

**Nem-izocentrikus C-íves képerősítős röntgenkészülék alkalmazása a  
brachyterápiás dózistervezésben  
és sokparaméteres illesztésen alapuló módszer kifejlesztése a  
Fletcher-Suit-Delclos applikátorok rekonstrukciójára**

Ph.D. disszertáció tézisei

dr. Pálvölgyi Jenő  
fizikus

Petz A. Megyei Oktató Kórház, Győr  
Onkoradiológiai Osztály  
osztályvezető főorvos: Dr.Pintér Tamás



Ph.D. program: Ionizáló és nem ionizáló sugárzások biológiai hatásai  
program vezető: Prof. Dr. Rontó Györgyi  
Témavezető: Prof. Dr. Rontó Györgyi

Opponensek: Dr. Karlinger Kinga Ph.D.

Dr. Polgár István, a fizikai tudományok kandidátusa

Bíráló bizottság: Prof. Dr. Monos Emil

Prof. Dr. Kanyár Béla

Dr. Major Tibor Ph.D.

Dr. Lővei József Ph.D.

Prof. Dr. Zaránd Pál

Szigorlati bizottság: Prof. Dr. Monos Emil

Dr. Gróf Pál C.Sc.

Dr. Major Tibor Ph.D.

Semmelweis Egyetem, Budapest

2007

## 1. Bevezetés

A brachyterápiás dózistervezéséhez a testüregbe helyezett applikátor térbeli elhelyezkedésének ismerete szükséges, amit hagyományos módon az applikátorról készített kétirányú röntgenfelvételek segítségével lehet meghatározni. Az utóbbi években terjed a metszeti képalkotó berendezésekkel készített képek alkalmazása is. A kétirányú felvételek készítésének legfejlettebb módja az integrált brachyterápiás képalkotó készülék (IBU) alkalmazása, de legelterjedtebb a brachyterápiás kezelő helységeen lévő hagyományos röntgenkészülék vagy terápiás szimulátor alkalmazása. Ez utóbbi esetben a beteg szállítása szükséges, amely során fennáll egyes applikátor típus, mint például a Fletcher-Suit-Delclos (FSD) alkatrészeinek elmozdulásának veszélye. Osztályunkon a brachyterápiás tervezéshez egy teleterápiás szimulátor, és egy mobil C-íves képerősítő röntgenkészülék áll rendelkezésre. A C-íves röntgen-készülék használata brachyterápiás lokalizációs felvételek készítésére kevésbé terjedt el.

## 2. Célkitűzések

Célul tűztük ki a brachyterápiás kezelő helységben lévő mobil C-íves röntgenkészülék alkalmazását a brachyterápiás kezelések besugárzás-tervezéséhez, hasonló módon, mint az integrált brachyterápiás képalkotó készülékkel (IBU) történik: a képerősítő digitalizált képeinek felhasználásával, film használata nélkül (A). A C-íves röntgen-készülékkel készített kétirányú felvételek kereskedelmi tervezőrendszerrel való alkalmazásához a képek nagyítását előzőleg meg kell határozni. Célul tűztük ki olyan módszer kifejlesztését FSD applikátorok térbeli rekonstrukciójára, amely módszer tartalmazza a képek nagyításának meghatározását is (B). Bemutatjuk a fenti módszerek

brachyterápiás dózistervezésben történő alkalmazását (C).

### **3. Módszerek**

#### ***A. A C-íves röntgenkészülék alkalmazása az applikátorok térbeli rekonstrukciójára***

##### ***A1. Előzetes vizsgálatok***

A C-íves röntgenkészülék monitorjáról kivezetett videojelét digitalizáltuk és megvizsgáltuk a rekonstrukciós képpárok szokásos módszerekkel való alkalmazási lehetőségét.

1. A szemi-orthogonális módszer volt legkevésbé alkalmazható, mivel a röntgenső és a rekonstrukciós keret közötti távolság kicsi, ez a kereten lévő jelek túl nagymértékű nagyítását eredményezi, amit az alkalmazott PLATO Brachyterápiás Tervező Rendszer v13.7 (BPS) nem kezel.
2. Az orthogonális rekonstrukciós módszer alkalmazhatónak bizonyult, de a fő problémát az jelentette, hogy a laterális felvételek képminősége gyakran nem volt megfelelő.
3. A kisszögű izocentrikus (variable-angle) módszer bizonyult a legalkalmasabbnak. Technikai okokból posterio-anterior (PA) és hátsó döntött (PO) beállítást alkalmaztunk.

