

Strokovni članek

RAZVOJ SLIKOVNIH SISTEMOV V RADIOTERAPIJI

Professional Article

DEVELOPMENT OF IMAGING SYSTEMS IN RADIOTHERAPY

Suzana Ljevaja, dipl. inž. rad.,

suzana.ljevaja@gmail.com,

Boštjan Stražišar, dipl. inž. rad.,

bostra@gmail.com,

asist. dr. Valerija Žager, univ. dipl. org., dipl. inž. rad.,

zagerv@gmail.com,

Onkološki inštitut, Oddelek za teleradioterapijo, Zaloška cesta 2, 1000 Ljubljana

POVZETEK

Uvod: Za zagotavljanje kakovosti in natančnosti zdravljenja pacientov se v radioterapiji (RT) uporabljajo slikovni sistemi, ki omogočajo določanje lege pacienta in verifikacijo obsevalnih polj. Z razvojem novih obsevalnih tehnik, obsevalnih aparatov in slikovnih sistemov se je kvaliteta obsevanja izboljšala.

Namen: V članku so predstavljeni slikovni sistemi v RT nekoč in danes, njihov razvoj in prispevek k kakovosti dela.

Metode dela: Narejen je bil pregled domače in tuje strokovne literature na področju razvoja slikovnih sistemov v RT ter meritve premikov izocentra s pomočjo portalnih slik (slike zajete na slikovno ploščo) na primeru pacienta z rakom v področju glave in vratu (ORL), na obsevalnem aparatu Clinac (Varian) DBX-SN1058.

Rezultati in razprava: Pri obsevanju s konvencionalno (klasično) tehniko dveh opozitnih polj in verifikacijo obsevalnih polj z radiografskim filmom se je natančnost meje obsevalnega polja lahko določila do približno 5 mm natančno. S prehodom na tridimenzionalno (3D) vrisovanje tarčnih volumnov in tehniko intenzitetno modulirane radioterapije (IMRT), se je tolerančna meja obsevalnega polja zmanjšala na 3 mm. Dobljeni rezultati so med sabo primerljivi, tudi z mednarodno študijo na bostonskem Inštitutu za onkologijo.

Zaključek: Z razvojem digitalnih slikovnih sistemov in obsevalnih tehnik v RT se je znatno izboljšala natančnost obsevanja tumorskega volumna in varovanje zdravega okolnega tkiva. S tem se je dosegla tudi boljša natančnost obsevanja pri ORL pacientih.

Ključne besede: radioterapija, slikovni sistemi, verifikacija, kakovost

ABSTRACT

Introduction: To assure quality and accuracy of patient treatment in radiotherapy, imaging systems are used for determination of patient's position and verification of treatment fields. Quality of radiotherapy treatment has

improved due to development of new treatment techniques, treatment devices and imaging systems.

Aim: The following article presents past and present imaging systems used in radiotherapy, their development and contribution to work quality.

Methods: Review of foreign and domestic literature on development of imaging systems used in radiotherapy has been made as well as a case study of a patient with head and neck cancer, treated on a Clinac (Varian) DBX-SN1058 treatment machine, along with measurements of isocenter movements, based on portal images.

Results and discussion: Treatment with conventional technique using two opposite fields followed by verification of treatment fields with radiographic film resulted in 5 mm accuracy of irradiated treatment field. With the transition to three dimensional contouring of target volumes and IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy) technique, the acceptable tolerance has decreased to 3 mm. The obtained study results are comparable with international study of Boston Institute of Oncology.

Conclusion: With development of digital imaging systems and treatment techniques, the accuracy of treating tumour volume and protecting healthy surrounding tissue in radiotherapy treatment has significantly improved. With these steps, better quality and higher accuracy have been achieved in treatment of head and neck cancer.

