelkezésemre, ezért mezőnként hat szegmenst készítettem el kézi módszerrel. Mezőirányú nézetben az MLC alak és a PTV körvonala között 0,8 cm, 0,4 cm és 0 cm-es margókkal a teljes PTV-t befoglalva készült az első három szegmens. A másik három szegmensben a rectumot kitakarva a PTV körül 0,8 cm, 0 cm és -0,8 cm margókat használtam (4. ábra). A szegmenseket az Elekta IMRT workflow® segítségével készítettem el. A szegmenssúly optimalizálást egy inverz tervezési algoritmussal, az Elekta IMRT optimizer®-rel végeztem. A már korábban említett céldózist írtam elő a PTV-re, és a már szintén említett dózismegszorításokat alkalmaztam a védendő szervekre.



2. ábra: mezőelrendezés 3D-CRT terv estén



3. ábra: mezőelrendezés mIMRT terv estén



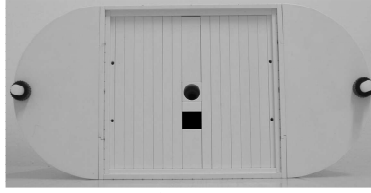
4. ábra: mezőszegmensek mIMRT terv esetén

3.5. Dózismérés

Az elkészült tervek alapján a fantom besugárzását Elekta Precise TS lineáris gyorsítóval végeztem el. A 3D-CRT és az mIMRT terv esetén is Scanditronix-Welhöffer FC65-P Farmer típusú ionizációs kamrával megmértem a keltett össztöltést nC-ban. Az IAEA TRS-398-as ajánlásában foglaltak alapján, a fantom anyagának vízekvivalenciáját felhasználva kiszámítottam az elnyelt dózist a tervezés során használt kiinduló fantom-összeállítás mellett. Ezeket az eredményeket rendeltem hozzá a tervezőrendszer által számított 1,8 Gy frakciódózishoz, és kiinduló értéknek tekintettem.

Ezután szimuláltam a szervmozgásokat a fantom összeállításának változtatásával. Méréseket végeztem csökkentett, normál és növelt polisztírol (rectum) térfogattal, illetve a mérőüreg (prosztata) 1 cm-es antero-posterior és postero-anterior irányú elmozdításával (5. ábra). A mérőlyuk elmozdítása miatt az ionizációs kamra aktív térfogata nem esett az izocentrum pontjába, ezért a fantom helyzetét a kezelőasztal lapjának ellentétes irányú emelésével/süllyesztésével korrigáltam. Így összesen 7-7 mérési elrendezéssel végeztem méréseket, elrendezésenként háromszor, a 3D-CRT és az mIMRT terv esetén is.

Ugyanezeket a méréseket elvégeztem továbbá 6 MV-s, egyszerű négyzetes mezőkkel is (Simple Square Beam – SSqB). 5×5 cm²-es méretű mezőket használtam anteroposterior (AP, 0°), laterális (LAT, 90°) és posteroanterior (PA, 180°) irányokból. A mezőket külön-külön vizsgáltam. 50 MU-et adtam le minden mezőből, isocentrikus elrendezés mellett. A kiinduló fantom összeállítás mellett megmértem a kiindulási dózisokat, majd a fent említett módon szimuláltam a szervmozgásokat, és elvégeztem a méréseket mindhárom SSqB esetén.



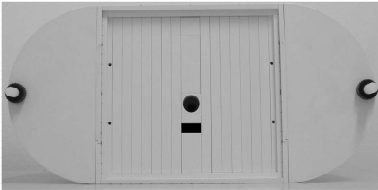
a)
kiinduló összeállítás



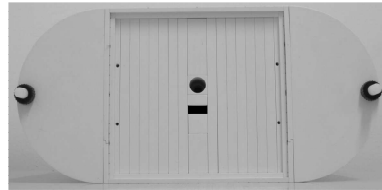
b)
 R_0, P_1



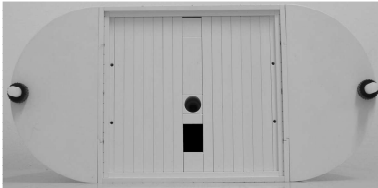
c)
 R_0, A_1



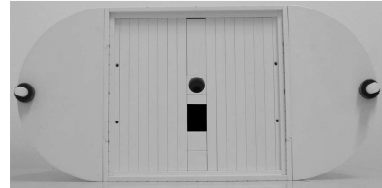
d)
 R_1, P_1



e)
 R_1, A_1



f)
 R_{+1}, P_1



g)
 R_{+1}, A_1

5. ábra: különböző fantom-összeállítások
rövidítések: R_0, R_{-1}, R_{+1} : kiinduló, csökkentett és növelt rectum térfogat
 A_1, P_1 : a mérőrege 1 cm-es anterior és posterior irányú elmozdítása

