

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO - MATEMATIČKI FAKULTET DEPARTMAN ZA FIZIKU



KLINIČKA IMPLEMENTACIJA FILM DOZIMETRIJE

- Master rad -

Mentor: doc. dr Borislava Petrović Kandidat: Igor Daskalovski

Novi Sad, 2017.

Iskreno se zahvaljujem svom mentoru, doc. dr Borislavi Petrović, na svoj pruženoj pomoći i korisnim savetima prilikom izrade ovog rada. Zahvaljujem se i meni dragim osobama koje su bile uz mene tokom studiranja, te ovaj rad posvećujem njima.

Igor Daskalovski

SADRŽAJ

P	REGI	LED K	ORIŠĆENIH SKRAĆENICA I STRANIH POJMOVA	5
U	VOD			7
1	TF	CORIJS	SKI UVOD	8
	1.1	Linea	rni akcelerator	8
	1.1	.1 S	istem za ubrizgavanje	10
	1.1	.2 0	Generatorski sistem RF polja	10
	1.1	.3 U	Jbrzavajući talasovod	11
	1.1	.4 T	ransport elektronskog snopa	12
	1.1	.5 0	Jlava LINAC-a	12
	1.1	.6 K	Colimacija snopa	13
	1.2	Tehni	ke isporuke zračenja	14
	1.3	Dozir	netrijski zahtevi IMRT i VMAT tehnika	14
2	RA	DIOH	ROMATSKI FILMOVI	16
	2.1	Istorij	ski razvoj radiohromatskih filmova	16
	2.2	Gafch	romic TM film dozimetrijski sistem	18
	2.2	2.1 N	ſerne nesigurnosti Gafchromic TM film dozimetrijskog sistema	21
	2.3	Prime	na radiohromatskog filma	22
	2.4	Unifo	rmnost EBT2 Gafchromic TM filma	23
	2.5	Gafch	romic TM film kao energijski nezavisan dozimetar	24
	2.6	Gafch	romic TM film kao trodimenzionalni dozimetar	24
	2.7	Višek	analska film dozimetrija sa kanalski nezavisnim perturbacijama	25
	2.7	'.1 C) modelima za radiohromatski-film dozimetriju	25
	2.7	.2 L	zbor modela za radiohromatski-film dozimetriju	27
	2.8	Kvan	itativna analiza doznih rasporeda – γ analiza	27
	2.8	8.1 γ	funkcija	

Klinička implementacija film dozimetrije

Master rad

3	$\mathbf{M}_{\mathbf{A}}$	ATERIJALI I METODE	29
	3.1	Kalibracija	29
	3.2	Film dozimetrija	30
	3.3	γ analiza	30
4	RE	ZULTATI MERENJA I DISKUSIJA REZULTATA	31
	4.1	Kalibracija	31
	4.2	Film dozimetrija	32
	4.3	γ analiza	32
5	ZA	KLJUČAK	38
6	PR	ILOG - PRAKTIČNO UPUTSTVO ZA EBT2 FILM DOZIMETRIJU	39
	6.1	Oprema i materijali	39
	6.2	Rukovanje filmom	39
	6.3	Postavka skenera	40
	6.3	.1 Staklo za kompresiju	41
	6.4	Kalibracija lota	41
	6.5	Kako skenirati filmove	42
	6.6	Otprema (upload) filmova na sajt radiochromic.com	43
	6.7	Film dozimetrija	44
	6.8	Otprema doznog plana	45
	6.8	.1 Eksportovanje doze sa TPS-a ili MatriXX-a	45
	6.8	.2 Importovanje dozne distribucije u CSV formatu	45
	6.9	Analiza slika	46
	6.9	.1 γ analiza	46
	6.10	Protokol za brzu evaluaciju	47
R	REFER	ENCE	48

PREGLED KORIŠĆENIH SKRAĆENICA I STRANIH POJMOVA

3DCRT - Three-Dimensional Conformal Radiotherapy - trodimenzionalna konformalna zračna terapija

AAPM - American Association of Physicists in Medicine - Američka asocijacija fizičara u medicini

Backscatter - materijal postavljen iza detektora koji ima ulogu rasejavača od 180°

Buildup - dubina na kojoj je apsorbovana doza maksimalna i normirana na 100%

CCD - Charge-Coupled Device - senzor sa fotodiodama

CHIP - CHannel-Independent Perturbations - kanalski nezavisne perturbacije

DPI - Dots Per Inch - broj tačaka po jednom inču (mera rezolucije)

DTA - Distance To Agreement - rastojanje po dogovoru

EBRT - External Beam RadioTherapy - zračna terapija spoljašnjim snopom

EBT - External Beam Therapy - terapija spoljašnjim snopom

ESTRO - European Society for Radiotherapy and Oncology - Evropsko društvo za radioterapiju i onkologiju

IAEA - International Atomic Energy Agency - Međunarodna agencija za atomsku energiju

IMRT - Intensity-Modulated Radiation Therapy - intenzitetom modulisana zračna terapija

LINAC - LINear ACcelerator - (klinički) linearni akcelerator

MLC - MultiLeaf Colimator - višelisni (olovni) kolimator

MU - Monitor Unit - monitorska jedinica

netOD - net Optical Density - neto optička gustina

OD - Optical Density - optička gustina

PDF - Probability Density Function - funkcija gustine verovatnoće

QA - Quality Assurance - kontrola kvaliteta

RF - radiofrekventni

RGB - Red, Green, Blue - crveni, zeleni i plavi kanal digitalne slike

ROI - Region Of Interest - polje od interesa

SAD - Source to Axis Distance - rastojanje od izvora zračenja do ose rotacije gentrija

SSD - Source to Skin Distance - rastojanje od izvora zračenja do kože

TG - Task Group - radna grupa

TLD - ThermoLuminescent Dosimeter - termoluminiscentni dozimetar

TM - TradeMark - zaštićeno ime marke

TN model - Truncated Normal (distribution) model - model ograničene normalne distribucije

TPS - Therapy Planning System - sistem za planiranje terapije

TRS - Technical Reports Series - serija tehničkih uputstava (izdaje ga IAEA)

VMAT - Volumetric Modulated Arc Therapy - zapreminom modulisana lučna terapija

UVOD

Cilj ovog rada je da pruži praktičan i pouzdan protokol za film dozimetriju, koja bi trebalo da postane rutinski deo kontrole kvaliteta kompleksnih tehnika zračenja na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici (Institut, u daljem tekstu).

Kvantitativno poređenje izmerenih doznih distribucija pomoću dozimetra i kalkulacijom dobijenih doznih distribucija u sistemu za planiranje terapije predstavlja bitan deo kontrole kvaliteta isporučene zračne terapije. Ovo je jedan od primarnih zadataka medicinskog fizičara. Napredne tehnike zračenja koje su tokom prošle godine implementirane na Institutu zahtevaju proširenje sistema kontrole kvaliteta. Jedna od dopuna tom sistemu predstavlja i film dozimetrija.

Klinička film dozimetrija je pojavom radiohromatskih filmova postala mnogo lakša i praktičnija u odnosu na dozimetriju radiografskim filmom. Radiohromatski GafchromicTM EBT2 film (proizvođač Ashland Advanced Materials, Nju Džerzi, SAD) se odlikuje brojnim pogodnostima [1]:

- Praktično je tkivno-ekvivalentan i vodo-ekvivalentan
- Ima nisku zavisnost od energije
- Ima nisku zavisnost od brzine isporučene doze
- Nema potrebe za hemijskim procesuiranjem (razvijanjem, fiksiranjem itd.), samorazvijajući je
- Nije osetljiv na veštačko (ambijentalno) osvetljenje
- Vodootporan je i savitljiv

Kada se ovakav film ozrači, organski mikrokristalni monomeri u njegovoj emulziji počinju da polimerizuju i da menjanju transparenciju filma srazmerno dozi [2]. Najčešći način da se izmeri odziv (zacrnjenje) filma je pomoću dokument skenera ili foto skenera [3 - 8]. Pošto filmovi stvaraju obojenu sliku, osobina skenera da snimaju u tri kanala boje se pokazala od velikog značaja, pogotovo za višekanalnu dozimetriju. Ipak, postoji nekoliko ponašanja filma i skenera koji dovode do velikih nesigurnosti ako se na njih ne obrati pažnja. Zbog toga su razvijeni protokoli koji u praksi eliminišu ove izvore nesigurnosti.

Rad se, pored uvoda i zaključka, sastoji od četiri poglavlja i priloga.

Prvo poglavlje je teorijski uvod u kojem su objašnjeni osnovni pojmovi zračne terapije, opisana je konstrukcija linearnih akceleratora i ukratko su predstavljene napredne tehnike zračenja kao i razlog za uvođenje film dozimetrije. U drugom poglavlju je dat istorijski razvoj radiohromatskih filmova i njihova karakterizacija a na kraju je predstavljen metod multikanalne dozimetrije. Treće poglavlje daje pregled eksperimentalne postavke i načina merenja, a u četvrtom poglavlju su predstavljeni dobijeni rezultati, njihova diskusija i poređenje sa dostupnom literaturom. U prilogu rada se nalazi praktično uputstvo za film dozimetriju.

1 TEORIJSKI UVOD

Zračna terapija predstavlja medicinsku upotrebu jonizujućeg zračenja u cilju uništavanja malignih ćelija i sprečavanja njihovog širenja. Cilj zračne terapije je da oblikuje i isporuči tumoricidnu dozu zračenja ciljnoj zapremini a da pri tome okolno zdravo tkivo što manje izloži zračenju. Otuda je i konformalna zračna terapija dobila ime - zapremina visoke doze se prilagođava (od engleski reči *conform* - povinovati se, prilagoditi se) zapremini mete. Pod zapreminom mete se podrazumeva celokupno prostiranje tumora uključujući i okolni prostor u kome se može javiti širenje bolesti (tzv. biološka ciljna zapremina) kao i "sigurnosnu" marginu koja uključuje eventualno pomeranje organa ili mete (tzv. mobilna zapremina mete) [9].

Procedure zračne terapije se mogu podeliti u dve glavne kategorije: Brahiterapija i zračna terapija spoljašnjim snopom (External Beam Radiotherapy – EBRT). U brahiterapiji se izvor zračenja dovodi direktno u ciljnu zapreminu dok se u EBRT izvor zračenja nalazi na nekoj udaljenosti od tela pacijenta a ciljna zapremina se ozračuje spoljašnjim zračnim snopom. Najveći deo EBRT se vrši pomoću fotonskog snopa, ređe elektronima a samo veoma mali deo se vrši teškim česticama (protonima, neutronima ili jonima). Fotonski snop može biti rendgenski (megavoltažni - kojeg stvaraju linearni akceleratori) ili γ -zračenje koje potiče od radioaktivnih izotopa.