Key words: radiotherapy, imaging systems, verification, quality

UVOD

V RT se za določevanje in sledenje lege pacienta in preverjanje načrtovanega in dejanskega položaja obsevalnega polja uporabljajo različni slikovni sistemi. Ti so se razvijali skupaj z razvojem računalniške tehnologije, razvojem obsevalnih naprav in pripadajoče računalniške opreme. V današnjem času se v RT pojavlja vedno večja potreba po geometrični natančnosti obsevalnega polja. Tumorski volumen je potrebno obsevati z največjo dozno obremenitvijo in pri tem ohraniti zdravo okolno tkivo (Kirby

and Glendinning, 2006). Razvijajo se tehnike obsevanja, s katerimi so doseženi boljši končni rezultati zdravljenja. Tradicionalni radiografski film v klasični kaseti in CR (computed radiography) sistem, ki predstavlja prehod med analogno in digitalno tehniko, sta se uporabljala pri obsevanju s tehniko dveh opozitnih polj (Webb, 1993; Langmack, 2001; Haus, 1998; Wilenzick et al., 1987; Scheck et al., 1993). Danes se pri obsevanju z IMRT uporablja preverjanje obsevalnih polj z AMFPI (Active Matrix Flat Panel Imager) detektorjem, ki je del robotske roke in sestavni del linearnega pospeševalnika. V članku bomo predstavili razvoj slikovnih sistemov v RT in na primeru prikazali pomen njihove uporabe. Obsevanje z IMRT tehniko in primerjava izocentra DRR (digitalni rekonstrukcijski radiogram) slike s portalno sliko (slika zajeta na slikovno ploščo) v področju glave in vratu je opisana v številnih študijah. Na podlagi primerjave rezultatov premikov izocentra s portalnimi

slikami, ki smo jih naredili na obsevalnem aparatu Clinac (Varian) DBX-SN1058 z rezultati študije Court et al. (Court et al., 2008), so premiki izocentra po kontrolnem portalnem slikanju v anteroposteriorni (AP), infero-superiorni (INF-SUP) ter medialni smeri primerljivi z našimi meritvami in izračuni. Tako je možna tudi primerjava kvalitete delovnih postopkov. Z rezultati bomo dokazali, da je uporaba sodobnih slikovnih sistemov za preverjanje položaja lege pacienta pripomogla k manjšim premikom izocentra pri obsevanju ORL področja v primeru, če so le-ti potrebni.

METODE DELA

Razvoj slikovnih sistemov v RT

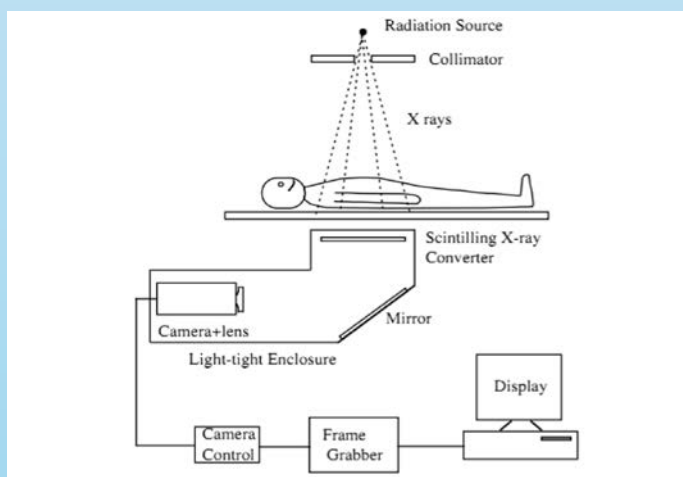
Zgodovina slikovnih sistemov je bila zelo razgibana. Velika mera iznajdljivosti in inovativnosti se je pokazala pri razvoju elektronskih portalnih sistemov, vse od poznih 50-ih let

Tabela 1: Tehnološke različice elektronskih portalnih sistemov (Antonuk, 2002)