4. Eredmények

A 2-6. táblázatokban foglalom össze az egyes besugárzások során mért eredményeket a szimulált szervmozgások szerinti bontásban. A táblázatokban az alábbi rövidítéseket használom:

- SD szórás
- R_0 kiindulási polisztirol térfogat
- R_- csökkentett polisztirol térfogat
- R_+ növelt polisztirol térfogat
- A_1 1 cm-rel anterior irányba elmozdított mérőüreg
- P_1 1 cm-rel posterior irányba elmozdított mérőüreg

A kiindulási fantom összeállítás során mért értékhez képest a dózishiba mértéke mIMRT terv esetében minden fantom összeállításban kevéssel 1% alatt volt. Kicsit magasabb, de hasonló 1% körüli eltérés mutatkozott 3D-CRT esetén. AP SSqB esetén dózis eltérés nagysága főként a mérőüreg helyzetétől függött, és bizonyos esetekben a 4,5%-ot is elérte. A PA SSqB mérésekor tapasztaltam a legnagyobb eltéréseket. A hiba nagysága függött a polisztirol méretétől és a mérőüreg helyzetétől is. Itt előfordult 9%-os eltérés is. LAT SSqB esetén tapasztaltam a legkisebb eltéréseket, 0,5% körüli hibákat mértem.

2. táblázat: Dózis eltérések a szervmozgások függvényében – 3D-CRT

		mért dózis (Gy)	$\pm$ SD (Gy)	eltérés a tervezett dózistól (%)	SD (%)
kiinduló összeállítás (tervezett)		1,834	$\pm 0,002$	-	-
R_0	A_1	1,855	$\pm 0,003$	+1,13	0,14
	P_1	1,814	$\pm 0,004$	-1,13	0,21
R_-	A_1	1,851	$\pm 0,002$	+0,93	0,08
	P_1	1,813	$\pm 0,002$	-1,14	0,13
R_+	A_1	1,851	$\pm 0,004$	+0,91	0,20
	P_1	1,805	$\pm 0,004$	-1,58	0,21

3. táblázat: Dózis eltérések a szervmozgások függvényében – mIMRT

		mért dózis (Gy)	±SD (Gy)	eltérés a tervezett dózistól (%)	SD (%)
kiinduló összeállítás (tervezett)		1,895	±0,050	-	-
R ₀	A ₁	1,904	±0,003	+0,44	0,16
	P ₁	1,894	±0,003	-0,05	0,13
R ₋	A ₁	1,884	±0,002	-0,60	0,11
	P ₁	1,883	±0,002	-0,67	0,12
R ₊	A ₁	1,912	±0,003	+0,88	0,14
	P ₁	1,910	±0,002	+0,79	0,08

4. táblázat: Dózis eltérések a szervmozgások függvényében – AP SSqB

		mért dózis (mGy)	±SD (mGy)	eltérés a tervezett dózistól (%)	SD (%)
kiinduló összeállítás (tervezett)		355,0	±1,5	-	-
R ₀	A ₁	370,3	±0,2	+4,32	0,05
	P ₁	340,3	±1,8	-4,12	0,51
R ₋	A ₁	370,4	±0,1	+4,35	0,03
	P ₁	340,3	±1,4	-4,13	0,39
R ₊	A ₁	370,6	±0,1	+4,39	0,02
	P ₁	339,8	±1,6	-4,27	0,44

5. táblázat: Dózis eltérések a szervmozgások függvényében – PA SSqB

		mért dózis (mGy)	±SD (mGy)	eltérés a tervezett dózistól (%)	SD (%)
kiinduló összeállítás (tervezett)		389,9	±1,0	-	-
R ₀	A ₁	374,2	±1,7	-4,03	0,43
	P ₁	405,4	±0,2	+3,98	0,05
R ₋	A ₁	390,1	±0,2	+0,04	0,04
	P ₁	423,4	±1,0	+8,59	0,24
R ₊	A ₁	361,2	±1,0	-7,35	0,26
	P ₁	391,2	±1,1	+0,34	0,28

6. táblázat: Dózis eltérések a szervmozgások függvényében – LAT SSqB

		mért dózis (mGy)	±SD (mGy)	eltérés a tervezett dózistól (%)	SD (%)
	kiinduló összeállítás (tervezett)	240,9	±0,4	-	-
R ₀	A ₁	241,3	±0,8	+0,18	0,35
	P ₁	241,5	±1,0	+0,24	0,42
R ₋	A ₁	241,6	±1,0	+0,28	0,41
	P ₁	239,7	±0,1	-0,50	0,04
R ₊	A ₁	242,5	±0,8	+0,65	0,31
	P ₁	241,7	±0,1	+0,35	0,05

Összefoglalva elmondható, hogy a szimulált szervmozgások, a térfogati változások, és ezek korrekciója következtében a leadott dózis eltér a tervezett dózistól. A hiba mértéke különálló mezők vizsgálata esetén nagyban függ a sugármező irányától. Teljes, többmezős kezelés vizsgálata esetén azonban a hiba független a választott kezelési technikától (3D-CRT vagy mIMRT).