##### ***A2. Izocentrikus felvételek készítése nem-izocentrikus C-íves röntgenkészülékkel***

A PLATO ver.13.7 Brachyterápiás Tervező Rendszerrel az applikátor rekonstrukció szemi-orthogonális, izocentrikus orthogonális, kis-szögű izocentrikus (variable angle) és IBU módszerrel történhet.

Az osztályunkon működő mobil C-íves röntgenkészülék brachyterápiás lokalizációs célra történő alkalmazásának egyik problémája az, hogy nem

izocentrikus felépítésű: a fősugár helye változik az orbitális szöggel. Izocentrikus rekonstrukciós képek felvételét a nem izocentrikus készülékkel úgy oldottuk meg, hogy a C-ív alkalmas eltolásával elérjük, hogy a PA és PO képeken a röntgen fősugár a tandem egy kiválasztott pontján menjen keresztül.

### **A3.** *A mobil C-íves készülékkel felvett képek izocentrumra vonatkozó nagyításának meghatározása*

A terápiás szimulátorral vagy az IBU-val készített felvételek nagyítása ismert, a 'szemi-orthogonális' módszer alkalmazásakor pedig a rekonstrukciós kerettel történik a képek nagyításának meghatározása.

A mobil C-íves röntgenkészülék alkalmazásának másik problémáját az jelenti, hogy a képek nagyítása nem ismert pontosan, ráadásul a C-ív orbitális szögével változik. A rekonstrukciós képek az izocenterre vonatkozó nagyításának meghatározására két módszert dolgoztunk ki. Az egyik azon alapul, hogy az izocenter közelében lévő, az applikátorba helyezett ismert távolságra lévő markerek vetületi hosszát mérjük meg. Ezt a módszert olyan applikátorok esetében alkalmazzuk, amikor az applikátor elhajlásának szöge a rekonstrukciós felvétel koordináta rendszerének tengelyétől kicsi. Ha az applikátor jelentős elhajlást mutat a koordináta tengelyektől, vagy az applikátor nem pontosan az izocenterben helyezkedik el, akkor a sok-paraméteres illesztésen alapuló módszert alkalmazzuk.

### **A4.** *A képerősítő torzítása*

A képerősítő digitális képeinek harmadik problémáját az jelenti, hogy a képek sarkain és szélein torzítás tapasztalható. Meghatároztuk az

alkalmazott képerősítő azon kis-torzítású tartományát, amelyen belüli applikátor-pontokat megfelelő pontossággal rekonstruálhatjuk, illetve megvizsgáltunk egy általános célú kereskedelmi képfeldolgozó szoftver (Nero PhotoSnap) alkalmazásának lehetőségét, amivel a képerősítő torzítását csökkenthetjük.

**A5. *Posterio-anterior és hátsó döntött rekonstrukciós képek alkalmazása***  
Bevezettük a PA és PO képpárral történő kisszőgű izocentrikus rekonstrukciót. A PO képek használata azzal az előnyel jár a hagyományosan alkalmazott laterális felvételekhez képest, hogy a kismedencei csontok árnyékoló hatása kisebb. A Fletcher-Suit-Delclos applikátor alkalmazása esetén az ovoidok külön látszanak és a markerek jól láthatók.

Az alkalmazott kezelő asztal lehetővé teszi a röntgenfelvételek készítését, azonban a fém tartószerkezet korlátozza a C-ívvel beállítható hátsó döntött szöget a 135° és 195° közötti tartományban. Megvizsgáltuk a PA és az ezen tartományba eső PO képpárokkal végzett rekonstrukció pontosságát.

## **B. Sok-paraméteres illesztésen alapuló módszer kifejlesztése a Fletcher-Suit-Delclos applikátorok rekonstrukciójára**

### **B1. *Bevezetés***

A C-íves röntgenkészülékkel felvett kétirányú felvételek PLATO brachyterápiás tervezőrendszerrel való alkalmazása előtt a képek nagyításának meghatározása szükséges. Ennek kiküszöbölésére olyan sok-paraméteres illesztésen alapuló (MPF) módszert dolgoztunk ki a FSD

applikátorok térbeli rekonstrukciójára, amely tartalmazza a rekonstrukciós felvételek nagyításának meghatározását is.

A MPF módszer alkalmazásához a FSD applikátor egyes alkatrészeibe, a tandembe és az ovoidba helyezett markerek koordinátáit előzetesen meghatároztuk. A FSD applikátor geometriai elrendezését, a tandem és ovoidok pozícióját 12 translációs és rotációs paraméterrel írjuk le. A paraméterek megválasztásánál figyelembe vettük a tandemet és az ovoidokat összefogó mechanizmus korlátozó hatását.