Opis sistema	Žarkovni detektor	Organizacija	Reference
Optični sistemi 2D prostorski detektor			
Scintilacijska kamera + ojačevalec rentgenske slike	Fluorescentni zaslon	Chalmers University of Technology	(Wallman 1958 po Munro 1995, 1999)
+ zrcalo in leče	Fluorescentni zaslon	NCI, Bethesda	(Andrews 1958 po Webb 1993, Munro 1995, 1999, Herman 2001)
+ zrcalo in leče	Kovinska plošča in fluorescentni zaslon	University of Goteborg	(Benner 1962 po Boyer 1992 Webb 1993, Munro 1995, 1999)
+ zmanjševalec slike z optičnimi vlakni	Kovinska plošča in fluorescentni zaslon	Washington University	(Wong 1990 po Boyer 1992, Webb 1993)
+ zrcalo + segmentni scintilator	Kovinska plošča + segmentni kristali CsI(Tl)	Royal Marsden	(Mosleh-Shirazi 1998)
+ zrcalo + prozorni scintilator	Prozoren kristal CsI(Tl)	University of Tennessee	(Zemman 1998, Sawant et al., 2002)
Indirektna detekcija, aktivno matrični ploskovni detektor	Kovinska plošča + GdO ₂ S ₂ :Tb zaslon	University of Michigan	(Antonuk 1991a, 1992a, 1998a po Boyer 1992, Munro 1995, 1999, Antonuk 1998b)
1D prostorski detektor Scintilacijski kristal-fotodiodni detektor	ZnWO ₄ kristal	Royal Marsden	(Morton 1988, Morton 1991 po Boyer 1992, Webb 1993)
Scintilacijski kristal-fotodiodni detektor	CsI(Tl) kristal	Royal Marsden	(Symonds-Taylor 1997)
Neoptični sistemi			
2D prostorski detektor Plinsko elektronska pomnoževalka	Kovinske plošče	Karolinska instituten	(Brahme 2000, Ostling 2000, Iacobaeus 2001)
1D prostorski detektor visokovoltajni usmernik diodni zbiralec	Pb trak + diode	John Hopkins	(Taborsky 1982, Lam 1986, 1987 po Boyer 1992, Webb 1993)
Fotovoltažni detektor	CdTe diode	RMD + MGH	(Entine 1992, 1993)
Matriks z ionizacijsko tekočino	Kovinska plošča + iso-oktan	NKI	Meertens 1985, van Herk 1991 po Boyer 1992, Herman 2001)
Kinetični detektor	cca. 100 atm Xe plina	University of Tennessee	(Meertens 1985, van Herk (DiBianca 1997, Samant 1999)

prejšnjega stoletja do danes. Povzetek tehnoloških razlik je prikazan v tabeli 1. Vidimo lahko razdelitev tehnologij optičnih in ne optičnih sistemov. Za slednje je značilno, da ne proizvajajo svetlobe. Razdelitev je narejena tudi med tehnologijami, ki so istočasno občutljive na celotno obsevalno polje (2D prostorski detektorji) in med linearnimi detektorji. Pri 2D prostorskih detektorjih pretvorba X-žarkov temelji na simultani detekciji in omogoča veliko boljše izkoristek sevanja. Pri teh slikah je v primerjavi z linearnimi sistemi veliko boljše kvaliteta pri enakih ali nižjih dozah (Antonuk, 2002).

Strokovnjaki so razvijali portalne sisteme z različnimi pristopi. Andrews et al. (1958), so predstavili fluorescentni zaslon, ki je bil povezan z Orthicon kamero s kombinacijo ogledalo-leča. Ta tehnološki pristop so kasneje nadgradili s pomembnim dodatkom kovinske plošče pred fluorescentnim zaslonom (Benner et al., 1962), kar je znatno zvišalo zanimanje za optično kombinacijo kovinska plošča/fluorescentni zaslon in kamera/ogledalo-leča. Omenjeni pristop je pomenil uvod v uporabo relativno moderne strojne opreme slikovnih sistemov in je bil nadalje razvit ter izpopolnjen skozi tehnične, teoretične in klinične študije številnih projektnih skupin (Antonuk, 2002). Razvitih je bilo veliko različic osnovnega modela s kamero (slika 1).