Megavoltažni fotonski snopovi prodiru duboko u tkivo a maksimum doze deponuju ispod površine kože, u tzv. *buildup* regiji [9]. Uz to, glavna interakcija sa tkivom je Komptonov efekat, što znači da lokalna apsorbovana doza ne zavisi od atomskog broja tkiva, a samim tim i doza koju prime kosti time nije povećana.

U modernoj zračnoj terapiji, najčešći način dobijanja megavoltažnih snopova je pomoću linearnog akceleratora (LINAC).

1.1 Linearni akcelerator

LINAC je linearni akcelerator koji ubrzava elektrone do kinetičkih energija od oko 22 MeV pomoću nekonzervativnih mikrotalasnih radiofrekventnih polja u rasponu frekvencija 10³ MHz - 10⁴ MHz, a najveći deo njih koristi 2856 MHz. U LINAC-u se elektroni ubrzavaju prateći pravolinijske putanje u specijalnim evakuisanim strukturama koje se nazivaju ubrzavajući talasovodi.

Postoje dva izvora snažnog RF polja (snage od 2 MW do 10 MW) koje se koristi za ubrzavanje elektrona u talasovodima: magnetron i klistron. Magnetroni se koriste u mašinama koje rade na nižim energijama (4 MeV - 6 MeV), sa maksimalnom snagom od

3 MW dok se klistroni koriste u akceleratorima sa dualnom energijom, koji zahtevaju maksimalnu snagu RF polja od preko 5 MW.

Elektronski snop iz LINAC-a se može koristiti direktno ali se češće usmerava u metu od volframa pri čemu se nagli gubitak energije elektrona pretvara u zakočno rendgensko zračenje (*Bremsstrahlung*).

Postoji više vrsta LINAC-a za kliničku upotrebu. Neki pružaju samo rendgensko zračenje u niskom megavoltažnom opsegu (4 MV ili 6 MV), dok drugi pružaju i rendgensko zračenje i elektrone na raznim megavoltažnim energijama. Tipičan savremeni visokoenergijski LINAC pruža bar dve fotonske energije (6 MV i 18 MV) i nekoliko elektronskih energija (na primer 6, 9, 12, 16 i 22 MeV). LINAC se obično postavlja izocentrično a glavni njegovi delovi su:

- Gentri
- Postolje gentrija
- Modulator
- Potpora za pacijenta (terapijski sto)
- Kontrolna konzola

Uopštena šema LINAC-a prikazana je na slici 1, na kojoj su označene veze i odnosi između različitih komponenti. Šema pokazuje uopšten raspored komponenti, dok u praksi postoje značajne razlike u konstrukciji u zavisnosti od proizvođača.



Slika 1. Šematski prikaz različitih delova modernog LINAC-a

Dužina ubrzavajućeg talasovoda zavisi od krajnje kinetičke energije elektrona i iznosi od oko 30 cm za energije od 4 MeV, sve do oko 150 cm za 25 MeV. Glavne komponente modernog LINAC-a za formiranje snopa su:

- 1. Sistem za ubrizgavanje (elektrona)
- 2. Generatorski sistem RF polja
- 3. Ubrzavajući talasovod
- 4. Pomoćni sistem
- 5. Sistem za transport snopa
- 6. Sistem za kolimaciju i praćenje snopa

Kod megavoltažnih energija elektrona su fotoni proizvedeni zakočnim zračenjem u meti uglavnom usmerni ka napred, u istom smeru kao i elektronski snop koji udara u metu. U jednostavnim konfiguracijama su elektronski top i rendgenska meta poravnati sa ubrzavajućim talasovodom i svi oni su direktno poravnati sa izocentrom LINAC-a, bez potrebe za sistemom za transport snopa. Sve je ovo montirano u gentri zajedno sa izvorom RF polja. Ovakva postavka se koristi kod mašina sa energijom snopa od 4 MV ili 6 MV, gde su elektronski top i meta ugrađeni u talasovod te ne postoji opcija za terapiju elektronima.

Ubrzavajući talasovodi za srednje i visoke energije elektrona su previše dugački za direktno izocentrično postavljanje, pa se zbog toga nalaze ili u gentriju, postavljeni paralelno osi rotacije, ili u postolju gentrija. U ovom slučaju se koristi sistem za transport snopa da bi se elektronski snop preveo od ubrzavajućeg talasovoda do rendgenske mete. Izvor RF polja se uglavnom montira u postolje gentrija.

1.1.1 Sistem za ubrizgavanje

Sistem za ubrizgavanje je izvor elektrona; to je u stvari običan elektrostatički akcelerator ili elektronski top. U upotrebi su dva tipa: diodni i triodni. Oba tipa elektronskog topa sadrže usijano vlakno (katodu) i probušenu uzemljenu anodu, a triodni top sadrži i rešetku.

Elektroni se termoelektronski emituju sa katode, fokusiraju se zakrivljenom fokusirajućom elektrodom i ubrzavaju se ka probušenoj anodi kroz koju prolaze i ulaze u ubrzavajući talasovod.

1.1.2 Generatorski sistem RF polja

Mikrotalasno zračenje koje se koristi u ubrzavajućem talasovodu se stvara pomoću RF generatorskog sistema, koji se sastoji od izvora RF polja i pulsnog modulatora. Izvor RF polja je ili magnetron ili klistron. Oba uređaja koriste ubrzanje i usporenje elektrona u vakuumu za proizvodnju snažnih RF polja i oba tipa koriste termoelektronsku emisiju sa usijane katode da ubrzaju elektrone ka anodi u pulsnom elektrostatičkom polju.

1.1.3 Ubrzavajući talasovod

Talasovodi su evakuisane metalne strukture pravougaonih ili kružnih poprečnih preseka koji se koriste za prenos mikrotalasa. U LINAC-ima se koriste dve vrste talasovoda: talasovod za prenos RF polja i ubrzavajući talasovod. Talasovod za prenos polja prenosi snagu RF polja od izvora do ubrzavajućeg talasovoda.

Elektroni se ubrzavaju u ubrzavajućem talasovodu putem energijskog transfera od snažnih RF polja koja su postavljena u ubrzavajućem talasovodu a stvaraju se RF generatorima. Najjednostavnija vrsta talasovoda se dobija od uniformnog cilindričnog talasovoda u koga su umetnuti diskovi sa kružnim otvorima u sredini, a koji su postavljeni na jednakim rastojanjima duž cevi. Ovi diskovi dele talasovod na seriju cilindričnih šupljina koje formiraju osnovnu strukturu ubrzavajućeg talasovoda LINAC-a.

Ubrzavajući talasovod je evakuisan kako bi omogućio nesmetano kretanje elektrona. Šupljine u talasovodu imaju dvojaku ulogu:

- Da uparuju i raspodeljuju snagu mikrotalasa između susednih šupljina
- Da pruže odgovarajući oblik električnog polja za ubrzanje elektrona

Razvijena su dva tipa ubrzavajućih talasovoda:

- Struktura putujućeg talasa
- Struktura stojećeg talasa

U strukturi putujućeg talasa mikrotalasi ulaze u talasovod sa kraja gde je elektronski top i putuju ka visokoenergijskom kraju talasovoda, gde ili bivaju apsorbovani bez refleksije ili izlaze iz talasovoda kako bi bili apsorbovani u rezistivnom otporu ili se vraćaju nazad na ulaz talasovoda. U ovakvoj konfiguraciji je samo jedna od četiri šupljina u bilo kom trenutku podesna za ubrzanje elektrona, pružajući električno polje u pravcu prostiranja.

U strukturi stojećeg talasa su oba kraja talasovoda zatvorena provodnim diskom koji reflektuje mikrotalase čime se dobija mnoštvo stojećih talasa u talasovodu. U ovakvoj konfiguraciji u bilo kom trenutku svaka druga šupljina nema električno polje i ne doprinosi

ubrzanju elektrona. Ove šupljine imaju jedinu ulogu kao uparene šupljine i mogu se pomeriti izvan strukture talasovoda čime se efektivno skraćuje dužina talasovoda za 50%. Poprečni presek talasovoda sa strukturom stojećeg talasa za 6 MV je prikazan na slici 2.



Slika 2. Poprečni presek ubrzavajućeg talasovoda

1.1.4 Transport elektronskog snopa

U LINAC-ima koji operišu sa energijama elektrona iznad 6 MeV koriste se savijajući magneti. Ubrzavajući talasovod se kod ovih uređaja uglavnom nalazi paralelno osi rotacije gentrija pa se elektronski snop mora saviti kako bi udario u rendgensku metu ili izašao kroz izlazni otvor snopa. Postoje tri načina savijanja elektronskog snopa:

- Savijanje pod uglom od 90°
- Savijanje pod uglom od 270° (ahromatsko)
- Savijanje pod uglom od 112.5° (slalom)

Sistem za savijanje se sastoji od evakuisanih cevi, savijajućih magneta i upravljačkih i fokusirajućih kalemova.

1.1.5 Glava LINAC-a

Glava LINAC-a sadrži nekoliko komponenti koje utiču na proizvodnju, oblikovanje, lokalizaciju i nadzor kliničkih fotonskih i elektronskih snopova. Ubrzani elektroni dospevaju u glavu LINAC-a u vidu oštrog uskog snopa gde se stvaraju klinički snopovi.

Bitne komponentne koje se nalaze u glavi poslednjih generacija LINAC-a su:

- Nekoliko različitih pokretnih rendgenskih meta
- Ravnajući filteri i filteri za rasejanje elektrona
- Primarni i podesivi sekundarni kolimatori
- Jonizacione komore za dualnu transmisiju
- Svetlo koje definiše polje
- Klinovi
- Višelisni kolimator (MLC)

Svaki fotonski snop ima svoju kombinaciju mete i ravnajućeg filtera. Ravnajući filteri i rasejavajuće folije (za elektronske snopove) se nalaze na rotirajućem postolju za lakše postavljanje u osu snopa. Primarni kolimator definiše maksimalno kružno polje koje se zatim dalje ograničava podesivim pravougaonim kolimatorom koji se sastoji od dve gornje i dve donje nezavisne čeljusti. One proizvode pravougaono polje maksimalnih dimenzija 40 x 40 cm u izocentru LINAC-a. Jonizacione komore za dualnu transmisiju se koriste za praćenje izlazne snage snopa kao i za praćenje transverzalnog ravnanja snopa. Svetlo koje definiše polje pruža laku vizuelnu metodu za tačno pozicioniranje pacijenta korišćenjem referentnih oznaka. Svetlo polja osvetljava površinu koja je ista kao zračno polje a svetlo skale projektuje skalu u centimetrima koja označava vertikalnu udaljenost od izocentra LINAC-a.