## **B2. A MPF rekonstrukciós módszer lényege**

Az aktuális FSD kezelés rekonstrukciójához PA és PO képpárt veszünk fel, amelyekről az applikátorba helyezett marker-pontokat digitalizáljuk.

Az aktuális FSD applikátor elrendezés rekonstrukciója során a paraméterek értékeit meghatározzuk meg az alábbi folyamattal:

1. Kiszámítjuk a kezdeti paramétereknek megfelelő, eltolt és elforgatott tandem,- és ovoid-pontok koordinátáit.
2. Képezzük az applikátor-pontok PA és PO vetületét.
3. Ezeket összehasonlítjuk a PA és PO rekonstrukciós képekről digitalizált markerek koordinátáival, és képezzük a számított és a digitalizált pontok eltérések négyzet-összegét.
4. A "szimplex" algoritmussal változtatjuk a paraméterek értékeit, közöttük a lokalizációs felvételek nagyítási tényezőit.
5. Kiszámítjuk a módosított paramétereknek megfelelő, eltolt és elforgatott tandem,- és ovoid-pontok koordinátáit, majd a 2. ponttól folytatjuk mindaddig, amíg az eltérések négyzetének összege tovább már nem csökkenthető, vagyis a legjobb illesztést elértük.

A legjobb illeszkedéshez tartozó paraméterek által definiált applikátor

elrendezés a rekonstruált FSD applikátor.

### **B3. A MPF módszer pontosságának vizsgálata**

A MPF módszer pontosságát az alábbi módszerekkel vizsgáltuk.

1. Tandem-fantomot készítettünk, amelyet különböző szögbe helyezve rekonstruáltunk PA és PO felvételekkel.
2. Különböző geometriai elrendezésű FSD applikátorral, korábban végzett kezelések során felvett PA és PO képekkel megismételtük a rekonstrukciót a MPF módszerrel.
3. A MPF módszert két programváltozattal teszteltük. Az első változatban két lépésben történik a rekonstrukció, az első lépésben a tandemé, a másodikban pedig az ovoidoké. A program másik változatában a tandem és az ovoidok rekonstrukciója együtt történik.

**B4.** A C-íves röntgenkészülékkel felvett rekonstrukciós képek nagyításának meghatározására is alkalmazzuk a MPF módszert. Ez esetben 2cm hosszú egyenes szakaszt illesztünk 3D eltolással, a sagittális és a laterális tengely körüli elforgatással az applikátor izocentrum körüli szakaszához.

## **C. A C-íves röntgenkészülékkel készített rekonstrukciós felvételek alkalmazása a PLATO Brachyterápiás Tervező Rendszerrel**

### **C1. Bevezetés**

Osztályunkon a brachyterápia egyik legjelentősebb alkalmazási területe a cervix carcinoma kezelése. Ezen kezelések több (2-5) frakcióban történnek a FSD applikátorral. A tandem és az ovoidok egymástól való távolságát a beteg anatómiai viszonyai határozzák meg. A FSD applikátor részeinek geometriai elrendezése változatos, amely frakciónként ugyan

hasonlóságot mutat, de az Ir-192 sugárforrás dózisterének meredek változása miatt kismértékű geometriai különbség is jelentős változást eredményez a dóziseloszlásban. A brachyterápiás kezelő helységben lévő C-íves röntgenkészülék lehetővé teszi a beteg mozgatása nélkül történő frakciónkénti dózistervezést.

## ***C2. A FSD applikátorral végzett cervix carcinoma kezelése***

### ***C.2.1 Az FSD applikátor geometriája az egyes frakció és több frakció során***

Megvizsgáltuk a FSD applikátor részeinek esetleges elmozdulását az egyes frakció alatt. Megismételtük hat kezelés során az applikátorok térbeli rekonstrukcióját a besugárzás befejezése után. Összehasonlítottuk a besugárzástervezéshez felvett, és a besugárzás kiszolgáltatása után felvett képek alapján kiszámított applikátor geometriáját. Vizsgáltuk a FSD applikátor részeinek geometriai hasonlóságát illetve különbségét az egyes frakciók során, valamint a geometriai változás dózisterekre gyakorolt hatását.

### ***C.2.2 A különböző geometriai elrendezésű FSD applikátorok dózistere optimalizálás alkalmazásával***

A PLATO tervezőrendszer a geometriai dózisoptimalizálással a sugárforrás minden egyes megállási idejét úgy határozza meg, hogy az applikátortól megadott távolságra felvett pontokra számolt dózis közelítőleg megegyezzen.