Slika 1: Različica osnovnega modela s kamero (Antonuk, 2002)

V letih, ki so sledila, so raziskave potekale na področju povišanja učinkovitosti detekcije X-žarkov (in posledično kvantne učinkovitosti) pri sistemih, opremljenih s kamero in sicer z nadomeščanjem fluorescentne plošče s pretvorniki kot je npr., CsI (T1) kristal (Zeman et al., 1998, Sawant et al., 1999) ali pa s Cs (T1) kristali (Mosleh-Shirazi et al., 1998a, 1998b).

Leta 1987 so raziskovalci iz Univerze v Michiganu in podjetja XEROX, PARC po vzorcu začetne ideje predstavili komercialno dostopno, alternativno dvo-dimenzionalno optično tehnologijo za portalno slikanje (Antonuk, 2002). Ta tehnologija temelji na tankem sloju filmske elektronike, podobno kot pri aktivni matrici. Zaslone s tekočimi kristali so ponujali mnoge prednosti v primerjavi z obstoječimi komercialnimi EPID (Electronic Portal Imaging Device) sistemi in konvencionalnimi radioterapevtskimi filmskimi sistemi, vključujoč mnogo boljše kvaliteto slike. Razvoj je bil večinoma usmerjen v optične EPID sisteme. Ne-optični sistemi, ki so bili razviti v zgodnjih osemdesetih letih

prejšnjega stoletja, so temeljili na skeniranju linearne palete silikonskih diod (Taborsky et al., 1982, Lam et al., 1986, 1987).

Radiografski film

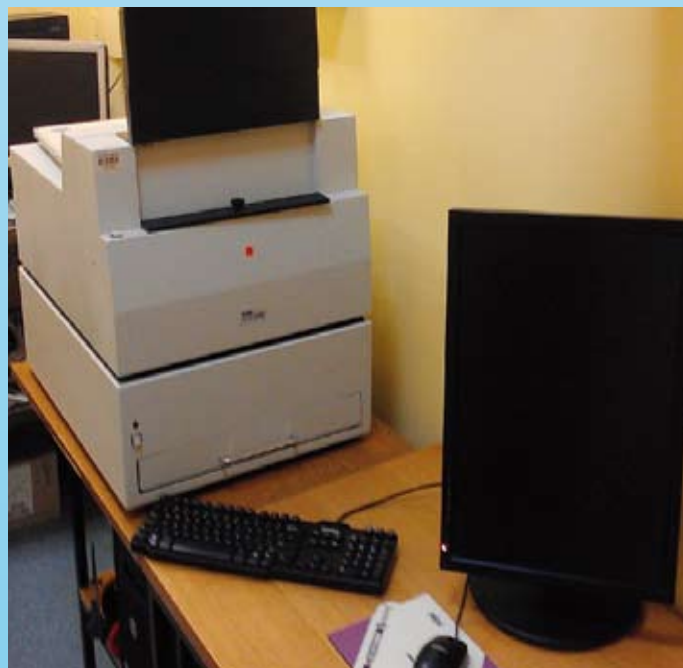
Radiografski film je bil dolgo časa tradicionalen medij za verifikacijo obsevalnih polj. Najprej so bile slike pridobljene z industrijskimi, direktno eksponiranimi filmi, ki so bili vstavljeni v kartonski model in so zahtevali posebne tehnike razvijanja v temnici (slika 2). Leta 1974 je podjetje Kodak predstavilo »Kodak Ready-Pack« filme. Slike so bile razmeroma dobre kvalitete. Za izboljšanje kontrastnosti slike so se pričeli uporabljati EC-L sistemi (Kodak), ki namesto elektronov uporabljajo svetlobo za ekspozicijo filma. Sistem je bil zasnovan posebej za radioterapijo (http://carestream.com/ec_l_film_system_portal_imaging.html).



