

Elektronikus mezőellenőrzés lineáris gyorsítón

(EPI: Electronic Portal Imaging)

Pesznyák Csilla, Lövey Katalin, Weisz Csaba, Polgár István, Mayer Árpád

Fővárosi Onkoradiológiai Központ, Budapest

A közelmúltban vált elérhetővé a Fővárosi Onkoradiológiai Központban az elektronikus mezőellenőrzés technikája. A jelen közlemény célja, hogy rövid áttekintést adjon a különböző elektronikus mezőellenőrző rendszerek felépítéséről és működéséről. E rendszereket egymással, valamint a hagyományos mezőellenőrző (film) felvételekkel hasonlítják össze. Tárgyalják az elektronikus mezőellenőrző rendszerek előnyeit a betegbeállításban és a beállítási hibák észlelésében. Ismertetik a technika mindennapi orvosi használatát. A leggyakrabban előforduló beállítási hibák javítására illetve elkerülésére ajánlanak módszert. *Magyar Onkológia 45: 335-341, 2001*

The EPI has become available recently in the Oncoradiological Centre of Budapest. The purpose of this paper is to review the construction and operation of the electronic portal imaging devices (EPIDs). The different EPID systems as well the EPID technique vs. portal films are compared. The advantages in patient set-up and the detection of the set-up errors are discussed. The use of the EPID technique in the clinical everyday practice is detailed. Recommendations of the set-up error correction for the most often occurring failures is given. *Pesznyák Cs, Lövey K, Weisz Cs, Polgár I, Mayer A. Electronic portal imaging (EPI) on linear accelerator. Hungarian Oncology 45: 335-341, 2001*



Bevezetés

A mai modern sugárterápiás berendezések kiváló tulajdonságai csak akkor tükröződnek a sugárkezelések eredményein is, ha a kezelés során biztosítjuk, hogy az elméletben kidolgozott majd jóváhagyott kezelési terv a gyakorlatban is megvalósuljon. A besugárzás pontosságát in vivo dozimetriával (termolumineszcens dózismérővel, diódák, tranzisztorok segítségével), valamint mezőellenőrző filmek és elektronikus mezőellenőrző felvételek (portal imaging) alkalmazásával kell ellenőriznünk.

Közlésre érkezett: 2001. június 13.
Elfogadva: 2001. augusztus 29.
Levelezési cím: Dr. Pesznyák Csilla,
Fővárosi Onkoradiológiai Központ, Budapest, 1145
Budapest, Uzsoki utca 29. Tel/Fax: 251-1478,
E-mail: mayera@elender.hu

Képi mezőellenőrzés

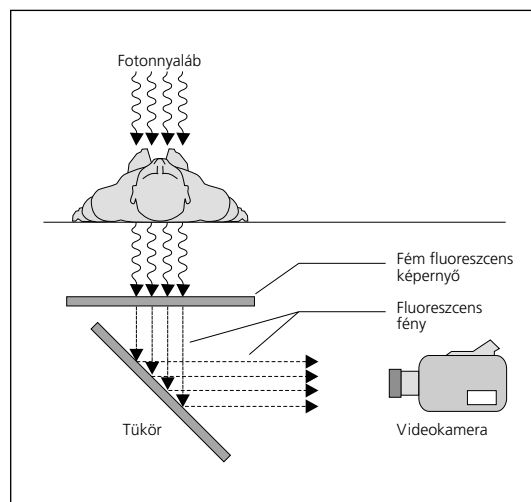
I. Mezőellenőrző felvételek (port filmek) alkalmazása

A mezőellenőrző felvételek készítésének elsődleges célja, hogy segítségükkel a besugárzott térfogatot ellenőrizzük az adott kezelési feltételek mellett. Bár a felvétel minősége a megavoltos röntgensugárzás esetében gyengébb, mint a diagnosztikus vagy a szimulátor felvételeké, a port filmkészítés nemcsak egy klinikai eljárás, de a mezőellenőrző felvétel egyúttal hiteles dokumentum is. A mezőellenőrző felvételnek, mint kezelési adatnak olyan jó minőségűnek kell lennie, hogy a mezőhatárt anatómiailag jellemezze (12, 15). Ez a feltétel nem mindig valósítható meg: pl.

1. túl nagy energia ($> = 10$ MV)
2. nagy forrásméret (kobalt 60)

3. túl nagy betegátmérő (> 20 cm)
 4. rossz minőségű radiográfiai technika esetén.
- Ezekben az esetekben nagy segítséget jelent, ha rendelkezésünkre áll a betegről megfelelő szimulátor felvétel, ami a mezőellenőrző felvétel anatómiai interpretációját nagyban elősegíti.
- A mezőellenőrző felvétel hátránya továbbá, hogy mind a kép készítése, mind a film előhívása hosszú időt vesz igénybe.