Az FSD applikátor ideális geometriai elrendezésének a 6cm hosszú aktív tandem-szakaszú, és a tandemtől laterális irányban 2cm távolságra lévő ovoidokkal leírt applikátort tekintjük. Az ilyen geometriai elrendezésű



applikátor optimalizált dózisterét vesszük viszonyítási alapnak. Tapasztaltunk szerint az FSD applikátor geometriája gyakran eltér az ideálistól: az ovoidok laterális irányban a tandemhez képest aszimmetrikusan helyezkednek el, vagy a két ovoid közötti távolság kicsi, az ovoidok sagittális irányban a tandemhez képest a hólyag vagy a végbél irányában eltolódhatnak. Az ovoidok eltolódott helyzete egyrészt a méhnyak környékének alul-dozírozását eredményezi, másrészt az applikátor közelében lévő védendő szervek (hólyag illetve a végbél) falán forrópont kialakulásához vezet.

### *C2.3 Az ideálistól eltérő geometriai elrendezésű FSD applikátorok dózisterének javítása*

Optimális geometriájú FSD applikátorok esetében az ovoidok aktív megállási pozíciói a tandemhez viszonyítva szimmetrikusan helyezkednek el, emiatt a sagittális dózisprofil is szimmetrikus. A hólyag irányában eltolódott ovoidok esetében, dózisoptimalizálás nélkül a hólyag applikátorhoz közeli falán forró pont, míg az ovoidoktól a végbél irányában alul-dozírozott terület alakul ki. A végbél irányában eltolódott ovoidok esetében pedig fordított a helyzet.

Megvizsgáltuk a különböző geometriai elrendezésű FSD applikátorok sagittális dóziseloszlását, amelynek ellenőrzésére bevezettünk két applikátor pontot. Ezek a dózistervezéshez használt, a tandemhez rögzített koordináta rendszer sagittális tengelyén, az origótól 2cm távolságra helyezkednek el. A dózisprofilok szimmetriáján úgy javítottunk, hogy egyrészt a sugárforrás megállási pozícióját csak a tandem környékén aktiváltuk az ovoidokban, másrészt 'megadott távolságra való geometriai optimalizálást' (geometrical optimization on dose points) alkalmaztunk.

### ***C3. Az endometrium carcinoma kezelése***

Osztályunkon a brachyterápia másik jelentős alkalmazási területe az endometrium carcinoma kezelése, amelyet legnagyobb részben a módosított Heyman-féle módszerrel végezzük. E módszert az alábbiak szerint továbbfejlesztettük: a szokásosnál kevesebb számú katétért használunk és Simon-Norman katéterek fejét a méh a fundusához helyezzük el. A kívánt dózisteret a méh dimenziójának ismeretében a sugárforrás megállási idejének dózispontokra a geometria figyelembe vételével (on dose points and geometry) történő optimalizálással hozzuk létre. A hajlékony katéterek a kezelési frakciók során különböző módon helyezkedhetnek el a méhben, ezért frakciónkénti dózistervezés szükséges. A kezeléseket egy részében szabályos katéter-elrendezéseket tapasztaltunk. Ezek alkalmasak voltak a dozimetriai összehasonlításra, illetve a merev Y-alakú endometrium-applikátor dózisterével való összehasonlításra, amelyet dózisprofilok segítségével végeztünk el. Vizsgáltuk továbbá a sagittális uterus-kontúron felvett dózispontokra számított dózisértékeket különböző formájú méh esetében.

## **4. Eredmények**

**A1.** Leírtuk a C-íves röntgenkészülék monitorjáról kivezetett videojel digitalizálását és a képfájlok konverzióját a PLATO Tervező Rendszerrel történő felhasználáshoz. Leírtuk az általunk alkalmazott módszert, amellyel a nem-izocentrikus C-íves röntgenkészülékkel felvesszük a PA és PO képpárt, valamint a képek nagyítási tényezőinek meghatározását.

**A2.** Megvizsgáltuk a FSD applikátorral történt kezeléseket rekonstrukciójának pontosságát. A mobil C-íves röntgenkészülékkel PA

és 150°-135° között felvett PO képeket készítettünk. Az applikátorok térbeli rekonstrukcióját a PLATO Tervező Rendszerrel, a 'catheter describing points' módszerrel végeztük el. A rekonstruált tandem-hosszak legnagyobb hibája 1.8mm volt, míg a BPS által elfogadott legnagyobb hiba 2.5mm.