Slika 2: Verifikacija obsevalnih polj z radiografskim filmom (Onkološki inštitut, Ljubljana)

CR sistem

CR sistemi so bili prvič predstavljeni v prvi polovici 80-ih let prejšnjega stoletja in predstavljajo prehod med analogno in digitalno tehniko slikanja (slika 3). Film je zamenjala približno



Slika 3: CR sistem (Kodak ACR-2000i, Onkološki inštitut, Ljubljana)

1 mm debela fotostimulacijska fosforescenna plošča (Kirby and Glendinning, 2006). CR sistem se uporablja pri pripravi pacienta na obsevanje na konvencionalnem simulatorju, lokalizaciji, verifikaciji in pri kontroli kvalitete (Žager, 2009). Določanje položaja pacienta in lokalizacijo obsevalnih polj omogoča dobra resolucija slike z velikostjo piksla 0,255 mm. Digitalno pridobljene slike lahko na računalniškem monitorju dodatno obdelujemo, tiskamo ali prenašamo na druge medije.

Elektronski slikovni sistemi

Prvi elektronski slikovni sistemi so bili opremljeni s kamero. Trije od teh sistemov so bili tudi komercialno dostopni, in sicer od proizvajalcev Siemens (»Beamview«), Infimed (»Theraview«) ter Philips/Elekta (»SRI-100/iView«) (Kirby and Glendinning, 2006). Princip delovanja je bil podoben kot pri radiografskem filmu. Pretvorba X-žarkov poteka na kovinski plošči (1 - 2 mm bakra, jekla ali medenine), vezani na fluorescentno snov različnih debelin. Pri interakciji z X-žarki na plošči nastajajo visokoenergijski elektroni. Kovinska plošča filtrira tudi nekatere sipane X-žarke in elektrone nizkih energij, ki bi sicer zmanjšali kontrastnost slike. Fluorescentna snov pretvori elektrone visokih energij v svetlobo. Svetloba prehaja skozi fluorescentno snov na kameri in se prezrcali preko serije ogledal v leče kamere. Kamera nato pretvori sliko v video signal, ki se prenese preko elektronike v računalniški sistem (Kirby and Glendinning, 2006). Glavna prednost teh sistemov je hkrati prikaz celotne slike, zelo hitro pridobivanje slike, dobra prostorska ločljivost ter cenovno dostopen sistem, ki je preprost za vzdrževanje. Praktično pomanjkljivost je najprej predstavljala velikost sistema, kar je lahko moteče pri uporabi naprave in pri dodatnih nastavitvah pacienta.

Elektronski slikovni sistem, ki deluje na podlagi matrice z ionizacijsko tekočino so zasnovali in prvič uporabili na Nizozemskem v osemdesetih letih prejšnjega stoletja, v komercialno prodajo pa je prišel v zgodnjih devetdesetih (slika 4). Deluje na principu ionizacijske komore, sestavljene iz dveh delov elektrod, ki sta razmaknjeni za 0,8 mm. Reža med elektrodama je napolnjena z organsko tekočino (2,2,4-trimetilpentan), ki med ekspozicijo deluje kot ionizacijski medij. Ioni, ki nastanejo v tekočini, se zberejo na 256 elektrodah, na vsakem elektrodnem delu. Te elektrode so med seboj razmaknjene za 1,27 mm. Postavitev elektrod je pravokotna in tvori 256^2 matrico. Glavne prednosti tega sistema za komercialno uporabo so bile kompaktnost in praktičnost (Kirby and Glendinning, 2006).



Slika 4: Elektronski slikovni sistem, ki deluje na principu matrice z ionizacijsko tekočino (<http://www.naweb.iaea.org/NAHU/DMRP/documents/Chapter12.pdf>)

Slikovna plošča z aktivno matrico

AMFPI so leta 1987 razvili znanstveniki z Univerze Michigan, Xerox PARC in tudi drugod po svetu. Indirektna detekcija z AMFPI prikazovalniki predstavlja glavno smer pri razvoju portalnega slikanja, saj omogoča izboljšano kvaliteto slike in predstavlja velik potencial za dozimetrično uporabo. AMFPI sistem spada v drugo generacijo EPID sistemov in je komercialno dostopen od leta 2000 (slika 5, slika 6). Sistem je sestavljen iz številnih manjših podsistemov. Za pretvorbo začetne naključne energije X-žarkov obstajata dve glavni metodi, indirektna in direktna. Danes vsi komercialni AMFPI sistemi uporabljajo indirektno detekcijsko metodo. Pridobivanje slike je hitrejše (do 10 slik v sekundi), njena dinamična vrsta je do 16 bitov, velikost matrice do 1024 x 1024 in velikost slikovnega polja do 41 cm x 41 cm.