1. ábra. A videóalapú EPID sematikus rajza



I. Az elektronikus mezőellenőrző felvétel (portal image)

Az elektronikus mezőellenőrző felvétel készítése (electronic portal imaging devices - EPID) során a kép a számítógép képernyőjén jelenik meg az adott kezelésnél a besugárzási idő alatt, tehát a beteg számára többletdózist nem jelent. A felvétel számítógép segítségével tárolható, és bármikor újra megtekinthető. (Készülhet az elektronikus mezőellenőrző felvétel közvetlenül a kezelés előtt ill. után is - ekkor a beteg számára minimális többletdózissal jár, ill. ez a kis terhelés is a számítógép által követett kezelési összdózisba beszámítható.)

Az első ilyen rendszerek videóalapúak voltak (VEPID): a sugárnyaláb keresztülhalad a betegen és fém fluoreszcens képernyőt gerjeszt, amely 45°-os tükör segítségével továbbítja a képet a videokamerának. A kamera számítógéphez csatlakozik. Ezt a rendszert az 1. ábra mutatja be (12).

A tüköralapú EPID-nél kivitelezési problémát okoz a tükör nagy mérete. Wong és társai olyan rendszert fejlesztettek ki, amelynél a tükröt szál-optikás rendszer váltja fel, ami a fényt közvetlenül a videokamerába továbbítja.

Egy másik EPID fajtánál detektorként folyadékionizációs kamramátrixot alkalmaznak. Ez a

1. táblázat. EPID rendszerek összehasonlítása

EPID modell	PortalVision	SRI-100	Theraview/Target View	Beamview ^{PLUS}
Szállító	Varian	Philips	Infimed	Siemens
Típus	SLIC	VEPID	VEPID	VEPID
Detektor	Ionizációs kamra	Gd ₂ O ₂ S	Gd ₂ O ₂ S	Gd ₂ O ₂ S
SDD (cm)	Változó	160	Változó	140
Detektorméret (cm)	32,5 x 32,5	40 x 30	40 x 40	41 x 33
FOV az izocentrumban (cm)	23 x 23*	25 x 19	28 x 28*	30 x 24
Összecsukhatóság	Robotkar	Merev, mozdulatlan	Vertikálisan és horizontálisan mozgatható	Összecsukható
Kamera	-	CCD	Plumbicon	Newwicon
Detektor mátrix	256 x 256	512 x 256	512 x 512	512 x 480
Kijelző mátrix (pixel)	256 x 256	512 x 512	512 x 512	512 x 480
ADC (bit)	12	8	8	8
Pixelméret (mm)	1,27 x 1,27	0,78 x 1,17	0,78 x 0,78	0,65 x 0,52
Platform	PC	PC	SPARCstation	SPARCstation
Movies/Time lapse	Igen/Igen	Nem/Nem	Igen/Igen	Igen/Igen
Szoftveres eszközök	Széleskörű	Korlátozott	Széleskörű	Korlátozott
Mező alak- & méretellenőrzés	Igen	Nem	Igen	Nem
Képregisztráció	Igen	Nem	Igen	Nem
Képméret (byte)	132096	131584	262336	246910
Tömörítés lehetséges-e?	Igen	Nem	Nem	Nem
f50 az izocentrumban (lp/mm)	0,30	0,21-0,24	0,27	0,21-0,29

*FOV-látómező változó. Az SDD forrás-detektor távolság értéke 140 cm

A forgalmazók folyamatosan fejlesztik termékeiket hardware és software terén, és közvetlen naprakész kapcsolatot tartanak fenn a felhasználóval

módszer sokkal kompaktabb, mint a videóalapú rendszerek, és a mérete is jobban hasonlít a filmkazettához.

Végül, de nem utolsósorban az EPID-nél használnak még szilárd állapotú szilíciumdiódás detektorokat és $ZnWO_4$ szcintillációs kristályos fotodiódákat. A tudomány gyors fejlődése új EPID fajták kialakítását teszi lehetővé (12).

A folyadékionizációs kamrával (scanning liquid ionization chamber - SLIC) történő szkennelést Amszterdamban fejlesztették ki a megavoltos mezőellenőrző felvételek készítéséhez (van Herk 1988), és a Varian cég alkalmazta PortalVision rendszerében (9). Ez a rendszer 256x256-os izooktánnal töltött ionizációs kamramátrixból áll, melyet 1 mm vastagságú acéllemezrel fedtek be. A jel kiolvasására folyamatosan polarizáló feszültséget alkalmaznak minden elektródasornánál, és az ionizációs áramból oszloponként mintát vesznek. A detektálás az egyensúlyi rekombinációs állapotban lévő ionok mintavételezésén alapul, ahol az ionok előállítása az ionok rekombinációjának mértékével arányos sugárzással történik. A jel megközelítőleg arányos a dózis négyzetgyökével. A detektor működési és dozimetriai sajátosságait részletesen vizsgálta van Herk és Essers (4, 7, 8).

Már 1996-ban négyféle EPID rendszer volt kereskedelmi forgalomban, ebből egy SLIC felépítésű a PortalVision-nél (Varian), és a másik három VEPID felépítésű: az SRI-100 (Philips), a Theraview (Infimed) és a BeamviewPlus (Siemens). Ezeknek a szerkezeteknek a technikai adatait az 1. táblázat tartalmazza (15).