**A3.** A mobil C-íves röntgenkészülék brachyterápiás lokalizációs célra való alkalmazása lehetővé teszi, hogy a beteg a kezelőasztalon ugyanabban a helyzetben legyen kezelési frakció során. Ellenőriztük hat kezelés során a FSD applikátor esetleges elmozdulását. Megismételtük az applikátorok térbeli rekonstrukcióját a besugárzás befejezése után. Az applikátorok koordinátáinak legnagyobb háromdimenziós eltérése 2.3mm volt.

**B1.** Sok-paraméteres illesztésen alapuló (MPF) módszert dolgoztunk ki a FSD applikátorok térbeli rekonstrukciójára, amely tartalmazza a rekonstrukciós felvételek nagyításának meghatározását is. A MPF módszer az ismert geometriájú tandemet és az ovoidokat eltolás és elforgatás műveletekkel adaptálja az aktuális kezelés geometriájához.

**B2.** Megvizsgáltuk a MPF módszer pontosságát. A rekonstrukció pontosságának vizsgálatára tandem-fantomot készítettünk, amelyet különböző szögben elforgatott helyzetben rekonstruáltuk. A legnagyobb kétdimenziós hiba 1mm volt.

**B3.** A MPF módszert teszteltük különböző tandem-ovoid helyzetű FSD applikátor elrendezésekkel is. A legnagyobb kétdimenziós rekonstrukciós hiba 1.7mm volt.

**B4.** A MPF módszer két programváltozatát teszteltük. Az első változatban a rekonstrukciót két lépésben hajtjuk végre, az első lépésben csak a

tandemet, a másodikban pedig az ovoidokat rekonstruáljuk, az utóbbi lépésben felhasználjuk az első lépés során meghatározott nagyítási tényezőket és a tandem laterális elfordulási szögét. A második programváltozatban egy illesztéssel rekonstruáljuk a tandemet és az ovoidokat.

**B5.** Összehasonlítottuk a két programváltozattal számolt tandem hegyének, közepének és végének koordinátáit, valamint a jobb ovoid második pozíciójának koordinátáit, amelyek 1.7mm-en belül egyeztek meg.

**C1.** A FSD applikátorok geometriai elrendezésének elemzése azt mutatta, hogy a tandem és ovoid laterális elhelyezkedésétől függően az alábbi csoportokat lehet megkülönböztetni: az ovoidok szimmetrikusan vagy aszimmetrikusan helyezkednek el, illetve a jobb és a bal ovoid közötti távolság kicsi. Ettől függetlenül az ovoidok sagittális helyzete a tandemhez képest lehet: korrekt, vagy a hólyag illetve a végbél irányában eltolódva.

**C2.** Osztályunkon a brachyterápiás frakció során a beteg ugyanabban a pozícióban helyezkedik el a besugárzástervezés és a dózis kiszolgáltatása alatt. Nem tapasztaltuk az FSD applikátor részeinek elmozdulását kezelési frakció alatt. A több frakcióban végzett kezelések geometriai összehasonlítása azt mutatta, hogy a jobb és bal ovoid laterális távolsága kis szórást mutatott, míg az ovoidok tandemhez viszonyított sagittális helyzete gyakran különböző volt.

**C3.** Dózisoptimalizálással az ideálistól eltérő geometriai elrendezésű FSD applikátorok sagittális dózisztere a referencia-elrendezés dóziszteréhez közelíthető volt. A hólyag illetve a végbél irányban felvett applikátor-

pontokra számított dózisértékek az esetek legnagyobb részében a referencia-elrendezéshez képest  $\pm 1\text{Gy}$ -el tértek el, viszont ha két ovoid közötti távolság kicsi, akkor ez az érték nagyobb.

**C4.** Az endometrium carcinoma kezelésére a módosított Heyman módszert adaptáltuk, de a kezeléseket a szokásosnál kevesebb (5-6) Simon-Norman katéterekkel végezzük. A méh fundusához helyezett katéterek geometriai elrendezése frakciónként különböző lehet, de a kezelések egy része megközelítőleg szabályos katéter-elrendezést mutat.

A PLATO Tervező Rendszer által számított 3D dózismátrixból laterális és a méh hossz tengelyébe eső dózisprofilokat vettünk fel, amelyeket összehasonlítottuk az Y-alakú katéter-elrendezés dózisprofiljaival. Az 5 és 6 csatornás katéterelrendezések dózistere az Y-alakú elrendezésekhez viszonyítva 1.3-szeres dózist mutatott a méh külső falán, illetve 1.7-szeres dózist a katéterek fejének közelében.