1.1.6 Kolimacija snopa

Kolimacija snopa u modernom LINAC-u se postiže sa tri uređaja:

- Primarnim kolimatorom
- Sekundarnim pokretnim kolimatorom
- Višelisnim kolimatorom

Primarni kolimator definiše najveće dostupno kružno polje i predstavlja konusni otvor urezan u blok od volframa, čiji uži otvor naleže na metu a širi otvor na ravnajući filter na suprotnoj strani. Debljina zaštitnog bloka se projektuje tako da atenuira primarni snop do 0.1% intenziteta.

Sekundarni kolimator se sastoji od četiri bloka, dva formiraju gornje a dva donje čeljusti kolimatora. Oni stvaraju pravougaono polje u izocentru LINAC-a dimenzija od nekoliko milimetara do 40 cm. Moderni LINAC-i imaju nezavisne asimetrične čeljusti koje stvaraju asimetrična polja.

Višelisni kolimatori su najnoviji dodatak tehnologiji isporuke doze. Iako su idejno jednostavni, izrada pouzdanog MLC sistema predstavlja značajan tehnološki izazov. Broj olovnih listova je stalno u porastu, sa već dostupnim kolimatorima od 120 i 160 listova (60 ili 80 pari) koji pokrivaju polje 40 x 40 cm a koji zahtevaju isto toliki broj nezavisnih kompjuterizovanih motora i kontrolnih kola. MLC su nezaobilazni u stvaranju intenzitetom modulisanih polja u konformalnoj zračnoj terapiji, bilo u *step and shoot* režimu ili u kontinualnom dinamičkom režimu. Primer modernog MLC-a je prikazan na slici 3.



Slika 3. Izgled modernog MLC-a

1.2 Tehnike isporuke zračenja

Pored uobičajene 3DCRT (konvencionalna trodimenzionalna konformalna radioterapija) tehnike, koja koristi nekoliko različitih iregularnih polja uniformnih intenziteta, u upotrebi su i naprednije tehnike poput intenzitetom modulisane zračne terapije (IMRT) i zapreminom modulisane lučne terapije (VMAT).

IMRT tehnika koristi, kao što joj ime kaže, varijacije u intenzitetu duž mnoštva zračnih snopova čime se dobija visoko konformalna dozna distribucija. Ovo se postiže podelom svakog zračnog snopa na manje segmente čiji se intenzitet varira. Prednost ove tehnike nad 3DCRT je poboljšana konformalnost ciljnoj zapremini i poboljšana pošteda zdravog tkiva i organa od rizika. IMRT ima mogućnost da proizvede nehomogene dozne distribucije koje dozvoljavaju istovremenu isporuku različitih doza po frakciji u različite delove unutar ciljne zapremine.

Iako su ove prednosti IMRT-a očigledne, ipak postoje neki nedostaci: procesi planiranja i QA za IMRT su kompleksniji i mnogo duži u poređenju sa 3DCRT. Standardan IMRT plan često zahteva mnoštvo fiksnih pozicija zračnog snopa što produžava vreme isporuke tretmana, a što dalje može da utiče na komfor pacijenta i reproducibilnost pozicije za zračenje. IMRT planovi isporučuju i veću količinu monitorskih jedinica a samim tim doprinose i niskodoznom zračenju ostatka tela.

Od nedavno postoji interesovanje i za lučne ili rotacione tehnike zračenja u cilju da se prevaziđu neka ograničenja fiksnih polja IMRT. Osnovni koncept lučne terapije je isporuka zračenja u kontinualnoj rotaciji zračnog izvora, koja omogućava da se pacijent ozrači sa svih 360° snopa. Lučne terapije imaju mogućnost da postignu visoko konformalne dozne distribucije i predstavljaju alternativu za IMRT. Glavna prednost nasuprot IMRT je skraćenje vremena tretmana kao rezultat smanjenog broja MU, što dalje vodi manjoj integralnoj dozi koju primi ostatak tela.

Glavni oblik lučne terapije predstavlja VMAT. VMAT tehnika je prvi put predstavljena 2007. godine i opisana je kao nova tehnika zračenja koja omogućava istovremenu varijaciju tri parametra tokom isporuke terapije: brzinu rotacije gentrija, menjanje oblika polja uz pomoć MLC i menjanje brzine isporuke doze. VMAT tehnikom se cela ciljna zapremina tretira u sklopu jednog ili dva luka (od 360°).

1.3 Dozimetrijski zahtevi IMRT i VMAT tehnika

U zračnoj terapiji, tačno određivanje doze i njeno precizno isporučivanje su direktno povezani sa boljim uspehom terapije u smislu veće kontrole tumora i smanjenog broja postradioterapijskih komplikacija. Kompleksni trodimenzionalni oblici dozne distribucije IMRT i VMAT kao i same metode isporuke doze zahtevaju reviziju i adaptaciju metoda

dozimetrijskih merenja koje se inače uobičajeno koriste za 3DCRT. Kompleksan oblik doznih distribucija stvara brojne regione sa strmim gradijentima doze, čak i unutar jedne ciljane zapremine. Razumevanje ograničenja i upotreba adekvatnih dozimetara za merenje takvih doznih distribucija je ključan korak za bezbednu implementaciju IMRT i VMAT tehnika.

Konvencionalno 3DCRT planiranje terapije uglavnom koristi pristup "pogled iz pravca snopa" (*Beam's eye view*). [9] Validacija 3DCRT planova se može ostvariti korišćenjem uobičajenih dozimetrijskih tehnika, kao što su skenirajuće jonizacione komore i verifikacija kalkulacije monitorskih jedinica, zbog toga što se ovakvi planovi sastoje od superponiranih relativno velikih radijacionih segmenata sa slabim gradijentima, što kod naprednih tehnika nije slučaj. Za razliku od 3DCRT, u IMRT ili u VMAT se ne mogu koristiti portalne slike za verifikaciju izbegavanja kritičnih struktura koje treba zaštititi od zračenja. Trodimenzionalna kompleksnost doze, zajedno sa razdvajanjem geometrije snopa i rezultujuće doze znači da se kontrola kvaliteta (QA) IMRT i VMAT doznih distribucija mora više koncentrisati na kumulativnoj isporučenoj dozi kao i na proveri doze u više tačaka [10].

U većini 3DCRT procedura zračni snop je statičan, što znači da se modifikatori snopa, gentri, kolimator i terapijski sto ne pomeraju tokom ozračivanja pacijenta. Budući da je snop statičan, karakterizacija zračnog snopa se može ostvariti skenirajućim jonizacionim komorama u vodenom fantomu sa upotrebom interpolacije kada je potrebno popuniti prostor između merenih tačaka [10]. Dozimetrijska tačnost jonizacionih komora omogućava kvantitativno merenje zračnog snopa. Isporuka doze u IMRT (a pogotovo u VMAT) je često dinamički proces gde upadni oblik i intenzitet snopa fotona varira tokom tretmana, što čini merenje doze na bazi skeniranja nepraktičnim. Merenja doze u IMRT i VMAT planovima je ograničeno na integrativne (zbirne) dozimetrijske tehnike.

U najčešće korišćene zbirne dozimetrijske tehnike spadaju dvodimenzionalna mreža jonizacionih komora kalibrisanih za kumulativno očitavanje (npr. *MatriXX* detektor proizvođača IBA, već u upotrebi na Institutu [11]) i GafchromicTM EBT2 ili EBT3 radiohromatski filmovi.

2 RADIOHROMATSKI FILMOVI

2.1 Istorijski razvoj radiohromatskih filmova

Evolucija raznih modela GafchromicTM filmova je prikazana kroz odgovarajući apsorpcioni spektar na slici 4. U početku su GafchromicTM filmovi bili razvijeni za praćenje doze u industrijskom procesiuranju. Ovi relativno neosetljivi filmovi su bili podobni za merenje relativno velikih doza (50 Gy – 2500 Gy) a koristili su se nekoliko godina i za istraživanje u kliničkoj dozimetriji pod imenom HD-810.



Slika 4. Apsorpcioni spektri i struktura različitih modela filmova

Uprkos niskoj osetljivosti, ovaj još uvek dostupan model filma predstavlja dozimetar sa najmanjom dubinom efektivne tačke merenja među svim dostupnim dozimetrima danas (ekvivalentno 4 μ m u vodi) [12].

Zatim je razvijen osetljiviji GafchromicTM film, model MD-55, koji je imao 15 μ m debeo osetljivi sloj i pokrivao je dozni opseg od 10 Gy do 100 Gy. Kasnije je uveden još osetljiviji model, MD-V2-55, koji je dobijen spajanjem dva MD-55 sloja čime se dobila efektivna debljina osetljivog sloja od 32 μ m. Model MD-V2-55 pokriva dozni opseg od 1 Gy do 250 Gy i mnogo je bolje prilagođen kliničkoj upotrebi od svojih prethodnika.

Iako je osetljivost MD-V2-55 modela relativno velika, njegov odziv na dozu je bio neravnomeran, 8 - 15%, ograničavajući tako kliničku upotrebu. Nakon toga je uveden

model HS koji je imao jedan malo deblji senzitivni sloj (40 μ m) čime je dobijena veća osetljivost i bolja uniformnost. Međutim, čak i HS model je bio dostupan u listovima veličine 13 cm x 13 cm sa cenom koja nije bila adekvatna za masovnu kliničku primenu. Slika 4 takođe otkriva da se osetljivi sloj ranih GafchromicTM filmova najverovatnije nije menjao značajno u hemijskom sastavu, dok je povećanje osetljivosti bio rezultat povećane debljine sloja.

Dalji razvoj radiohromatskih filmova je vodio stvaranju EBT GafchromicTM modela filma koji je u početku bio dizajniran da zameni radiografske filmove sa srebro-halidom u IMRT QA procedurama. EBT model je bio naširoko proučavan za merenje doze korišćenjem crvenog kanala [3 - 8]. Crveni kanal je dobijen iz RGB skeniranih slika korišćenjem komercijalno dostupnih skenera, koji ima najveću apsorpciju kao što je prikazano u izmerenom apsorpcionom spektru [13].

Protokoli za radiohromatski-film dozimetriju su razvijeni za rutinsku IMRT QA [14 - 20] i prijavljena je procena nesigurnosti za očitavanje odziva EBT modela pomoću skenera [21]. Sa druge strane, slika 4 takođe pokazuje da novi EBT model ima drugačiji sastav osetljivog sloja i značajno povećanje osetljivosti. Desetostruko povećanje osetljivosti, mereno na talasnoj dužini maksimalne apsorpcije (673 nm za HS i 635 nm za EBT) je dobijeno promenjenim sastavom [3] osetljivog sloja čime je apsorpcioni spektar pomeren ka manjim talasnim dužinama. Prema tvrdnjama proizvođača, koristan opseg EBT modela je bio do 8 Gy ako se koristio crveni deo apsorpcionog spektra. Međutim, pokazano je da se korišćenjem sva 3 kanala (crveni, zeleni i plavi, slika 5) slika skeniranih na skeneru u RGB modu može dalje povećati dinamički opseg filma i iznad 100 Gy.