Nastanek slike običajno poteka sinhronizirano med delovanjem pospeševalnika. Obdelava slike je podobna kot pri vseh tovrstnih komercialnih napravah. Ker je ta sistem zasnovan kot slikovna plošča, prostorska popačenja v pridobljenih slikah niso prisotna (Kirby and Glendinning, 2006).



Slika 5: AMFPI (Kirby and Glendinning, 2006)



Slika 6: EPID sistem (Varian IAS3, Onkološki inštitut, Ljubljana)

REZULTATI IN RAZPRAVA

V rezultatih bomo predstavili praktični primer, za katerega smo izbrali 15 pacientov, ki so se obsevali z IMRT tehniko v predelu glave in vratu (ORL) na Onkološkem inštitutu v Ljubljani. Obsevanje je potekalo na linearnem pospeševalniku Clinac (Varian) DBX-SN1058 z energijo

6 MV. Skupna tumorska doza (TD) je bila predvidena v 35 frakcijah z dozo 2 Gy na dan. Kot slikovni sistem smo uporabili elektronski slikovni detektorski sistem (Varian IAS3), ki je sestavni del linearnega pospeševalnika. Rezultate smo pridobili z analizo podatkov potrebne poravnave izocentra DRR slike in portalne slike. Vsi pacienti so bili fiksirani z doprsno termoplastično masko (Civco, Sinmed) in standardno podlago za glavo (Civco, Sinmed). Portalno slikanje smo izvajali z AMFPI detektorjem pred prvimi tremi obsevanji, kontrolno portalno slikanje smo opravili enkrat tedensko. Za slikanje smo uporabili 2 MU (monitor units t.i. monitorski enoti) za načrtovano polje in 2 za odprto polje (brez uporabe večlistnega kolimatorskega sistema). Tolerančna meja obsevalnega polja je bila 3 mm (rob PTV-ja meri 3 – 5 mm; PTV = planing target volume). Po vsakem slikanju smo naredili primerjavo med DRR in portalno sliko v računalniškem programu Mosaicq. Ujemanje izocentra smo preverili z metodo merjenja razdalj anatomskih struktur do roba obsevalnega polja. Ta metoda je v tem področju obsevanja med najprimernejšimi (slika 7).

Izmerjena vrednost da morebiten popravek premika poravnave pacienta glede na načrtovani izocenter. Pri primerjavi obeh slik ima pomembno vlogo kvaliteta pridobljenih slik, ki se je izboljšala z novejšimi slikovnimi sistemi in je odvisna tudi od vrste linearnega pospeševalnika oziroma od pripadajoče programske opreme.

Dobljene rezultate smo primerjali s podobno študijo, ki so jo opravili na Oddelku za radioterapijo na bostonskem Inštitutu za onkologijo leta 2007 (Court et al., 2008), kjer so naredili analizo rezultatov na podlagi 15 ORL pacientov, vključenih v študijo.



Slika 7: Primerjava DRR (digitalni rekonstrukcijski radiogram) s portalno sliko in prikaz izvajanja meritev (vrednost na sliki pomeni neujemanje kostne strukture in meje obsevalnega polja za 5 mm)

Primerjava rezultatov s študijo (Court et al., 2008)

Pri verifikaciji obsevalnih polj z radiografskim filmom se je natančnost meje obsevalnega polja lahko določila do približno 5 mm. S preходом na digitalno tehniko verifikacije obsevalnih polj se je tolerančna meja obsevalnega polja zmanjšala na 3 mm, kar pomeni, da boljša kvaliteta slik omogoča manjše premike izocentra. Odstopanja meje obsevalnega polja se lahko določajo tudi do 1 milimetra natančno, z uporabo primerne računalniškega programa

(Mosaicq), ki omogoča natančno merjenje. V tabeli 2 so prikazani podatki za 18 premikov pri 15 pacientih. Pri nekaterih pacientih premikov ni bilo, pri nekaterih so bili potrebni premiki v več smereh.