**C5.** A Simon-Norman katéterekkel történő kezeléseket a méh falvastagságának megfelelő laterális távolságban felvett dózispontokra optimalizáltuk. Megvizsgáltuk a szabályos katéter-elrendezések dózisterét négy különböző méretű és alakú méh esetében. A méh külső sagittális kontúrján felvett páciens-pontokra számított dózisértékek fundusnál általában viszonylagos aludozírozott területet, míg a hólyag oldalán egy pontban forró pontot mutattak.

**C6.** A PLATO Brachyterápiás Tervező Rendszerrel történő rekonstrukcióhoz a C-íves röntgenkészülékkel felvett kétirányú felvételek nagyításának pontos ismerete szükséges. Multi-paraméteres illesztéssel az elforgatott, illetve a nem pontosan az izocentrumban levő katéterekkel tudjuk meghatározni a kép izocentrumra vonatkozó

nagyítását. A MPF módszerrel meghatározott nagyítással rekonstruált hajlékony katéterek hosszának eltérése a ténylegestől 2mm-en belül volt.

## **5. Következtetés**

**A.** A brachyterápiás kezelések tervezésének kétirányú röntgenfelvételeken alapuló legfejlettebb módja az integrált brachyterápiás egység csak kevés intézményben található meg. Itt egy helyen van a besugárzó készülék, a röntgenfelvételek készítésére is alkalmas brachyterápiás kezelőasztal és egy L-karra szerelt C-íves képerősítő röntgenkészülék. Ez utóbbival digitális rekonstrukciós képekkel történik a brachyterápiás dózistervezés.

Osztályunkon bevezettük a brachyterápiás kezelőhelységben lévő mobil C-íves képerősítő röntgenkészülék használatát digitális lokalizációs felvételek készítésére. A fő különbségek az általunk alkalmazott megoldás és a referált módszerek között az alábbiak:

1. Az applikátorok térbeli rekonstrukciójára a szokásos AP és laterális képpárok helyett PA és PO képpárokat használunk. A hátsó döntött képek alkalmazása azzal az előnnyel jár, hogy a kismedencei csontok árnyékoló hatása kisebb, ezért jobb a képminőség. A FSD applikátorral történő kezeléskor az ovoidok átfedés nélkül, az applikátorba helyezett markerek pedig tisztábban látszanak.
2. Az általunk készített lokalizációs felvételeken az applikátor mindig a kép közepén, a képerősítő kis-torzítású részén helyezkedik el. A leírt módszert a klinikai gyakorlatban főleg a FSD applikátorral és a Simon-Norman katéterekkel végzett módosított Heyman módszerrel történő kezelések dózistervezésénél alkalmazzuk.

A mobil C-íves képerősítő röntgenkészülék alkalmazása során az alábbi előnyöket tapasztaltuk:

1. A beteg az applikátor testüregbe való behelyezését követően a lokalizációs felvételek készítése és a dózistervezés, valamint a dózis kiszolgáltatása alatt ugyanolyan testhelyzetben van, ezzel minimálisra csökken az applikátor elmozdulásának lehetősége.
2. A besugárzástervezés időtartama az online képek alkalmazásával csökken, a képek digitalizálása és konverziója rövidebb időt vesz igénybe, mint a filmek előhívása.
3. A FSD applikátor tandem-ovoid helyzete frakciónként különböző lehet. A sokkatéteres (Simon-Norman) kezeléseket is frakciónként egyedi dózistervezés alapján végezzük, míg más centrumok egyszerűsített standard tervvel csökkentik kezelési időt.
4. A nem megfelelő FSD applikátor elrendezést a dózistervezés előtt korrigáljuk. A FSD applikátor alkatrészeinek korrekt helyzete csökkenti a védendő szervek dóziséját.

A mobil C-íves képerősítő röntgenkészülék alkalmazása során az alábbi korlátokat tapasztaltuk:

1. A C-íves röntgenkészülék mechanikai precizitása kisebb, mint a terápiás szimulátoré vagy az IBU-é.
2. Az alkalmazott kezelőasztal fémrészeinek árnyékoló hatása korlátozza a PO kép szögét. A PA és PO képek szögének különbsége befolyásolja a rekonstrukció pontosságát.
3. A rekonstrukciós felvételek általunk alkalmazott módszerével az izocentrum beállításához képenként 3-4 exponálás szükséges.