Az egyes EPID rendszerek összehasonlítása

Fizikai kivitelezés

A VEPID rendszer nagy kiterjedésű, mivel a sugár útjában nagyméretű 45° -os tükör áll. Ezért különböző mechanikai szerkezeteket alkalmaznak, hogy csökkentsék az EPID okozta kényelmetlenségeket a beteg hozzáférhetőségében. Az SRI-100 merev, könnyű tartozék, amely a függőleges helyzetbe forgatás után leszerelhető a gantry-ről, és elszállítható. A Theraview vertikálisan és horizontálisan is mozgatható, és valamilyest visszahúzható a gantry irányába a méretének csökkentése érdekében. A BeamviewPLUS motorizált, összecsukló mozgással összehúzza a képernyőt, tükröt és a tartozékokat egész kis méretűre, a gantry fejtől mindössze 25 cm-re. A PortalVision detektort motorizált robotkar tartja, amely gondoskodik a képfelvévő reprodukálható pozíciójáról, és használaton kívül azt az ellensúlyba visszahúzza, így téve lehetővé a jobb behozzáférést (2. ábra).

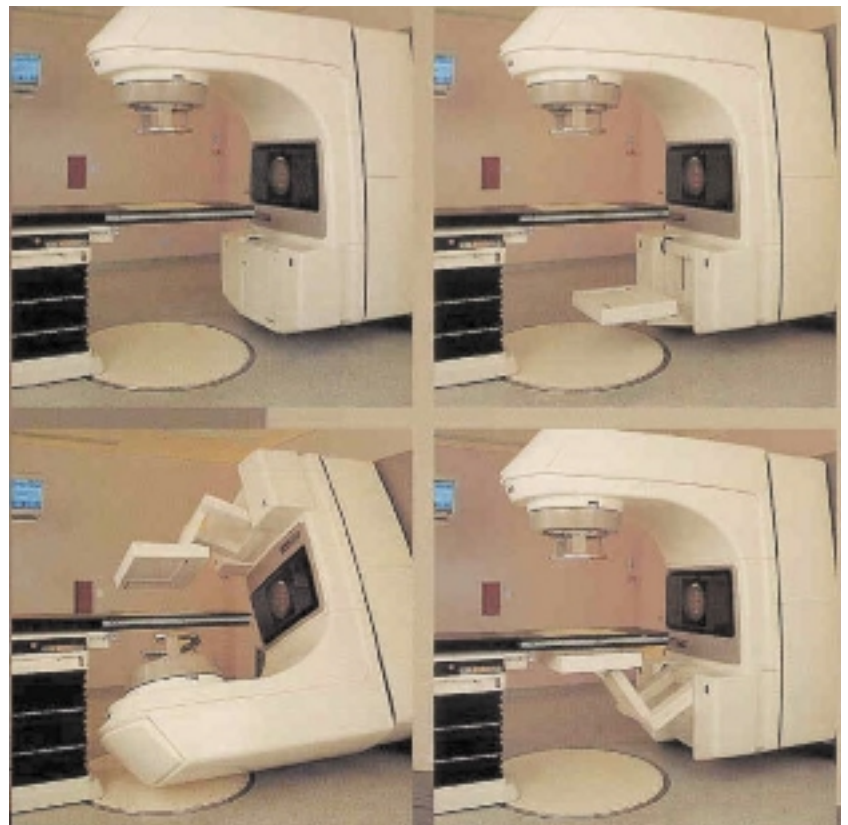
Az ideális SDD (forrás-detektor távolság) érték meghatározása körül viták alakultak ki. Ha az EPID-et közel helyezik el az izocentrumhoz, akkor nagyobb a látómező (field of view, FOV), de ezzel nő a szórt és primer sugárzás hányadosa. A kis mozgástér növeli annak esélyét, hogy a besugárzófej, vagy a detektor forgatás közben be-

leütközik a betegbe vagy a kezelőasztalba, különösen az emlő kezelésénél, ill. az asztalkiforgatásos non-coplanar kezeléseknél. A London Regional Cancer Center ajánlása alapján az SDD/100 hányados optimális értéke 2 maximális jelátvitelknél és 1,5-1,7 a maximális jel-zaj átvitelnél (2). A BeamviewPLUS típusnál állandó, 140 cm az SDD értéke, míg az SRI-100 típusnál 160 cm, és szintén állandó. A Theraview típusnál az SDD változtatható, és a PortalVision esetében az ajánlott SDD az izocentrumtól 30-40 cm, ekkor a kép maximális nagysága az izocentrumban $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