Tabela 2: Premiki na obsevalnem aparatu Clinac DBX-SN1058 pri 15 pacientih (OI, Ljubljana)

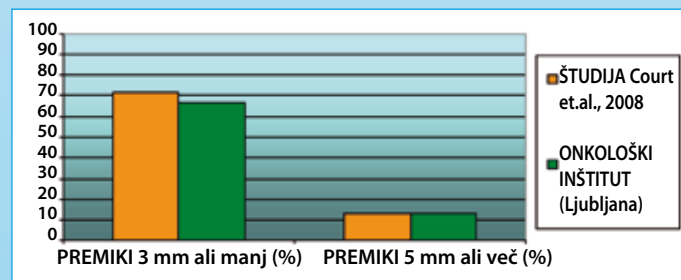
Število pacientov	Brez premikov	Antero-posteriorno	Inferirno-superiorno	Levo-desno
15 (100%)	4 (26,6%)	8 (53,3%)	3 (20%)	3 (20%)

V tabeli 2 je prikazana primerjava premikov v študiji Court et. al., 2008 z rezultati, ki smo jih pridobili na podlagi analize rezultatov na OI Ljubljana.

Tabela 3: Primerjava premikov v študiji Court et.al., 2008 s premiki v študiji na Onkološkem inštitutu

	Skupno število pacientov	Premik 3mm ali manj (%)	Premik 5 mm ali več (%)
Court et al., 2008	15	71,4	13
Onkološki inštitut	15	66,7	13

Pri 66,7% pacientih na OI so bila zabeležena odstopanja v različnih smereh, v študiji Court et.al., 2008 pa v 71,4 %. Iz rezultatov je razvidno, da so odstopanja med našo analizo podatkov in tujo študijo primerljiva. Pri dveh pacientih je bil potreben premik za 5 mm ali več in sicer v anteriorni in desni smeri. Tudi Court et al., 2008 opisujejo premik za 5 ali več mm, vendar v posteriorni in desni smeri. Vsi premiki so prikazani v tabeli 3 ter v grafu 1.



Graf 1: Primerjava zabeleženih premikov v študiji Court et.al., 2008 s premiki na OI Ljubljana

ZAKLJUČEK

Vsaka faza pri pripravi pacienta na obsevanje ima predpisane standarde, katerih se je potrebno držati in jih tudi upoštevati. Izvajati moramo redno kontrolo kakovosti, tako pred obsevanjem kot med njim. Slikovni sistemi omogočajo verifikacijo obsevalnih polj ter lege pacientov. Z razvojem novejših slikovnih sistemov in obsevalnih tehnik v RT se je znatno izboljšala natančnost obsevanja tumorskega volumna in varovanje zdravega okolnega tkiva. Za verifikacijo so se uporabljali različni slikovni sistemi. Na OI se je sprva uporabljal radiografski film, katerega kvaliteta ni dopuščala natančnega določevanja mej obsevalnih polj. Napredek h kvaliteti obsevanja predstavlja CR sistem, z uporabo katerega (primerjava pridobljene CR slike in referenčne slike)

se je natančnost obsevanja še izboljšala, tolerančna meja obsevalnega polja se je zmanjšala na 5 mm.

Vsi sodobni linearni pospeševalniki imajo vgrajen slikovni detektor AMFPI, ki omogoča natančno določanje tolerančne meje obsevalnega polja. To je omogočilo izvajanje novejših, natančnejših tehnik obsevanja. Poleg dosedanjih obsevalnih tehnik se na Onkološkem inštitutu že dobri dve leti izvaja IMRT tehnika.