Slika 5. Kalibraciona kriva za sva tri kanala boje

Prijavljeno je [22] da EBT model može da meri doze u opsegu od 0.2 Gy do 100 Gy sa 1σ nesigurnosti boljom od 2%. Preostalih 2% nesigurnosti uglavnom potiče od neuniformnosti osetljivog sloja filma. Uprkos činjenici da je ovaj nivo neuniformnosti EBT modela daleko bolji nego kod njegovih prethodnika i predstavlja prihvatljivu nesigurnost za kliničku primenu, proizvođač je odlučio da dalje unapredi uniformnost odziva filma dodajući žutu boju u osetljivi sloj filma. Tako je nastao EBT2 model GafchromicTM filma. Po tvrdnjama proizvođača, glavna uloga ove markirne boje je da ispravi suptilne razlike u debljini

aktivnog sloja. Pretpostavlja se da je markirna boja uniformno raspoređena kroz ceo osetljivi sloj i da promena u optičkoj gustini filma kada se on izloži zračenju nije pod uticajem ove boje. Sa druge strane, merenja apsorpcije u plavom kanalu, gde markirna boja ima najjaču apsorpciju, treba da daju informaciju o stvarnoj debljini osetljivog sloja. Ako se apsorpcija u plavom kanalu mapira u dve dimenzije, može se konstruisati korekciona matrica za debljinu osetljivog sloja, koja se može primeniti na merenu doznu distribuciju.

Struktura novijeg EBT2 modela je dobijena kombinovanjem lameliranog čistog poliestera i aktivnog filma. Supstrat aktivnog filma je čist poliester debljine 175 μ m preko kojeg je presvučen aktivni sloj filma (nominalne debljine 30 μ m), a preko njega je presvučen i gornji zaštitni sloj (5 μ m). Lamelirani (50 μ m) polester sa oko 25 μ m adheziva osetljivog na pritisak se spaja na presvučenu stranu aktivnog filma. Ova struktura je prikazana na slici 4. Pošto EBT2 nije simetričan, donja strana se može prepoznati posmatranjem odsjaja koji se čini zamagljenim u poređenju sa čistim odsjajem gornje strane. Od nedavno je proizvođač počeo da pravi mali zasek u gornjem desnom uglu čime se obeležava gornja strana filma (a to je 50 μ m debeo sloj lameliranog poliestera).

Absorbancija EBT2 modela pokazuje izraženu apsorpcionu traku u plavom delu spektra koja potiče od žute markirne boje. Očigledno je sa slike 1 da se EBT i EBT2 filmovi veoma slično ponašaju u pogledu promene doze sa absorbancijom. Hipoteza proizvođača da dodavanje žute markirne boje ne utiče na dozimetrijske osobine filma je time potvrđena [23]. Međutim, osetljivost EBT2 filma je nešto manja nego kod EBT, što potiče od razlike u debljini aktivnog sloja.

2.2 Gafchromic[™] film dozimetrijski sistem

Poštovanjem određenog protokola, radiohromatski film dozimetrijski sitem može da pruži kao rezultat merenja apsolutnu dozu. Kako bi se odziv filma (promena optičke gustine) pretvorio u apsolutnu dozu, potrebno je znati kalibracionu krivu. Pošto je kalibraciona kriva određena za dati radiohromatski film dozimetrijski sistem, koji se sastoji od datog modela filma, korišćenog denzitometra i protokola, pod referentim uslovima i korišćenjem referentnog zračnog snopa, takav sistem se smatra referentnim dozimetrijskim sistemom. Ista se logika može primeniti na bilo koji vid dozimetra (jonizacione komore, TLD itd.). Referentni dozimetar se oslanja na kalibracioni faktor (jonizacione komore) ili na kalibracionu krivu (film) koji su određeni tokom kalibracione procedure u referentnom kvalitetu snopa i poznate izlazne doze u referentnim uslovima.

Odziv radiohromatskog filma na ozračivanje se obično izražava u vidu promene optičke gustine koja predstavlja razliku između optičke gustine istog komada filma pre i posle ozračivanja. Pošto je optička gustina kao fizička veličina manje - više nasleđena od radiografskog filma, pokušalo se sa korišćenjem vrednosti pojedinačnih piksela (dobijenih skeniranjem) kako bi se načinila kalibraciona kriva za radiohromatski film dozimetrijski sistem. Iako se čini da je vrednost piksela jednostavnija veličina za karakterizaciju odziva radiohromatskog filma na zračenje, treba imati na umu da je optička gustina logaritam inverzne transmisije. Kod radiografskog filma, logaritamska konverzija inverzne transmisije vodi linearnoj zavisnosti između odziva filma (optičke gustine) i doze u relativno uskom opsegu doza koji je dovoljan za većinu jednostavnih kliničkih primena.

Slično, kriva osetljivosti stvorena tokom kalibracionog procesa za radiohromatski film dozimetrijski sistem, koji koristi optičku gustinu, zadržaće skoro linearno ponašanje sa dodatkom jednog nelinearnog člana kako bi se kompenzovao inherentan nelinearan odziv filma. Uvođenje optičke gustine je u stvari bila linearizacija sirovog transmitovanog signala. Sa druge strane, korišćenjem sirovih vrednosti piksela će se zadržati izraženije nelinearno ponašanje (što će se odraziti kroz veći broj viših članova) što za uzvrat vodi mnogo većoj nesigurnosti tako postavljenog radiohromatskog film dozimetrijskog sistema, zbog većeg udela nesigurnosti fitovanja.

Treba imati na umu da je optička gustina funkcija talasne dužine na kojoj je absorbancija merena. Ovo znači da se merena optička gustina može smatrati jedinom karakteristikom filma samo ako je prikupljanje podataka vršeno spektrometrom, gde merena optička gustina odgovara određenoj talasnoj dužini u apsorpcionom spektru. Sa druge strane, postoje brojni optički denzitometri (naročito dokument- ili foto-skeneri) koji koriste izvor širokog opsega fluoroskopskog vidljivog dela spektra. Za optičke denzitometre koji ne koriste monohromatski izvor svetlosti, promena optičke gustine je složena konvolucija apsorpcionog spektra filma, spektra osetljivosti CCD niza (u skeneru) i emisionog spektra fluorescentnog izvora svetlosti skenera, koja se može izraziti kao:

$$OD = \log \frac{I_0}{I} = \log \left(\frac{\int_{-\infty}^{+\infty} E(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot d(\lambda)}{\int_{-\infty}^{+\infty} E(\lambda) \cdot A(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot d(\lambda)} \right)$$
(1)

U formuli (1) E (λ) predstavlja emisioni spektar svetlosnog izvora, A (λ) je apsorpcioni spektar filma a S (λ) je spektar osetljivosti optičkog denzitometra. Bitno je zapamtiti da za svaki radiohromatski film dozimetrijski sistem (koji se sastoji od određenog modela filma, skenera i dozimetrijskog protokola) postoji različita kriva osetljivosti. Takođe treba uzeti u obzir i da proizvođač može promeniti hemijski sastav filma. Tako da čak i za isti model filma, osetljivost a time i kalibraciona kriva mogu se menjati od lota do lota. Najbolje je napraviti novu kalibracionu krivu za svaki lot filma.

Proces film dozimetrije se može podeliti u dve jasno odvojene faze. Prva je kalibracioni postupak, tokom kojeg se delovi filma ozračuju poznatom dozom, i druga koja predstavlja merenje nepoznate doze koristeći kalibracionu krivu. Slika 6 ovo šematski prikazuje, prvo se referentni izvor zračenja kalibriše po već ustanovljenom protokolu (npr. TRS 398 [24] ili TG-51 [25]) a nakon toga se pod referentnim uslovima eksponiraju delovi filma različitim dozama.



Slika 6. Eksperimentalna postavka za kalibraciju radiohromatskog filma

Vrednosti piksela skenirane slike u transmisionom modalitetu se prikupljaju na predefinisanom regionu od interesa (ROI) nakon čega se računa korigovana optička gustina (netOD) za svaki komad filma:

$$netOD = OD_{(posle)} - OD_{(pre)} = \log \frac{PV_0}{PV_{(posle)}} - \log \frac{PV_0}{PV_{(pre)}} = \log \frac{PV_{(pre)}}{PV_{(posle)}}$$
(2)

Gde PV₀ predstavlja vrednost piksela neatenuiranog snopa (za 16-bitnu sliku iznosi 2^{16}). Kontrolni film predstavlja parče filma koje nije ozračeno i bilo kakva promena u absorbanciji ovog filma potiče isključivo od faktora okoline (temperature, osvetljenosti, vlažnosti, lampe skenera itd). Kako bi se pravilno izmerila promena absorbancije ovog kontrolnog filma, on mora biti istog oblika i veličine kao ozračeni delovi filma. Takođe je bitno da se sa kontrolnim filmom postupa na isti način kao sa filmovima sa kojima se vrši merenje.

Ako se koristi kontrolni film, njegova optička gustina se treba oduzeti od optičke gustine ozračenog filma i tako dobijena vrednost se može smatrati ukupnom promenom neto optičke gustine (Δ netOD) merenog filma, koja potiče samo od ozračivanja:

$$\Delta(netOD) = netOD - netOD(kontrola) = \log \frac{PV(pre)}{PV(posle)} - \log \frac{PVkontrola(pre)}{PVkontrola(posle)}$$
(3)

Korišćenje kontrolnog filma će sigurno povećati preciznost rezultata merenja ali na uštrb povećane nesigurnosti promene merene neto optičke gustine.

Ranije su se kalibracione krive za radiografske filmove, koje reprezentuju neto optičku gustinu (ili Δ netOD), konstruisale kao funkcije date doze a zatim su korišćene u svom odgovarajućem linearnom delu pošto su niske i visoke doze imale veoma nelinearan karakter. Kod radiohromatskih filmova je praksa da se iscrta doza kao funkcija merene netOD (slika 7) a zatim da se podaci fituju odgovarajućom funkcijom korišćenjem metode najmanjih kvadrata [3].



Slika 7: Šematski prikaz protokola za film dozimetrijski sistem

Ova funkcija se kasnije rešava kako bi se dobile nepoznate doze iz merene netOD (ili Δ netOD) u budućim merenjima. Na slici 7 je sumiran protokol za merenje apsolutne dozne distribucije u ravni u IMRT planu korišćenjem samo crvenog kanala skenirane slike (novije studije pokazuju da je mnogo bolje koristiti sva tri kanala, biće reči o ovome kasnije).