Az EPID rendszer és a kontroll film összehasonlítása

Az EPID a mezőellenőrző filmmel szemben jó néhány jelentős előnnyel rendelkezik. Ha az EPID egyszeri felhasználási költségét összehasonlítjuk a mezőellenőrző film fogyóeszközeinek (film és az előhíváshoz szükséges vegyi anyagok) árával, az EPID jelentősen olcsóbb, ami a kórház költségvetése szempontjából nem elhanyagolható. Az EPID kevésbé zavarja a kezelés menetét, mint a filmmel készült mezőkontroll-felvétel, gyorsabb a képbeigyűjtés és -feldolgozás, lehetséges a lokalizáció és a felvétel verifikációja minden besugárzásnál és minden egyes kezelésnél, többletköltség nélkül minimális többlet-erőfeszítéssel. Amióta az EPID digitális formában továbbítja a képet, lehetséges a közvetlen manipulálása és analízisa; egy adott kép egyidejűleg a hálózat több munkaállomásán is megjeleníthető, a felvételeket nem kell egyik helyről a másikra hordozgatni. A felvételek hosszútávon és olcsón tárolhatók opti-

2. ábra. A PortalVision technikai megoldása



kai lemezen vagy mágnesszalagon, utólag is elemezhetők, tudományos célból összehasonlíthatók (12, 15).

Az elektronikus mezőellenőrző képek begyűjtése gyakrabban lehetséges, mint a mezőellenőrző filmkészítés. A gyakori mezőellenőrző felvételkészítés arra ösztönzi az orvost, hogy jobban tájékozódjon, és hozzászokjon az esetleges beállítási hibák felfedezéséhez, továbbá az az ismeret, ami az EPID működéséhez nélkülözhetetlen, motiválja, hogy nagyobb beállítási pontosságra törekedjen.

Amikor minden kezelést EPID-del ellenőrzünk, a tévesztések és durva hibák - mint a hiányzó vagy rosszul beállított mezőalakító blokkok, a kollimátorbeállítási vagy fektetési hibák - a mezőellenőrző felvétel vizuális megtekintésével egyszerűen azonnal észlelhetők, és megelőzhetők.

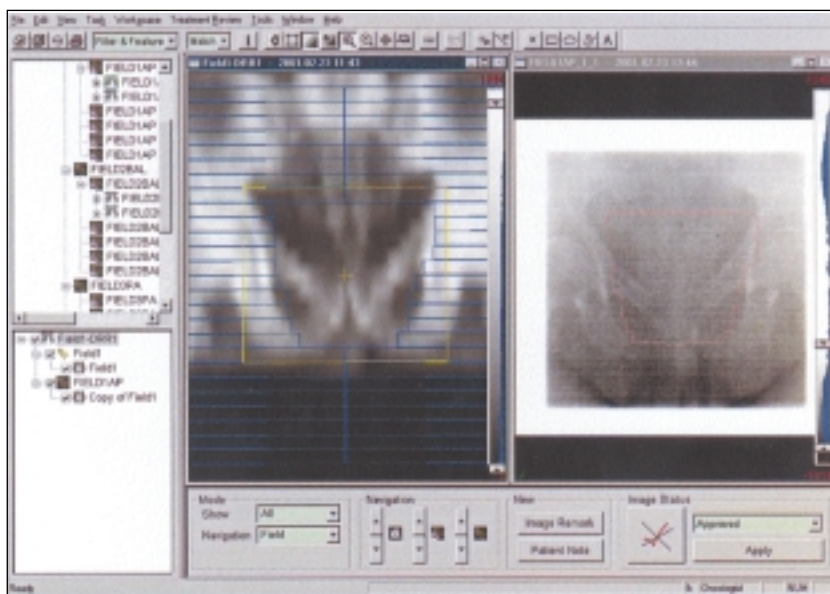
A mezőkontroll-felvételek alkalmazása az orvosi gyakorlatban

A képek begyűjtése

Az elektronikus mezőkontroll-felvételek többféleképpen hozhatók létre, attól függően, mi a szándékunk velük. Lehetőségünk van egy vagy több kép begyűjtésére a kezelés során, kettős expozíciós képek készítésére, valamint folyamatos képek megszerzésére ciklusok számára.

- Egyszerű képek (single images) készítése
Az egyszerű képeket a kezeléssorozat közben, a frakciódózis bizonyos százalékának elérése után készíti el. Egy frakció során egy vagy több egyszerű kép nyerhető.
- Kettős expozíciós képfelvétel (double exposure) készítése
Kettős expozíciós képfelvétel alatt értjük azt az eljárást, amikor készítünk egy gyors kisdózisú nyílt mezős felvételt blokk, kollimátorelforgatás nélkül a beteg anatómiájának ábrázolása végett, és erre ráexponálunk egy újabb felvételt, ami már tartalmazza a tervezett mezők paramétereit.

3. ábra. A digitálisan rekonstruált röntgenkép (DRR) és az elektronikus mezőellenőrző felvétel (EPI) összehasonlítása



A kettős expozíciós felvétel (3. ábra) készülhet a kezelés előtt; leggyakrabban ezt alkalmazzuk a beteg első beállításakor.