Študija, ki je bila izvedena v tujini prikaže, da so tolerančna odstopanja obsevalnega polja, glede na anatomske strukture, primerljiva z odstopanji, ki so bila izmerjena na obsevalnem aparatu Clinac (Varian) DBX-SN1058. Z zagotavljanjem natančnosti obsevanja dosegamo boljšo pokritost tumorskega volumna ter ohranjanje zdravega tkiva. Glede na primerjalno študijo in naš praktični primer lahko zaključimo, da je tolerančna meja pri ORL bolnikih zmanjšana na 3 mm, kar omogoča tudi visoko kvalitetna programska oprema slikovnih sistemov. Ti prikažejo boljšo ostrino anatomskih struktur, kar da možnost bolj natančnih meritev.

Literatura

- Andrews JR, Swain RW, Rubin P (1958). Continuous visual monitoring of 2 MeV roentgen therapy. *Am. J. Roentgenol.*, 79: 74-8.
- Antonuk LE (2002). Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Phys. Med. Bio.*, Vol 47: R31-R65.
- Benner S, Rosengren B, Wallman H, Nettelund O (1962). Television monitoring of a 30 MV x-ray beam. *Phys. Med. Biol.*, 7: 29-34.
- Court LE, Wolfberger L, Allen AM, James S, Tishler RB (2008). Clinical experience of the importance of daily portal imaging for head and neck IMRT treatments. *J App Clin Med Phys*, Vol 9 (3).
- Haus AG (1998). Film systems for radiotherapy imaging. In: Hazle JD, Boyer AL, eds. *Imaging in radiation therapy*. Madison, Medical Physics Publishing, 179-206.
- http://carestream.com/eci_film_system_portal_imaging.html (17.2.2012)
- <http://www-naweb.iaea.org/NAHU/DMRP/documents/Chapter12.pdf> (17.2.2012)
- Kirby MC, Glendinning AG (2006). Developments in electronic portal imaging systems. *The British journal of Radiology*, 79: S50-S65.
- Lam KS, Partowmah M, Lam WC (1986). An on-line electronic portal imaging system for external beam radiotherapy. *Br. J. Radiol.*, 59: 1007-13.
- Lam WC, Partowmah M, Lee DJ, Wharam MD, Lam KS (1987). On-line measurements of field placement errors in external beam radiotherapy. *Br. J. Radiol.*, 60: 361-5.
- Langmack KA (2001). Portal imaging. *Br J Radiol*, Vol 74 (885):789-804.
- Mosleh-Shirazi MA, Swindell W, Evans PM (1998a). Optimization of the scintillation detector in a combined 3D megavoltage CT scanner and portal imager. *Med. Phys.*, 25: 1880-90.
- Mosleh-Shirazi MA, Evans PM, Swindell W, Symonds-Taylor JRN, Webb S, Partridge M (1998b). Rapid portal imaging with

a high-efficiency, large field of view detector. *Med. Phys.*, 25: 2333-46.

Sawant A (1999). Portal Imaging using a CsI (TI) scintillator coupled to a cooled CCD camera. Masters Thesis, University of Tennessee, Memphis.

Scheck RJ, Wendt T, Panzer M (1993). Digital storage phosphor radiography for treatment verification in radiotherapy. *Br J Radiol*, 66:801-6.

Taborsky SC, Lam WC, Sterner RE, Skarda GM (1982). Digital imaging for radiation therapy verification. *Opt. Eng.*, 21: 888-93.

Zeman HD, Samant SS, Lovhoiden G, Weinberg B, Sawant A (1998). Portal imaging with a CsI (TI) transparent scintillator x-ray detector. *Proc. SPIE*, 3336: 175-86.

Žager V (2009). KODAK 2000RT CR PLUS sistem v radioterapiji. V: Zbornik predavanj in povzetkov posterjev strokovnega seminarja ob 55. letnici Društva radioloških inženirjev Slovenije, Rogaška slatina, 15. – 16. maj 2009. Ljubljana: Društvo radioloških inženirjev Slovenije, str. 55.

Webb S (1993). *Physics of three-dimensional radiation therapy*. Bristol: IOP Publishing.

Wilenzick RM, Merritt CR, Balter S (1987). Megavoltage portal films using computed radiographic imaging with photostimulable phosphors. *Med Phys*, 14:389-92.