Ipak, mora se voditi računa da se prilikom dizajniranja protokola za radiohromatski-film dozimetrijski sistem uračunaju brojni efekti koji mogu da utiču na odziv filma; ovi efekti se mogu ili korigovati ili se neki od parametara mogu držati konstantnim kako tokom procesa kalibracije tako i tokom merenja filma. Na primer, pokazano je [26] da promena u temperaturi sa 22 °C na 38 °C uzrokuje pomeranje pozicije apsorpcionog maksimuma EBT modela sa 636 nm na 630 nm. U zavisnosti od korišćenog optičkog denzitometra, ovo će voditi promeni optičke gustine filma i samim tim nepreciznoj proceni isporučene doze.

Takođe je pokazano [23] za model EBT2 da otprilike nakon 8 h od ozračivanja amplituda apsorpcione trake saturira (prikazano u logaritamskoj skali) ali da proces polimerizacije zapravo nikada ne prestaje nakon ozračivanja. Iako se ovo konstantno uvećanje optičke gustine može zanemariti u većini savremenih radiohromatski film dozimetrijskih protokola, gde se skeniranje ozračenih filmova vrši u roku od 24 h – 48 h nakon ozračivanja, mora se voditi računa da skeniranje ozračenih filmova nakon veoma dugih perioda (nekoliko meseci) može biti uzrok značajnih odstupanja ako se ne uzme u obzir odgovarajuća korekcija.

Većina protokola predlaže da se filmovi skeniraju bar 8 h nakon ozračivanja [3], vreme za koje se pretpostavlja da je potrebno kako bi se zacrnjenje filma stabilizovalo. Ovo vreme čekanja se smatra jednim od glavnih nedostataka radiohromatskog filma kao kliničkog dozimetra. Sa stanovišta kliničkog medicinskog fizičara, primamljivije je koristiti dvodimenzionalni dozimetrijski sistem koji pruža trenutno očitavanje doze (matrica jonizacionih komora na primer) čak i po cenu loše prostorne rezolucije. Srećom, pokazano je da se za vreme skeniranja od 30 min nakon ozračivanja može dobiti greška doze manja od 1% ako je razmak u skeniranju kalibracionog i merenog dela manji od ± 5 min [23].

Još jedan bitan faktor koji utiče na rezultate merenja je orijentacija filma. Naime, pokazano je [27] da postoje značajne varijacije u optičkoj gustini kada je izvor svetlosti linearno polarizovan i film zarotiran. Aldelaijan i saradnici [28] su pokazali da za kombinaciju EBT2 modela filma i skenera EPSON 10000 XL, rotiranje delova filma na prozoru skenera može dovesti do greške od skoro 10% ako se ne vodi računa o rotacionoj poziciji filmova tokom procesa skeniranja.

2.2.1 Merne nesigurnosti GafchromicTM film dozimetrijskog sistema

Merne nesigurnosti se mogu podeliti u dve grupe:

Nesigurnosti koje se javljaju tokom kalibracionog procesa i nesigurnosti koje prate proces merenja nepoznate doze.

Nesigurnosti koje se javljaju tokom kalibracionog procesa se mogu opet podeliti u dve grupe: dozne nesigurnosti (nesigurnosti referentnog dozimetra, nehomogenost referentnog snopa itd.) i nesigurnosti merene netOD (statističke fluktuacije u očitavanju različitih delova filma, nehomogenosti filma, nehomogenosti površine skeniranja itd.)

Nesigurnosti merenja nepoznate doze se mogu podeliti u tri kategorije: nesigurnost kalibracione krive (nesigurnost kalibracionog procesa i procesa fitovanja krive), nesigurnost merene netOD (isto kao i kod kalibracionih filmova) i nesigurnosti usled razlike u procesu kalibracije i merenja nepoznate doze (razlike u "razvijanju" nakon ozračivanja, razlike u temperaturi, dugoročne promene materijala filma i/ili skenera itd). Detaljnije tretiranje svih nesigurnosti vezanih za radiohromatski film dozimetrijski sistem je pokazano u [21] i [29].

Iako je nesigurnost samo procena greške merene nepoznate veličine i definiše preciznost merenja, apsolutna greška je stvarna razlika između merene vrednosti i prave vrednosti (po konvenciji) i definiše apsolutnu preciznost merenja. Da bi protokol bio validan, mora se pokazati da je procenjena nesigurnost veća ili jednaka od stvarne apsolutne greške. Ovo se izvodi tokom procesa kalibracije tokom kojeg se uzima da je doza isporučena dozimetru (u našem slučaju filmu) poznata zanemarujući sve dozne nesigurnosti.

Kalibraciona kriva radiohromatski film dozimetrijskog sistema se najčešće fituje kombinacijom prvog reda polinoma (linearna funkcija) i korigujećeg člana koji uzima u obzir nelinarno ponašanje odziva filma:

$$D = a + b \cdot netOD + c \cdot netOD^n \tag{4}$$

gde se uvek uzima da je parametar a nula (nema promene u optičkoj gustini ako nema zračenja) i parametar n koji zavisi od upotrebe određenog dozimetra i tipa filma [30].

2.3 Primena radiohromatskog filma

Pored upotrebe u kontroli kvaliteta IMRT, zbog čega je EBT model i kreiran, radiohromatski film je našao primenu u mnoštvu dodatnih dozimetrijskih aplikacija. Chung [31] je koristio HS film u fantomu čvrste vode za procenu doze na površini i u buildup delovima IMRT planova glave i vrata, dok je Dević [12] izvodio precizna merenja površinskih (*skin*) doza u spoljašnoj zračnoj terapiji koristeći GafchromicTM EBT filmove.

Radiohromatski film pokazuje veliki potencijal za dvodimenzionalnu kliničku dozimetriju elektronskih snopova [32,33] a koristan je i u totalnoj površinskoj (*skin*) elektronskoj terapiji (TSET – total skin electron radiation): Bufacchi [34] je koristio EBT film za merenje doze tokom TSET *in vivo*, dok su Lightfoot [35] i Reinard [36] opisali primenu istog modela filma za proces puštanja TSET–a u rad. Radiohromatski filmovi se takođe mogu koristiti za merenje ne samo malih elektronskih krajnjih izlaznih struja (*cutout output*), što je vrlo naporan i dugotrajan proces, ali u isto vreme obezbeđuje i kompletnu distribuciju doze unutar merne ravni, što može koristiti radijacionim onkolozima u prepisivanju doze za određeni tretman.

Postoji veliki broj objavljenih radova koji opisuju korišćenje radiohromatskih filmova u brahiterapiji.

Radiohromatski filmovi se koriste i u dozimetriji malih fotonskih polja u stereotaktičkoj radioterapiji: Wilcox i Daskalov [37] su procenili model EBT filma za CyberKnife (R) dozimetriju a takođe su istražili i tačnost doznih merenja i proračune unutar i izvan heterogenih tkiva za fotonska polja od 6 MV stvorena CyberKnife-om koja su manja od

4 cm, dok je Strutewagen [38] izveo višedimenzionalnu proveru doze stereotaktičke terapije za melanom vaskularnog sloja oka koristeći radiohromatski EBT film.

Radiohromatski film se koristi i za karakterizaciju snopova u protonskoj terapiji. Vatnitsky [39] je koristio MD–55 model GafchromicTM filma za merenje procentne dubinske doze i bočni profil snopa sa nemodulisanim protonskim snopom od 100 MeV.

Neke od nabrojanih primena prikazane su na slici 8:



Slika 8. Različite primene radiohromatskih filmova u dozimetriji

2.4 Uniformnost EBT2 Gafchromic[™] filma

Još jedan pristup poboljšanju homogenosti odgovora filma je korekciona procedura, koja je predložena od strane proizvođača, a zasniva se na jakom apsorpcionom opsegu u plavom delu apsorpcionog spektra, za koji je dokazano da je neosetljiv na dozu isporučenu filmu [23]. Ovaj opseg koji je nezavisan od doze je posledica dodavanja žute markirne boje, za koju se smatra da je uniformo raspoređena po osetljivom sloju.

2.5 Gafchromic[™] film kao energijski nezavisan dozimetar

Kada se uporede sa drugim filmovima, radiohromatski filmovi imaju prednost u svojoj ekvivalenciji tkivu i vrlo slaboj energijskoj zavisnosti [40, 41]. Energijski protok direktno ili indirektno jonizovanih čestica može biti izuzetno kompleksan u situacijama kada se veliki broj malih snopova sa penumbralnim regijama preklapa pri prolasku kroz regiju od interesa. Izvor sistematskih grešaka u radioterapijskim tretmanima koje se ne mogu lako korigovati može poticati od energijski zavisnog odgovora određenog dozimetra u širokom opsegu osobina snopa. Ovo dalje umanjuje primenu ovih sistema u primarnoj ulozi savremenih QA programa, što je validacija isporučene doze na submilimetarskom nivou tačnosti.

Činjenica da je radiohromatski film energijski nezavisan se može uzeti u obzir samo ako je propraćen specifikacijama energijskog opsega. U relativno širokom energijskom opsegu, od oko 25 MeV fotonskih ili elektronskih snopova do oko 384 keV snopova ¹⁹²Ir, odziv filma koji se definiše promenom optičke gustine po jedinici doze ne varira više od 0.3 % [30]. Ipak, u slučaju snopova nižih energija postoji pad u osetljivosti radiohromatskih filmova. Butson [40] je zabeležio smanjenje od 4.4 % u odzivu za EBT model GafchromicTM filma ozračenog pri 250 kVp i 6 MV. U skorije vreme, u odnosu na osetljivost filma u slučaju 6 MV fotonskog snopa, Oves [42] je zabeležio pad osteljivosti za 20 % istog EBT modela filma pri ozračivanju sa 2 Gy i 75 kVp.

Za odziv filma pri niskim energijama je uglavnom odgovorna fotoelektrična interakcija između dolazećeg fotonskog snopa i osetljivog sloja filma. Zauzvrat, ovaj tip interakcije se može pospešiti (ili oslabiti) malim promenama materijala sa visokim rednim brojem Z unutar osetljivog sloja film. Sutherland i Rogers [43] su objavili rezultate zavisnosti apsorbovane doze od energije bazirane na Monte Karlo tehnici za EBT i EBT2 modele GafchromicTM filmova. Oni su zabeležili energijsku zavisnost unutar 0.6 % za oba modela filma u fotonskom energijskom opsegu između 100 keV i 18 MeV. Sa druge strane, ispod 100 keV, energijska zavisnost EBT modela GafchromicTM filma varira za oko 10 %. Za EBT2 model GafchromicTM filma zavisnost apsorbovane doze od energije pri niskim fotonskim energijama varira između 10 % i 50 % u zavisnosti od lota usled promena u atomskoj strukturi slojeva filma, gde su razlike uglavnom u količini materijala sa visokim rednim brojem Z.