5. Következtetések

8.1. A szükséges mérések elvégzéshez készítettem egy kismedence fantomot, melyben a rectum és a hólyag méretének, valamint a prosztata függőleges pozíciójának változásait lehet a valóságnak megfelelően modellezni. Ezen kívül lehetőség van dózismérésre is a modell-prosztata középpontjában. Prosztata daganatos beteg kezelését és belsőszervmozgásait szimuláltam.

8.2. A vizsgált besugárzási elrendezéseknél sikerült kimutatnom az on-line IGRT technika céltérfogat-dózist módosító hatását.

8.2.1. Bebizonyítottam, hogy a gyakorlatban is alkalmazott, általam elemzett kezelési technikák esetében, ahol több mező összegződése alakítja ki a dóziseloszlást, a dóziszváltozás mértéke klinikailag irreleváns kicsi.

8.2.2. A különálló mezők vizsgálata során azonban arra az eredményre jutottam, hogy a különböző irányból érkező mezők által adott dózisek különböző mértékben változnak meg, és ez a változás egyes irányok esetén igen nagy lehet. Az AP-irányú

mezők dózisára leginkább a hólyag méretében és prosztatata helyzetében bekövetkezett változás van hatással. A PA-irányú mezők dózisát ezen kívül a rectum méretének változása is befolyásolta.

8.2.3. Ezek alapján megállapítottam azt is, hogy a besugárzás-tervezés során, a mezőirányok megválasztásakor körültekintően kell eljárni, lehetőség szerint kerülni kell a rectum irányából érkező mezőket.

A pécsi Onoterápiás Intézetben jelenleg kétdimenziós MV-os portálkép felvételek segítségével történik a betegek pozíciójának rendszeres ellenőrzése és szükség szerinti korrekciója. Intézetünkben Sebestyén Zsolt kutatásai alapján az alacsony rizikójú prosztatata daganatos betegek teljes kezelését, illetve a közepes és magas rizikójú betegek boost kezelését olyan ötmezős technikával végezzük, melyben elsősorban lateralis mezőket alkalmazunk. Kutatási eredményeim – különösképp a körültekintő mezőirányválasztás fontosságára vonatkozó következtetésem – az eredetitől eltérő szemszögből is igazolták a többségében lateralis mezők létjogosultságát, és megerősítettek bennünket abban, hogy a bevezetett új kezelési technika jó választás az említett betegcsoportok esetében.

6. A témával kapcsolatos elsőszerzős közlemények

6.1. Folyóiratban megjelent közlemények

1. **Péter Kovács**, Zs. Sebestyén, R. Farkas, Sz. Bellyei, A. Szigeti, G. Liposits, K. Hideghéty, K. Dérczy, L. Mangel. A Pelvic Phantom for Modeling Internal Organ Motions. Med Dosim **2010**; doi:10.1016/j.meddos. 2010.04.002 nyomtatásban (IF: 1.256)
2. **Kovács Péter**, Sebestyén Zs, Farkas R, Bellyei Sz, Mangel L. A képvezérelt sugárterápia formái és alkalmazása. Egészség Akadémia **1(4)**:313-322; 2010.

6.2. Konferencia előadások, poszterek

1. **Kovács Péter**, Sebestyén Zs, Farkas R, Bellyei Sz, Dérczy K, Szigeti A, Liposits G, Mangel L. A belsőszerv-mozgás dózishatásainak vizsgálata verifikációs fantomban. Magyar Sugárterápiás Társaság Kongresszusa, Pécs, 2009.
2. **Kovács Péter**, Sebestyén Zs, Hideghéty K, Gulybán Á, Farkas R, Bellyei Sz, Szigeti A, Mangel L. Betegpozíció reprodukálhatóságának vizsgálata lézeres és infravörös rendszereknél. Magyar Sugárterápiás Társaság Kongresszusa, Pécs, 2009.
3. **Kovács Péter**, Sebestyén Zs, Farkas R, Bellyei Sz, Dérczy K, Szigeti A, Liposits G, Gulybán Á, Mangel L. A prosztata mozgás napi on-line korrekciójának hatása a leadott dózisra. Magyar Orvostudományi Társaság Kongresszusa, Szombathely, 2009.
4. **Péter Kovács**, Zs. Sebestyén, R. Farkas, Sz. Bellyei, K. Dérczy, A. Szigeti, G. Liposits, Á. Gulybán, O. Ésik, L. Mangel. Organ motion correction with patient shifting during prostate cancer radiotherapy: effect on delivered dose. European Organization for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) Kongresszusa, Göteborg, Svédország, 2008.