Készülhet a nyílt mezős felvétel a kezelés előtt és a ráexponált kezelési mező pedig a tényleges kezelés alatt. A kezelés ellenőrzésére, különösen anatómiaiailag nehezen azonosítható besugárzási mezők esetén ez a leginkább ajánlható módszer.

Végül utólag, a kezelés utánra is tervezhető a kettős expozíciós képfelvétel.

Folyamatos képbegyűjtés (cine acquisition)

Különleges esetekben esetleg szükségessé válhat a képek folyamatos begyűjtése az egész frakcióból vagy annak egy részéből, hogy később filmszerűen, ciklusban lehessen megnézni azokat. A mintegy 10-12 kép begyűjtése hozzávetőleg 30 másodpercet vesz igénybe. Ezt a módszert elsősorban tudományos céllal, a klinikai célvolumen körül szükséges biztonsági zóna megítéléséhez használják (meghatározva a szervek pontos alakját és sugárkezelés alatti mozgását, valamint a beteg napi beállításának esetleges pontatlanságából adódó eltéréseket).

A begyűjtött képek ellenőrzése és jóváhagyása

A begyűjtött képeket ellenőrizni kell, és jóvá kell hagyni. Ezeknek a felvételeknek jelentős szerepük van a teleterápiás kezelés minden egyes szakaszának ellenőrzésében.

1. A rossz betegbeállítást könnyen fel lehet ismerni a mezőkontroll-felvételeken. Amennyiben az izocentrum nincs jól beállítva, akkor a besugárzásra kerülő szerv nem egészen, vagy egyáltalán nincs benne a besugárzási mezőben, vagy pl. a blokk nem a megfelelő szervet takarja ki, és a védendő szerv túl nagy dózist kap. Egyszerű kép (single image) készítésekor az ellenőrző képet besugárzás alatt gyűjtjük be, és összevetjük a referenciaképpel, mely lehet szimulátorfelvétel, vagy digitálisan rekonstruált röntgenfelvétel (digitally reconstructed radiograph, DRR) (15).

A 4. ábrán a digitalizált szimulátorfelvétel és az elektronikus mezőellenőrző felvétel összehasonlítására mutatunk példát, a 3. ábrán pedig a DRR-rel történő összehasonlítás látható.

2. Különleges esetekben szükségessé válhat a képek folyamatos begyűjtése a teljes besugárzás vagy egy része alatt azért, hogy később filmszerűen, ciklusban lehessen megnézni azokat, így nyomon lehet követni, hogy ki- és belégzéskor hogyan viszonyulnak a besugárzási mezők a besugárzásra kerülő szervekhez.

3. A mezőkontroll-felvételek készítését a teljes teleterápiás kezelés alatt célszerű lenne többször megismételni. Ezzel ellenőrizni lehetne a mindenkori betegbeállítást, valamint az esetleges időközben létrejövő betegátmérő-változást, ami jelentős mértékben befolyásolja az elméleti terv gyakorlati megvalósítását.

Ahhoz, hogy a mezőkontroll-felvételeket minél jobban lehessen analizálni, szükség van sokoldalú, felhasználóbarát szoftveres támogatásra.

A pontos értékeléshez több eszköz áll rendelkezésünkre: ablakolással, filterválasztással változtatjuk a kép minőségét, nagyíthatjuk, kicsinyíthetjük egyes részleteit, mérhetünk rajta távolságot, szöveget, rajzolhatunk rá, megjegyzéseket írhatunk a képre vagy a képhez mellékelve. Fontos megjegyzéseink üzenet formájában egy általunk kiválasztott időponttól a kezelőhelyiségben levő monitoron megjelenhetnek, és a kezelés csak a megfelelő jogosultsággal rendelkező személy (pl. kezelőorvos) jóváhagyásával folytatható.

A képellenőrzés részeként a rendszer egy eszközt biztosít az automatikus képregisztrációra, amelyet automatikus illesztésnek (automatic matching) vagy anatómiai illesztésnek (anatomy matching) hívnak.

Előfeltételek: először a referenciaképet kell beállítani. A központi tengelyt a szimulációs mezőhöz kell igazítani. A megfelelő képillesztéshez legalább három, megfelelő kontrasztot adó anatómiai képletnek szerepelnie kell a képeken. Egy anatómiai réteget legalább három anatómiai kontúrral kell meghatározni. Létre kell hozni a tervezett mező mezőhatárolóját.

Az anatómiai illesztés funkciónak három fő lépése van:

- A mező szélének detektálása a mezőkontroll-felvételen.
- A mező szélének illesztése: a tervezett mezőszél és anatómia illesztési rétegeinek összes kontúrja változtatás nélkül automatikusan fedi a mezőkontroll-felvételt. Ezen lépés során a rendszer az anatómiai részletektől függetlenül csak a mező szélét illeszti.
- Anatómiai illesztés: az utolsó lépésben a rendszer megkísérli hozzárendelni a mezőkontroll-felvételen talált anatómiai részleteket a definiált anatómiai kontúrhoz.