2.6 Gafchromic[™] film kao trodimenzionalni dozimetar

Radiohromatski filmovi se lako mogu prevesti iz dvodimenzionalne u trodimenzionalne referentne dozimetrijske sisteme postavljanjem slojeva filmova između plastičnog ekvivalenta vodi, osmišljenog da simulira idealne geometrijske uslove (kvadratne ploče) ili čak homogene čovekolike fantome (npr. Rando). Nadogradnja alternativnih dvodimenzionalnih dozimetara i radiohromatskih filmova iz 2D u 3D dozimetriju nije praktična a često je i nemoguća. Ipak, prednost trodimenzionalnih radiohromatski film dozimetrijskih sistema dolazi do izražaja u slučaju radijacionih polja sa visokim gradijentima doza, gde se čak i intenzivne film analize pokazuju korisnima za količinu i kvalitet informacija koje se prikupljaju. Sa druge strane, karakterizacija homogenih radijacionih polja sa trodimenzionalnim fantomima zasnovanim na radiohromatskim filmovima smatra se inferiornom za motorizovane jonizacione komore unutar vodenih fantoma, u pogledu efikasnosti za predviđenu neodređenost merenja. Homogeni radijacioni zraci imaju dobro definisanu geometriju bez naročite potrebe za prefinjenom prostornom rezolucijom, inherentnom za film dozimetre.

2.7 Višekanalska film dozimetrija sa kanalski nezavisnim perturbacijama

U skorije vreme različiti višekanalski dozimetrijski metodi su predlagani da uzmu u obzir informacije prikupljene od sve tri boje kanala isporučene od strane skenera. Micke [44] je predložio upotrebu kanalsko nezavisnih perturbacija da kompenzuje varijacije u debljini aktivnog sloja, artifakte, neuiniformni odgovor skenera ili druge smetnje. Uočio je znatan prinos dozimetrijskoj preciznost koristeći ovaj metod. Van Hoof [45] smatra da je ovaj metod podjednako dobar kao konvencionalna crveno – kanalska dozimetrija. Mayer [46] je došao do rešenja kako da održi dozu koristeći kanalski nezavisne perturbacije. On je takođe uporedio različite jedno-, dvo- i trokanalske metode i zaključio da je slaganje bolje između planiranih i izračunatih raspodela doza korišćenjem srednje doze od sva tri kanala u odnosu na metod kanalski nezavisnih perturbacija. U članku [47], predložen je proračun doze filma kao težinska srednja doza tri kanala. Za svaki kanal, inverzna srednja kvadratna greška koja je dobijena pri kalibraciji filma je korišćena kao doprinos. Ovim metodom, trokanalska dozimetrija se pokazala superiornom nad crveno-jednokanalskom dozimetrijom.

2.7.1 O modelima za radiohromatski-film dozimetriju

Radiohromatski filmovi tamne nakon ozračivanja, te je zbog toga moguće izmeriti apsorbovanu dozu korišćenjem skenera. Ipak, kada se filmovi digitalizuju pomoću kolor skenera, dobijaju se tri različite raspodele doze – po jedna za svaki kanal boje. Da bi se iskombinovale informacije sva tri kanala u jednu preciznu distribuciju doze, predloženi su razni višekanalski dozimetrijski metodi [22, 44, 46 - 51].

Trenutno su u razvoju perturbacioni modeli [44, 46, 50, 51] višekanalske radiohromatskifilm dozimetrije, koji podrazumevaju da za svaki kanal izmerena raspodela doze odstupa od prave apsorbovane doze zbog malih perturbacija u odzivu film – skener. Da bi se ujedinila sva tri kanala boje neophodne su određene pretpostavke o karakteristikama tih perturbacija.

2.7.1.1 Opšti (generalni) perturbacioni model

Mnogi poremećaji utiču na odziv film – skener [44, 52 - 54]: debljina aktivnog sloja kojim se prevlači film, elektronski šum, nestabilnost skenera, lateralni artefakti, lokalne varijacije stvorene sistematskim problemima skenera, Njutnovi prstenovi, prašina, ogrebotine ili druga oštećenja i tako dalje. Na osnovu postojanosti, poremećaji se mogu podeliti u dve grupe: sistematske lokalne varijacije i nasumične perturbacije. Nasumične perturbacije (na primer šum) nisu konzistentne tokom vremena: menjaju se ili nestaju između ponavljanja skeniranja ili između neozračenih i ozračenih delova filma. Elektronski šum, nestabilnost skenera i Njutnovi prstenovi takođe spadaju u ovu kategoriju. Sistematske varijacije su konzistentne između skeniranja filma. Uključuju varijaciju debljine aktivnog sloja, lateralne artefakte, lokalne varijacije prouzrokovane sistematskim problemima skenera, i tako dalje. Neki drugi poremećaji, kao što je prašina, ogrebotine ili druga oštećenja, mogu biti

nasumični ili sistematski, ali uglavno stvaraju velike promene u odzivu, ne mogu se tretirati kao perturbacije i trebalo bi se smatrati posebnim izvorom šuma.

Apsorbovana doza D(r) u filmu u tački r se može opisati kao:

$$D(r) = D_k \left(z_k(r) + \Psi_k(r, z_k) \right) + \sum_k (r)$$
⁽⁵⁾

gde je k boja kanala (na primer, crvena (R - red), zelena (G - green) ili plava (B - blue)), D_k je senzitometrijska kriva za kanal k, z_k (r) je odziv film – skener (bilo vrednost piksela, optičke gustine (OD) ili neto optičke gustine (netOD)) u tački r, $\Psi_k(r, z_k)$ koriguje sistematske lokalne varijacije a $\sum_k (r)$ predstavlja poremećaje usled šuma.

Ako je $\Psi_k(r, z_k)$ malo, može se primeniti Tejlorov razvoj prvog reda za D(r) gde je $\Psi_k(r, z_k)$ mala perturbacija. Na osnovu ovoga, opšti perturbacioni model za D(r) se može izraziti kao:

$$D(r) = D_k(z_k(r)) + \dot{D}_k(z_k(r))\Psi_k(r, z_k) + \epsilon_k(r)$$
(6)

gde je \dot{D}_k prvi izvod D_k po z_k a $\epsilon_k(r)$ je faktor greške koji uračunava razlike između prave apsorbovane doze D(r) i izmerene doze nakon korekcije na perturbaciju. Šum je takođe uključen u ovaj faktor greške.

2.7.1.2 Kanalski nezavisni peturbacioni modeli u literaturi

a) Micke i Mayer (MM) modeli

Micke [44] je prvi predložio perturbacioni model, dok je Mayer [46] našao rešenje zatvorenog tipa za taj model. Zajedno su predložili CHIP model:

$$D(r) = D_k(z_k(r)) + \dot{D}_k(z_k(r))\Delta(r) + \epsilon_k(r)$$
(7)

koji implicitno pretpostavlja da je verovatnoća funkcije gustine (PDF) svih $\epsilon_k(r)$ članova jednaka i da je PDF od Δ uniformna raspodela [50].

b) Ograničen normalni model

U radu [50] u uopštenju MM modela, PDF od Δ se smatra ograničenom normalnom (TN) raspodelom a $\epsilon_k(r)$ članovi mogu biti različiti.

U sledećem radu [55], MM i TN modeli su upoređeni pri čemu su menjani različiti elementi funkcionog faktora koji prevodi odziv film – skener u dozu. MM model nije isti kao Micke – ov ili Mayer – ov višekanalski metod film dozimetrije. Na primer, Mayer – ov metod koristi vrednost piksela kao odziv film – skener, dok se u ovom radu [55] koriste OD i netOD. Micke – ov metod koristi racionalni oblik senzitometrijskih kriva, dok se u [55] koriste sledeće senzitometrijske krive:

$$D_k = \sum_{n=0}^4 b_{k_n} z_k^n \tag{8}$$

gde su b_k parametri fitovanja.

Ipak, i Micke – ov i Mayer – ov metod koriste iste oblike perturbacije, koje odstupaju od oblika definisanog TN modelom.

2.7.1.3 Uticaj skeniranja pre i posle ozračivanja

Odziv dozimetrijskog sistema na zračenje se izražava u vidu vrednosti piskela, OD ili netOD. OD se definiše kao:

$$z \coloneqq \log_{10} \frac{v_{max}}{v_{irr}} \tag{9}$$

gde je v_{irr} vrednost piksela ozračenog filma a v_{max} je najveća moguća vrednost piksela skenera. Između vrednosti piksela i OD postoji samo promena u koordinatama. Iz ovog razloga, vrednost piksela nije uključena u poređenje.

Informacija o neozračenom filmu se može uključiti u odziv. netOD je definisan kao:

$$z \coloneqq \log_{10} \frac{v_{nonirr}}{v_{irr}} \tag{10}$$

gde je v_{nonirr} vrednost piksela neozračenog filma.

2.7.1.4 Uticaj lateralnog artefakta

Lateralni artefakt je devijacija odziva u centru skenera duž ose paralelne sa lampom skenera [47, 53]. On je uzrokovan interakcijom između svetlosti rasejane iz polimera stvorenih u aktivnom sloju filma i osobina skenera [56]. Može se aproksimirati paraboličnim oblikom sa nižim vrednostima piksela duž ivica nego u centru skena. Nezavisan je od boje kanala i od OD. Lateralna korekcija se modeluje empirijski, a u [55] ona se iračunava po [47]:

$$v_k = a_{k_1}(x - x_c) + a_{k_2}(x - x_c)^2 + \hat{v}_k \tag{11}$$

gde je \hat{v}_k vrednost piksela pre korekcije, x je koordinata piksela na osi paralelnoj sa CCD nizom, x_c je x koordinata centra skenera, v_k je korigovana vrednost piksela a a_k je parametar fitovanja.

Višekanalski korekcioni metodi značajno ublažavaju lateralni artefakt [44, 57]. Ovo budi pitanje da li su dodatni koraci za korekciju lateralnog artefakta neophodni. Ako se smatra da je lateralna korekcija uključena u perturbacioni član, tada dodatni koraci nisu potrebni.

2.7.2 Izbor modela za radiohromatski-film dozimetriju

Među modelima koji su upoređeni u [55], najprecizniji je dozimetrijski model koji obuhvata TN perturbaciju sa netOD kao odzivom, primenjujući lateralnu korekciju i uključujući sva tri kanala boje.