4. A mobil C-íves röntgenkészülékünk képerősítőjének átmérője kicsi.
5. A FSD applikátor ovoid-pozíciójának PO kép alapján való megítélése nagyobb gyakorlatot igényel. Az ICRU Report 38. dokumentumban definiált referencia pontok rekonstruálása bonyolultabb, mint laterális képek alapján.

**B.** A brachyterápiás tervező rendszerek a lokalizációs felvételek nagyításának ismeretét feltételezik. Leírtuk a sok-paraméteres illesztésen alapuló, a FSD applikátorok rekonstrukciójára szolgáló módszert, amely tartalmazza a PA és PO vagy laterális lokalizációs felvételek nagyításának meghatározását.

A MPF módszer alkalmazásához a kezdeti paraméterek megfelelő megválasztása szükséges. Míg a FSD applikátor laterális és sagittális elfordulása általában kisebb, mint 10 fok, addig a tandem hegye 0-360° közötti szögben állhat. Visszahajló méh esetén a tandem kezdeti paramétereit a visszahajló méh állásának megfelelően kell megválasztani. A két programváltozat által rekonstruált marker-koordináták jó egyezést mutattak, egyes esetben a két lépésben végrehajtott illesztés pontosabb eredményt adott, mint az egy lépéses illesztés.

A MPF rekonstrukciós módszer előnyei:

1. Az eljárás tartalmazza a rekonstrukciós felvételek nagyításának a meghatározását, amely a rekonstrukciós képek tengelyétől elforgatott applikátor-állás esetén hasznos.
2. A legtöbb hagyományos rekonstrukciós eljárás a digitalizált applikátor-pontokat egyedenként kezeli, míg az MPF módszer az ismert geometriájú tandemet és ovoidot translációval illetve rotációval adaptálja az aktuális FSD elrendezéshez.



3. Sikeres illesztés esetén a rekonstruált katéter összhossza és a katéterszakaszok hossza automatikusan pontosak.
4. A módszer kevésbé érzékeny a képerősítő torzítására.
5. A MPF módszer tesztelése azt mutatta, hogy a rekonstrukció pontossága a klinikai alkalmazás szempontjából megfelelő.

**C1.** Az utóbbi időben a metszeti képalkotó eljárásokkal készült képek alapján készített 3D dóziszvolumen hisztogramok alkalmazása terjed. Ezen vizsgálatok többnyire standard geometriájú (tandem és gyűrű) applikátorral történő kezelésekre vonatkoznak és a többfrakciós kezelések során csak az egyik frakció tervezése történik CT vagy MR képek alapján.

A védendő szervek dózisének egyik módja és a FSD applikátor közötti távolság növelése. Osztályunkon a különböző geometriai elrendezésű FSD applikátorok frakciónkénti dózistervezését és a dózister optimalizálását alkalmazzuk, ezáltal nemcsak a védendő szervek dózisének csökkentjük, hanem a méhnyak körüli terület dóziseloszlását is egyenletesebbé tesszük.

**C2.** Az endometrium carcinoma kezelésére a módosított Heyman módszert továbbfejlesztettük. A kezeléseket a szokásosnál kevesebb számú (5-6) Simon-Norman katéterrel végezzük. Ennek egyik előnye az, hogy a katétereket teljes hosszában rekonstruáljuk. A szükséges dóziseloszlást a méh falvastagságának megfelelő laterális távolságban felvett dózispontokra történő optimalizálásával hozzuk létre. Az általunk alkalmazott katéter-elrendezés első sorban az endometrium carcinoma kiindulási helyén, a fundusban produkál nagyobb dózist, más módszerekhez viszonyítva.

## 6. Az értekezés témakörében megjelent publikációk

1. **Pálvölgyi J.**, Fias I.(1991) Háromcsatornás nőgyógyászati applikátor dózisztere. Magyar Radiológia, 65: 185-190
2. **Pálvölgyi J.** (2001) Filmless brachytherapy with Mobilgil AR7 X-ray unit and PLATO brachytherapy planning system. Radiológiai Közlemények, 37(suppl.1): 39-42
3. **Pálvölgyi J.** (2003) To what extent can digital images obtained with a non-isocentric C-arm be used for brachytherapy treatment planning in gynaecology. Radiother Oncol, 67: 107–112 *IF:2.870*
4. **Palvolgyi J.** (2006) Multiparametric fit method in reconstruction of Fletcher-Suit-Delclos applicator. Med Phys, 33. No.1.: 69-75 *IF:3.192*
5. **Palvolgyi J.** (2006) Dose distribution of modified Heyman packing. Physica Medica, Vol.XXII. N.4. October-December: 127-130 *IF:0.169*