Hibajavítási stratégia

Nem egyszerű eldönteni, hogy vajon csináljunk-e beállítási korrekciót, és mikor. Először is el kell dönteni, hogy milyen típusú korrekciót akarunk végrehajtani. Megkülönböztetünk kezelési alatti (intra-treatment) és kezeléseket közötti (inter-treatment) korrekciót (15).

Intra-treatment verifikáción azt értjük, hogy a besugárzás kezdetekor gyors lokalizációs felvételt készítünk, és a sugárzást megszakítjuk. A lokalizációs felvételt elemezzük, és amennyiben beállítási hibát nem fedezünk fel, a tervezett dózissal leadjuk a megmaradt részt is. Amennyiben korrekciót kellett alkalmazni, meg kell ismételni a mezőkontroll-felvételt is, hogy ellenőrizni tudjuk az esetleges mezőelmozdulást. Ez az eljárás nagyon időigényes, de a bonyolultabb beállításoknál, MLC alkalmazásakor az első beállításnál feltétlenül javasolható.

Az inter-treatment verifikáció során begyűjtjük az ellenőrző felvételt, és a kezelés befejeztével megnézzük. Némely központokban a kezelőorvos joga, hogy a következő kezelés előtt a betegbeállítás módosításáról döntsön. Más intézményekben, ha jelentős eltérés jelentkezik, a felvételt meg kell

mutatni a fizikusnak, aki dönt a korrekcióról. Ideális esetben az orvosnak és a fizikusnak együtt kellene meghatározni a változtatásokat.

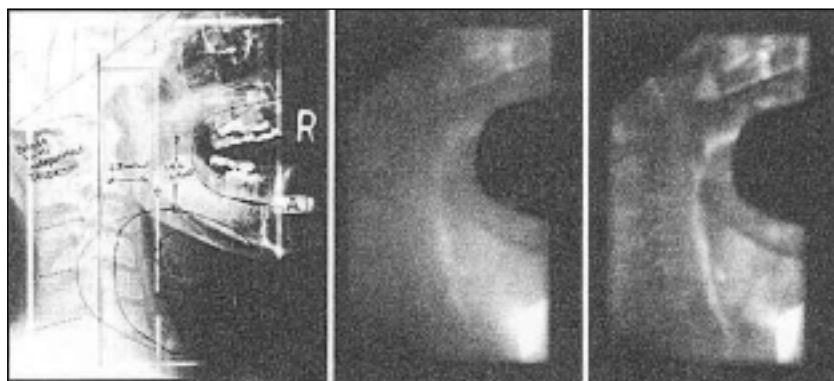
A mezőkontroll-felvételeket minden esetben össze kell hasonlítani a számítógépes besugárzási tervvel, és amennyiben lehetséges, a szimulátorfelvétellel. Ideális esetben a besugárzástervezés, a szimulátor- és a mezőkontroll-felvételt begyűjtő és feldolgozó számítógép hálózattal van összekötve, és „akadálytalanul” tudnak a képek vándorolni, megkönnyítve ezzel az összehasonlítást, ill. a kezelés ellenőrzését. Amennyiben a géppark összeállításánál ez a szempont nem valósult meg, és pl. a szimulátort nem lehet rendszerbe kötni, akkor a mezőellenőrző képet szimulátorfelvétel nagyságúra kell felnagyítani, és fölére kinyomtatni, hogy könnyebben észre lehessen venni az esetleges hibákat.

Nem csak észrevennünk kell a hibát, hanem fel is kell ismernünk, hogy mi okozza azt. Betegbeállítási hibáról akkor beszélünk, ha a kívánt és az aktuális fektetési pozíció közt különbség van. A hiba felismerésében a korábban említett módszerek (a referenciakép és a mezőellenőrző kép összehasonlítása) állnak segítségünkre. Anatómiai struktúrákat (pl. csont, tüdő stb.), jelölő markereket (pl. bőrre vagy maszkra helyezett vékony fémcsál, műanyag) és a kirajzolódó mezőszéleket használjuk fel az összevetéshez. Medio-laterális (x irányú), antero-posterior (y irányú) és cranio-caudalis (z irányú) elmozdulásokat különböztetünk meg, melyek az egyes régiókra jellemzőek lehetnek. A kismedence területén például gyakoribb az antero-posterior irányú elmozdulás (11). Ezen hiba megelőzésére ajánlható, hogy a betegbeállításakor az izocentrum helyzetét a szokásos bőrfelszíntől mért mélysége helyett a kezelőasztal síkjától mért távolsággal jellemezzük (6, 13).

Ritkán előfordulhat, hogy a betegbeállításból eredőnek vélt hibát valójában a DRR generálásakor vagy a szimulátorfilm, illetve a mezőellenőrző kép digitalizálásakor fellépő technikai zavarok okozzák (5, 10).