2.8 Kvantitativna analiza doznih rasporeda – γ analiza

Van Dyk i saradnici [58] su bili pioniri kvantitativne analize doznih raspodela. Krenuli su sa merenjem razlika doza centriranih raspodela u regijama niskog gradijenta gde su razlike bile male. U regijama visokog gradijenta su ove razlike bile velike čak i za mala pomeranja. Zbog ovoga su osmislili koncept DTA (Distance To Agreement) kako bi upoređivali dvodimenzionalne raspodele doza. DTA se dobija merenjem rastojanja između referentne tačke jedne dozne distribucije i najbliže sledeće tačke evaluirane dozne distribucije koja ima istu dozu. Zbog ovoga se DTA značajno menja u oblastima niskog gradijenta, dok se

razlika u dozi menja značajno u prostoru na mestima visokog gradijenta. Kvantitativna analiza kombinacije ova dva parametra se naziva γ analiza. Dva gorepomenuta kriterijuma se primenjuju u svakoj tački izmerene dozne distribucije i upoređuju se sa doznom raspodelom izračunatom na TPS-u. Kao rezultat se dobija da evaluirana tačka ili zadovoljava ili ne zadovoljava kriterijume, dok se negitavan rezultat dobija samo ukoliko oba kriterijuma nisu zadovoljena.

2.8.1 γ funkcija

 γ funkcija je data kao [59]:

$$\gamma(\overrightarrow{r_c}, \overrightarrow{r_m}) = \sqrt{\frac{|\overrightarrow{r_c}, \overrightarrow{r_m}|^2}{DTA^2} + \frac{|D(\overrightarrow{r_m}) - D(\overrightarrow{r_c})|^2}{\Delta D^2}}$$
(12)

gde je $|\vec{r_c}, \vec{r_m}|$ rastojanje između analiziranih tačaka, a $|D(\vec{r_m}) - D(\vec{r_c})|$ je razlika u dozi u tim tačkama.

U kliničkoj praksi se uzima da je DTA 3 mm, što znači da se zahteva da se evaluirana tačka nalazi u okviru od 3 mm od referentne tačke koja ima istu dozu. Takođe, uzima se da je ΔD 3 %, što znači da se zahteva da doza u evaluiranoj tački bude u okviru od 3 % referentne vrednosti lokalne doze (lokalna γ analiza) ili referentne vrednosti maksimalne doze u raspodeli (globalna γ analiza). Krajni rezultat se dobija traženjem minimuma funkcije $\gamma(\vec{r_c}, \vec{r_m})$ za svako $\vec{r_c}$. Ukoliko je $\gamma \leq 1$, kriterijumi su zadovoljeni i test prolazi analizu za datu tačku, a za $\gamma > 1$ ne prolazi. Na primer, rezultat $\gamma = 1.1$ znači da je rezultat van zadatih kriterijuma za 10%, a za $\gamma = 3$ znači da je rezultat van zadatih kriterijuma za 300 %. Preporuka je da se za referentnu vrednost doze uzima izmerena vrednost pomoću detektora a da se za evaluiranu vrednost uzima izračunata vrednost sa TPS-a [59].

Poređenjem preporuka AAPM (American Association of Physicists in Medicine) [60], ESTRO (European Society for Radiotherapy and Oncology) [61] i Internacionalne Atomske Agencije IAEA [62], dolazi se do zaključka da u kvantitativnim poređenjima doznih raspodela treba koristiti i globalnu i lokalnu γ analizu sa kriterijumom 3 % / 3 mm, a u određenim slučajevima i 2 % / 2 mm, pogotovo u IMRT i VMAT planovima.

3 MATERIJALI I METODE

U ovom radu su korišćeni GafchromicTM EBT2 filmovi (lot br. 08131501 i lot br. 01201501) veličine 15 x 15 cm (slika 9). Filmovi su ozračeni pomoću linearnog akceleratora Versa HD, proizvođača Elekta na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici. Filmovi su bili postavljani između ploča "plastične vode" (proizvođač CIRS) ili u fantomu MultiCube (proizvođač IBA) (slika 10). Za skeniranje filmova je korišćen kolor skener Epson 11000XL, takođe na Institutu. Za obradu skeniranih filmova je korišćen besplatno dostupan onlajn softver na veb-sajtu radiochromic.com, izrađen od strane Ignasi Méndez i kolega [63].



Slika 9. Neozračen EBT2 film

Slika 10. Ozračen film u fantomu MultiCube

3.1 Kalibracija

Za kalibraciju lota br. 08131501 su isečene trake veličine 3 x 15 cm koje su bile postavljane između ploča plastične vode na *buildup* dubinu za svaku energiju (slika 11), a ispod traka je bilo postavljeno još deset ploča plastične vode ukupne debljine 10 cm koje su imale ulogu *backscatter*-a.



Slika 11. Eksperimentalna postavka trake za kalibraciju

Trake su ozračene uniformnim poljem veličine 4 x 16 cm u SSD postavci (SSD = 100 cm), energije 6 MV (*buildup* 1.5 cm) ili 10 MV (*buildup* 2.5 cm). Sačinjen je po jedan komplet od jedanaest traka za svaku energiju u rasponu od 0 - 300 monitorskih jedinica (1 MU = 1 cGy zbog toga što su filmovi postavljani na *buildup* dubinu) sa korakom od trideset monitorskih jedinica (0 Gy je kontrolna traka).

Izvršena je i kalibracija lota br. 01201501 sa nekim izmenama: korišćen je samo jedan film 15 x 15 cm koji je podeljen na deset traka veličine 3 x 7.5 cm, zbog praktičnijeg skeniranja. Trake su ozračene energijom od 6 MV, takođe na *buildup* dubini, u opsegu od 0 - 300 monitorskih jedinica (kontrolna traka 0 Gy, zatim 30, 60, 90, 120, 150, 180, 210, 250 i 300 cGy).

Kalibracione trake su skenirane 48 h nakon ozračivanja kako bi se proces polimerizacije saturisao i stabilizovao. Skeniranje traka je vršeno uvek na isti način kako bi se izbegla odstupanja usled orijentacije filmova (efekat polarizacije) i usled položaja filma na prozoru skenera (različit intenzitet svetlosti duž lampe). Kalibracione trake su skenirane i pre i posle ozračivanja kako bi se dobila neto optička gustina koja potiče isključivo od apsorbovane doze. Nakon toga su slike otpremljene na veb-sajt radiochromic.com gde je izvršena kalibracija. Postupak je detaljno opisan u prilogu ovog rada [poglavlje 6].

Napomena: Kalibracione trake za lot br. 08131501 su skenirane u dve grupe, od 0 - 120 cGy i od 150 - 300 cGy, kako bi se koristio samo centralni deo površine za skeniranje zbog uniformnog intenziteta lampe. Kasnije su u programu Adobe Photoshop ove dve slike spojene u jednu.

3.2 Film dozimetrija

U svrhu snimanja 2D doznih distribucija IMRT i VMAT planova korišćeni su celi EBT2 filmovi (veličine 15 x 15 cm) iz lota br. 08131501. Filmovi su postavljani u fantomu MultiCube u odeljak namenjen za filmove a koji je na istoj dubini kao i radna zapremina MatriXX detektora. Fantom je postavljen u SAD tehnici (SAD = 90 cm). Dozne distribucije su isporučene iz sedam IMRT planova, od kojih su četiri na energiji od 6 MV a tri na energiji od 10 MV, i dva VMAT plana na energiji 6 MV. Filmovi su skenirani na isti način kao i kalibracione trake (48 h nakon ozračivanja, konzistentna pozicija na skeneru, skeniranje pre i posle ozračivanja). Skenirane slike su otpremljene na veb-sajt radiochromic.com gde je izvršena dozimetrija. Postupak je takođe detaljno opisan u prilogu.

3.3 γ analiza

Kako bi se proverilo slaganje rezultata film dozimetrije sa kalkulacijom sa TPS-a, izvršena je kvantitativna γ analiza preko veb-sajta radiochromic.com. Primenjeni su kriterijumi tolerancije doze i tolerancije rastojanja 3 % / 3 mm za globalnu i lokalnu γ analizu za svaki IMRT i VMAT plan kao i kriterijumi 2 % / 2 mm za globalnu γ analizu za one planove koji su prošli test 3 % / 3 mm. Detaljan postupak je opisan u prilogu.

4 REZULTATI MERENJA I DISKUSIJA REZULTATA

4.1 Kalibracija

Program na veb-sajtu radiochromic.com ne prikazuje kalibracionu krivu (na 17. strani na slici 5 je prikazana kalibraciona kriva u literaturi), već samo srednju kvadratnu grešku. Rezultati kalibracije su prikazani u tabeli 1:

Energija	Odziv	Lateralna korekcija	Srednja kvadratna greška [%]	Srednja kvadratna greška [cGy]
6 MV	Neto OD	primenjena	3.6	3.5
10 MV	Neto OD	primenjena	2.2	2.7
6 MV (lot 01201501)	Neto OD	nije primenjena	1.7	2.3

Tabela 1. Rezultati kalibracije

Razlika u srednjoj kvadratnoj greški za date kalibracije najverovatnije potiče od nehomogenosti filma. Naime, svi filmovi iz lota br. 08131501 imaju slabo vidljive linije i pruge koje su nastale tokom same proizvodnje, a koje su gušće i učestalije na jednoj polovini filma dok je druga praktično homogena. Nenamerno su kalibracione trake za energiju od 6 MV isecane tako da su trake sa najmanjim dozama one sa najvećim nehomogenostima. Ovo je uslovilo povećanu nesigurnost (zbog relativno drastične fluktuacije optičke gustine) pogotovo na nižim dozama zbog čega je i ukupna greška veća. Pri isecanju traka za kalibraciju od 10 MV je vođeno računa da nehomogenosti upadnu u najveće doze, gde fluktuacija optičke gustine usled nehomogenosti ima manji uticaj (pošto je ona konstantna veličina). Filmovi iz lota br. 01201501 u početku nisu korišćeni jer im je prošao rok trajanja. Ipak, izvršena je probna kalibracija jer je ovaj lot naizgled kvalitetniji, bez vidljivih nehomogenosti. Zbog toga je i srednja kvadratna greška najmanja.

Lateralna korekcija je primenjena u prva dva slučaja zbog većih dimenzija traka (trake su dužine 15 cm u prva dva slučaja, a u trećem 7.5 cm).

Dobijeni rezultati za srednju kvadratnu grešku kalibracije su u dobroj saglasnosti sa rezultatima drugih autora, 1 - 2 % [1, 47, 52, 55], kada se uzme u obzir nehomogenost korišćenih filmova. Potvrđen je uticaj lateralne korekcije na smanjenje srednje kvadratne greške [55].

4.2 Film dozimetrija

Softver automatski primenjuje prethodno zadatu kalibraciju na doznu distribuciju filma i rezultate prikazuje nijansama crvene boje u zavisnosti od doze (slika 12). S obzirom na rezultate γ analize (vidno bolja podudarnost za planove sa energijom od 10 MV), a na osnovu činjenice da je odziv EBT2 filma praktično nezavisan od energije u megavoltažnom opsegu [40], urađena je dozimetrija za sve planove sa energijom od 6 MV primenjujući kalibraciju za energiju od 10 MV.