### Hivatkozás [3]-ra

Kolkman-Deurloo IK, de Kruij WJM, Levendag PC. (2006) On-line implant reconstruction in HDR brachytherapy. Radiother Oncol, 78.1: 53-59

### Poszterabsztraktok

1. **Pálvölgyi J.** (2005) The use of a non-isocentric C-arm as brachytherapy localiser. GEC-ESTRO meeting Budapest 2005, Poster no. 159. Radiother Oncol, 75,Suppl.1.: S59
2. **Pálvölgyi J.** (2005) An alternative method using C-arm in reconstruction of Fletcher-Suit-Delclos applicator. GEC-ESTRO meeting Budapest 2005, Poster no. 116. Radiother Oncol, 75,Suppl.1.: S47

3. **Pálvölgyi J.** and Agyemang-Prempeh K. (2005) Dose field of modified Heyman packing. GEC-ESTRO meeting Budapest 2005, Poster no. 158. *Radiother Oncol*, 75,suppl.1.: S59
4. **Pálvölgyi J.** (2007) Geometrical optimisation with Fletcher-Suit-Delclos applicators. 12<sup>th</sup> International conference on optimal use of advanced radiotherapy in multimodality oncology, Rome 2007, Abstract book, RF. Mould (ed.), Abstract no. PA-132
5. **Palvölgyi J.** and Agyemang Prempeh K. (2007) Endometrial brachytherapy catheter reconstruction. 12<sup>th</sup> International conference on optimal use of advanced radiotherapy in multimodality oncology, Rome 2007, Abstract book, RF. Mould (ed.), Abstract no. PA-133
6. **Palvölgyi J.** (2007) Multiparametric fit in reconstruction of Fletcher-Suit-Delclos applicators. 12<sup>th</sup> International conference on optimal use of advanced radiotherapy in multimodality oncology, Rome 2007, Abstract book, RF. Mould (ed.), Abstract no. PA-134

## 7. Egyéb publikációk

1. Gál J, Bibok G, **Pálvölgyi J.** (1980) Random tail pulse generator for simulation of nuclear detectors. *Nuclear Instruments and Methods*, 2.: 401-411
2. Bacsó J, Kis-Varga M, Kovács M, Berényi D, Hideg J, Tigranjan RA, **Pálvölgyi J.** (1982) Investigation of change of mineral metabolism of cosmonauts by XRF Method. *Acta Phys. Sci. Hun.*, 53.(1-2): 159-164
3. **Pálvölgyi J.** (1982) Data link between EMG-666 calculator and TPA-i small computer. *ATOMKI Bull.*, 4.: 253-257
4. **Pálvölgyi J.** (1982) Control of NTA 1024 multichannel analyser by

- TPA-i small computer. ATOMKI Bull., 3: 185-190
5. **Pálvölgyi J.** (1983) Tervezélrésű tranzisztorok zajvizsgálata és automatikus Lithium driftelő berendezés kifejlesztése nagyfelbontó képességű Si/Li/ röntgenspektrométerekhez. Egyetemi doktori disszertáció, Kossuth Lajos Tudományegyetem, Debrecen
  6. **Pálvölgyi J.** (1986) An automatic lithium drifting apparatus for preparation of Si/li/ X-ray detectors. ATOMKI REPORT E/8
  7. **Pálvölgyi J.** (1986) A semi-automatic noise measurement arrangement for selection of FETs for high energy resolution Si/Li/ spectrometers ATOMKI REPORT, E/9
  8. **Pálvölgyi J.** (1988) Application of commercial field-effect transistors in Si/Li/ Spectrometers. Acta Phys. Sci. Hun. 64.: 395-403
  9. **Pálvölgyi J.** (1990) Betegadat-nyilvántartó program telekobalt besugárzástervezéshez. Kórház és Orvostechika, XXVIII.5: 148-150
  10. **Pálvölgyi J.** (1995) Dosimetric measurements on T780 Cobalt unit and the therapy planning system in the A. Petz County Hospital, Győr. Radiológiai Közlemények, 31(suppl.1): 61-65
  11. **Pálvölgyi J.** (1986) Telecobalt treatment database. Radiológiai Közlemények, 32(suppl.1): 70-71
  12. **Pálvölgyi J.** (1997) Szöveges adatbázis betegek adatainak nyilvántartására. Radiológiai Közlemények, 33(suppl.1): 82-86