A frakció dózis leadása közben megfigyelhető eltéréseket intrafrakcionális hibának nevezzük. Oka lehet a beteg kezelés közbeni elmozdulása (nem megfelelő rögzítés) illetve periodikus mozgások (pl. a légzés). A legprecízebb besugárzástervezés sem ér semmit, ha a beteg rögzítését nem oldjuk meg. Fejnyaki területen elengedhetetlen a minimum három ponton fixált termo-

4. ábra. A digitalizált szimulátorfelvétel és az elektronikus mezőellenőrző felvétel összehasonlítása (15)



plasztikus maszk, szükség esetén kiegészítve a beteg fogászati lenyomatát tartalmazó rögzítő-szerkezettel (dental cast) (1, 17). A tüdő, mellkasfal, emlő besugárzásakor a rekesz és a carina cranio-caudalis elmozdulása több mint 2 ill. 1 cm is lehet, ezért ezeket nem használhatjuk referenciapontként (11). Ajánlott legalább három struktúra (pl. clavikulák, mellkasfal) egyidejű használata (14). Fontos a karok és a fej identikus tartása, melyhez különböző kartartó szerkezetek vannak forgalomban; figyeljünk arra, hogy a kartartó a CT-ben is használható legyen. A kismencedei besugárzásoknál leginkább az alsó végtag fixálása, különösen a térdek megfelelő elhelyezése döntő jelentőségű (3).

A rutinkezeléseknél sajnos kevés helyen készítenek mezőkontroll-felvételeket. Ennek oka vagy felszerelési hiány (amikor egyáltalán nem készül felvétel), vagy idő- és kezelőszemélyzet-hiány. Amennyiben készülnek, az általában az első beállítás-kezelés alkalmával történik, ill. a teljes kezelés alatt még egyszer-kétszer megismétlik.

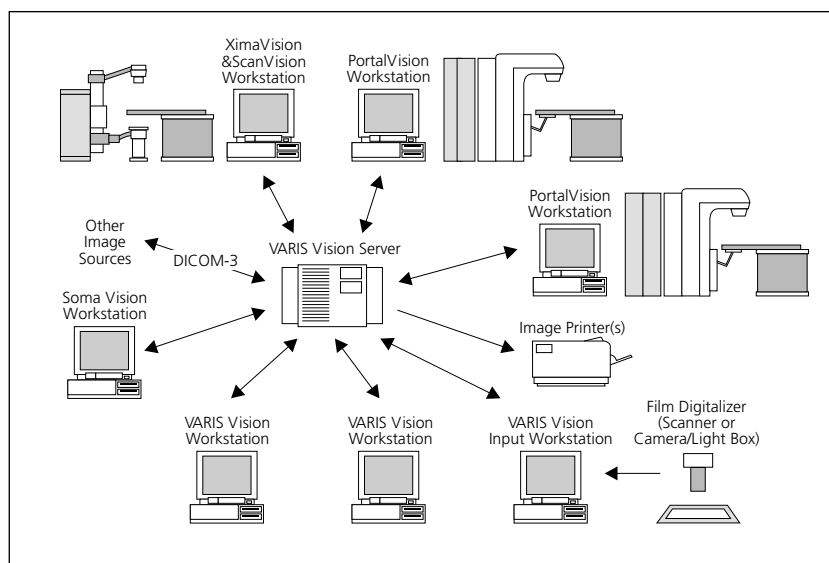
Az EPID rendszer felépítése az Uzsoki utcai Kórházban

Az Uzsoki utcai Kórház a Varian cég PortalVision elektronikus képalkotó rendszerével rendelkezik, amely a Visual VARIS termékcsalád tagja. A rendszer felépítését az 5. ábra mutatja.

A Visual VARIS termékcsalád a sugárterápia összes képkezelő, képfeldolgozó és leképező eszközeinek az integrációját támogatja. A képek a hozzájuk tartozó adatokkal együtt a Sugárterápiás Osztály összes Vision munkaállomásán megjeleníthetők, manipulálhatók és kezelhetők. A rendszer különböző tulajdonságú és fajtájú képeket - mint CT, MRI, ultrahang, stb. - képes importálni és kezelni. A rendszer programjai a képek archiválását és az archivált képek visszaállítását egyaránt biztosítják (16).

A Visual VARIS alkalmazások számos munkamodult tartalmaznak, amelyek öt főprogramba vannak ágyazva. Ezek a programok különböző munkaállomásokra vannak telepítve, hogy a saját munkakörnyezetükben lehessen őket használni.

5. ábra. A Visual VARIS rendszer felépítése (16)



Osztályunk a következő három egységgel rendelkezik.

1. **SomaVision™** - orvosi munkaállomás, amelynek segítségével a 3D képek megnézhetők, részekre bonthatók, a transzverzális metszetek kontúrozhatók, lehetőség van stratégiai tervezésre, a kiszámított, kész tervek összehasonlítására, kiválasztására és jóváhagyására. Dózisszámítások céljából összekötötést biztosít a CadPlan (Varian) besugárzástervező rendszerrel.

2. **PortalVision™** - sugárterápiás kezelés során ennek segítségével elektronikus mezőkontroll-felvételek készíthetők a konkrét kezelés előtt, közben és után. Támogatja a kettős expozíciót és a ciklusos képkészítést, valamint eszközöket biztosít kvantitatív mezőkontroll-felvétel készítéséhez és az orvos által történő átnézéshez is.

A rendszer minden egyes használt begyőjtési mód és besugárzókészülék kombinációhoz egy sorozat kalibrációs képet igényel. A kalibrációs készlet időszakosan frissíteni kell, rutinszerű használat mellett hozzávetőleg kéthetente. A kalibrációs készlet két képet tartalmaz: egy háttérképet, amelyet besugárzás nélkül, és egy sugármezőképet, amelyet a kazettát besugározva kell felvenni. Egy kalibrációs képet 10 egyedi, sorozatban felvett kép átlaga alkotja. Az összes kép eredményeinek az átlaga használható fel a korrekcióra.

3. **VarisVision™** - az összes vizuális alkalmazás magja, biztosítja az összes adat és kép egyetlen központi adatbázisban történő egyesítését. A VarisVision™ munkaállomás támogatja a kép betöltését, megjelenítését és a rendszerben tárolt összes adat kezelését. A rendelkezésre álló rendszer lehetőségeitől függően a képek DICOM formátumban hálózaton keresztül, vagy a rendelkezésre álló képimport szűrőkkel, illetve filmdigitalizérral vihetők be az adatbázisba.

Az Uzsoki Kórházban a szimulátor hálózatba kötése jelenleg folyamatban van.

Központunkban az EPID rendszer segítségével lehetőség nyílt a modern háromdimenziós besugárzástervezés, az új technikák, mint a multileaf collimator (MLC) adta előnyök kihasználására. Így megfelelő ellenőrzés mellett tudjuk a céltér fogat homogénebb dóziseloszlását, a kritikus szervek megfelelő védelmét biztosítani, és a mezőillesztési problémákat elkerülni.

A rendszer alapos megismerése és gyakorlatba való bevezetése időt és energiát követel mind az orvosok, fizikusok, mind az asszisztensek részéről, ugyanakkor az említett előnyök, a biztonságos, pontos, és - egy jól összehozott team esetében - időben is megtérülő munka a sugárterápia magas szintű művelését jelenti, és mindennek előtt a betegek gyógyulását szolgálja.

Irodalom

1. Bel A, Keus R, Vijlbrief RE, Lebesque JV. Setup deviations in wedged pair irradiation of parotid gland and tonsillar tumors, measured with an electronic portal imaging device. *Radiother Oncol* 37:153-159, 1995
2. Bissonette JP, Jaffray DA, Fenster A, Munro P. Optimal radiographic magnification for portal imaging. *Med Phys* 21:1435-1445, 1994

3. Catton C, Lebar L, Warde P, et al. Improvement in total positioning error for lateral prostatic fields using a soft immobilization device. *Radiother Oncol* 44:265-270, 1997
4. Essers M, Hoogervorst BR, van Herk M, et al. Dosimetric characteristics of a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 33:1265-1272, 1995
5. Gilhuijs KG, el-Gayed AA, van Herk M, Vijlbrief RE. An algorithm for automatic analysis of portal images: clinical evaluation for prostate treatments. *Radiother Oncol* 29:261-268, 1993
6. Greer PB, Mortensen TM, Rad DT, Jose CC. Comparison of two methods for anterior-posterior isocenter localisation in pelvic radiotherapy using electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 41:1193-1199, 1998
7. van Herk M. Physical aspects of liquid-filled ionisation chamber with pulsed polarizing voltage. *Med Phys* 18:692-702, 1991
8. van Herk M, Bijhold J, Hoogervorst BR, Meertens H. Sampling methods for matrix ionisation chamber systems. *Med Phys* 19:409-418, 1992
9. van Herk M, Meertens H. A matrix ionisation chamber imaging device for on-line patient setup verification during radiotherapy. *Radiother Oncol* 11:369-378, 1988
10. Herman MG, Abrams RA, Mayer RR. Clinical use of on-line portal imaging for daily patient treatment verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28:1017-1023, 1994
11. Hurkmans CW, Remeijer P, Lebesque JV, Mijnheer BJ. Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. *Radiother Oncol* 58:105-120, 2001
12. Khan, FM. *The Physics of Radiation Therapy*, USA 1992
13. Mubata CD, Bidmead AM, Ellingham LM, et al. Portal imaging protocol for radical dose-escalated radiotherapy treatment of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40:221-231, 1998
14. Samson MJ, van Sornsen de Koste RJ, de Boer HC, et al. An analysis of anatomic landmark mobility and setup deviations in radiotherapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43:827-832, 1999
15. Shalev, S. *Megavoltage Portal Imaging, Teletherapy: Present and Future*, Proceedings of the 1996 Summer School, American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 1996
16. Using PortalVision™, Varian Associated inc. Oncology System, 1997-1998
17. Willner J, Hadinger U, Neumann M, et al. Three dimensional variability in patient positioning using bite block immobilization in 3D conformal radiation treatment for ENT-tumors. *Radiother Oncol* 43:315-321, 1997