Slika 12. Primer dozne distribucije nakon dozimetrije

4.3 γ analiza

Na slikama 13 i 14 se vidi kako program na www.radiochromic.com prikazuje rezultate. U tabeli 2 su prikazani rezultati γ analize sa kriterijumom 3 % / 3 mm za one planove koji su kalibrisani odgovarajućom energijom (planovi zračenja na energiji od 6 MV su kalibrisani kalibracijom za 6 MV a planovi zračenja na energiji od 10 MV su kalibrisani kalibracijom za 10 MV), a tabela 3 prikazuje iste podatke sa kriterijumom 2 % / 2 mm. U tabeli 4 su prikazani rezultati γ analize sa kriterijumom 3 % / 3 mm za planove zračenja na energiji od 6 MV koji su ovog puta svi kalibrisani kalibracijom za 10 MV, a tabela 5 prikazuje iste podatke sa kriterijumom 2 % / 2 mm.

Tabelarno predstavljeni rezultati su prikazani i grafički radi preglednosti (osim ID 197364 koji vidno odstupa od ostalih). Na prvom grafiku su prikazane tabele 2 i 3, dok su na drugom upoređeni rezultati uspešnosti globalne γ analize (3 % / 3 mm) planova zračenja na energiji od 6 MV koji su kalibrisani sa 6 MV i sa 10 MV. Na trećem grafiku su prikazani isti rezultati za kriterijum γ analize 2 % / 2 mm.

Klinička implementacija film dozimetrije





Slika 13. Prikaz rezultata y analize na www.radiochromic.com



Slika 14. Histogram y analize na www.radiochromic.com

Klinička implementacija film dozimetrije Master rad

ID na grafiku	ID plana pacijenta i način isporuke zračenja	Energija [MV]	Kalibracija plana	γ analiza	Srednja vrednost γ	Broj tačaka sa γ < 1 [%]
1	105559 VIMAT	C		lokalna	0.4	95
1	195558 VMAT	0	O IVI V	globalna	0.37	96.4
2	107278 VMAT	6	6 MV	lokalna	0.54	86.7
2	197578 VIVIAI	0	U IVI V	globalna	0.46	91.7
3	185154 IMDT	10	10 MV	lokalna	0.33	97.6
3	185154 IWIK I	10	10 101 V	globalna	0.29	98.9
4	104277 IMPT	10	10 MV	lokalna	0.24	98.9
4	1942// IIVIK I	10	10 101 0	globalna	0.21	99.6
5	106330 IMPT	10	10 MV	lokalna	0.34	98.2
5	190550 IIVIK I	10	10 101 0	globalna	0.31	98.8
6	194605 IMRT	6	6 MV	lokalna	0.38	94.4
0	194003 IIVIK I	0	O IVI V	globalna	0.35	96.5
7	105446 IMPT	6	6 MV	lokalna	0.41	93.9
/	193440 IIVIK I	0	0 101 0	globalna	0.37	96.3
8	107362 IMPT	6	6 MV	lokalna	0.44	91.3
0	197362 IMR I	0	0 101 0	globalna	0.37	94.8
/	107364 IMPT	6	6 MV	lokalna	0.93	58.4
/	177304 IIVIN I	U	0 191 9	globalna	0.89	61

Tabela 2. Rezultati y analize za kriterijum 3 %/3 mm za odgovarajuće kalibracije planova

Tabela 3: Rezultati γ analize za kriterijum 2 %/2 mm za odgovarajuće kalibracije planova

ID na grafiku	ID plana pacijenta i način isporuke zračenja	Energija [MV]	Kalibracija plana	Srednja vrednost γ	Broj tačaka sa γ < 1 [%]
1	195558 VMAT	6	6 MV	0.55	84.7
2	197378 VMAT	6	6 MV	0.69	76.5
3	185154 IMRT	10	10 MV	0.44	92.5
4	194277 IMRT	10	10 MV	0.32	97.1
5	196330 IMRT	10	10 MV	0.47	91.3
6	194605 IMRT	6	6 MV	0.52	87.1
7	195446 IMRT	6	6 MV	0.55	85.1
8	197362 IMRT	6	6 MV	0.54	86.9
/	197364 IMRT	6	6 MV	/	/

Klinička implementacija film dozimetrije Master rad

ID na grafiku	ID plana pacijentai način isporuke zračenja	Energija [MV]	Kalibracija plana	γ analiza	Srednja vrednost γ	Broj tačaka sa γ < 1 [%]
1	105559 VIMAT	6	10 MW	lokalna	0.39	95.9
1	195558 VMAT	0	10 M V	globalna	0.36	97.2
2	107279 VMAT	6	10 MV	lokalna	0.5	88.7
Z	197578 VMA1	0	10 101 0	globalna	0.42	93.9
6	194605 IMRT	6	10 MV	lokalna	0.36	95.4
0		0	10 M V	globalna	0.33	96.4
7	105446 IMPT	6	10 MV	lokalna	0.41	94
/	195446 IMR I	0	10 M V	globalna	0.37	96.4
0	107262 IMPT	6	10 MV	lokalna	0.28	99.1
0	19/362 IMRT	0	10 101 0	globalna	0.24	99.9
/	107364 IMPT	6	10 MV	lokalna	0.96	55.9
/	19/304 IMR I	6	10 101 0	globalna	0.93	57.8

Tabela 4: Rezultati γ analize za kriterijum 3 %/3 mm za kalibraciju od 10 MV

Tabela 5: Rezultati y analize za kriterijum 2 %/2 mm za kalibraciju od 10 MV

ID na grafiku	ID plana pacijenta i način isporuke zračenja	Energija [MV]	Kalibracija plana	Srednja vrednost γ	Broj tačaka sa γ < 1 [%]
1	195558 VMAT	6	10 MV	0.54	86.9
2	197378 VMAT	6	10 MV	0.63	78.3
6	194605 IMRT	6	10 MV	0.49	89.5
7	195446 IMRT	6	10 MV	0.55	84.7
8	197362 IMRT	6	10 MV	0.36	97.5
/	197364 IMRT	6	10 MV	/	/

Iz tabele 2 i sa grafika 1 se vidi da sedam od devet planova zračenja prolazi test uspešnosti γ analize (više od 95 % tačaka za globalnu i 90 % tačaka za lokalnu γ analizu za kriterijum 3 % / 3 mm). Plan zračenja br. 197378 je blizu prolaznosti a plan br. 197364 je daleko ispod praga (najverovatnije je greška bila u postavci, pošto je skeniran više puta).

Klinička implementacija film dozimetrije



Grafik 1. Grafički prikaz rezultata iz tabela 2 i 3



Grafik 2. Poređenje uspešnosti globalne y za 3 %/3 mm



Grafik 3. Poređenje uspešnosti globalne y za 2 %/2 mm

Na slici 15 su prikazane globalne γ analize (3 % / 3 mm) svih planova. Nijanse crvene boje označavaju tačke evaluacije koje ne prolaze test, dok plava boja označava prolaznost. Bela boja znači da je $\gamma = 1$.



Na slici 16 su prikazani filmovi svih planova zračenja. Poređenjem sa slikom 10, uočava se da su oblasti neuspešne γ analize (crvena boja) uglavnom one sa manjom optičkom gustinom tj. nižom dozom. Pretpostavka je da su dobijeni bolji rezultati (grafici 2 i 3) primenom kalibracije od 10 MV na planove zračenja od 6 MV posledica preciznijih kalibracionih tačaka nižih (kao što je pomenuto, vođeno je računa o nehomogenosti filma prilikom isecanja traka i uzeta je u obzir nezavisnost odziva filma od energije [40]).

5 ZAKLJUČAK

Zadatak ovog rada je bio da pruži praktičan i pouzdan protokol za radiohromatski-film dozimetriju. Na osnovu radova drugih autora je urađena karakterizacija EBT2 filmova, predstavljeni su modeli film dozimetrije i pažnja je posvećena mogućim izvorima grešaka u radu sa radiohromatskim filmovima. Preporuke u literaturi su pažljivo praćene prilikom kalibracije i dozimetrije, a na osnovu prvih merenja su potvrđene osobine EBT2 filmova kao i efekti koji prate kalibraciju i dozimetriju. Vrednosti za srednju kvadratnu grešku kalibracije su u dobroj saglasnosti sa rezultatima drugih autora, 1 - 2 % [1, 47, 52, 55] i potvrđen je uticaj lateralne korekcije na smanjenje srednje kvadratne greške [55]. Krajnju potvrdu valjanosti izabranog modela za kalibraciju je pružila γ analiza, koja se pokazala uspešnom za osam od devet planova zračenja. Kao što je pomenuto, uspešnom γ analizom se na osnovu [60 - 62] smatra prolaznost od preko 95 % tačaka sa $\gamma < 1$ za globalnu normalizaciju i 90 % za lokalnu normalizaciju za kriterijum 3 % / 3 mm.

Zanemarljiva energijska zavisnost EBT2 filmova u megavoltažnom opsegu [40] je proverena i potvrđena u ovom radu kroz kalibraciju filmova na energiji od 6 MV kalibracijom za filmove od 10 MV. Ovo je urađeno sa posebnim ciljem. Naime, napredne tehnike zračenja (IMRT i VMAT) često koriste snopove dveju različitih energija (najčešće 6 MV i 10 MV) za isporuku doze u istom planu zračenja, što predstavlja problem za većinu dozimetara jer su energijski zavisni (potrebno je duže vreme za prikupljanje podataka jer je potrebno zaustaviti zračenje, podesiti dozimetar za drugu energiju, pa tek onda nastaviti sa isporukom doze itd.). Zbog ovoga su EBT2 filmovi bolji izbor za verifikaciju takvih planova zračenja.

Odlična rezolucija radiohromatskog filma otvara mogućnosti i za druge vidove kontrole kvaliteta IMRT i VMAT metoda, kao što je provera transmisije MLC-a na primer. Transmisija MLC-a može da bude izvor povećane doze zračenja [64], te je provera neophodna. Pored ovoga, fantom MultiCube pruža mogućnost za istovremeno korišćenje i MatriXX detektora i filma.

Film dozimetrija radiohromatskim filmom tek treba da se uvede u kliničku praksu na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici kao još jedan vid kontrole kvaliteta zračne terapije. Rezultati iz ovog rada kao i preporuke iz radova drugih autora su doprineli stvaranju protokola za film dozimetriju koji sledi u prilogu a koji bi trebalo da pruži dobru osnovu za uspešno implementiranje i dalje usavršavanje film dozimetrije u Srbiji.

6 PRILOG - PRAKTIČNO UPUTSTVO ZA EBT2 FILM DOZIMETRIJU

6.1 Oprema i materijali

- GafchromicTM EBT2 film
- Makaze
- Adhezivna traka
- Rukavice
- Flomaster ili tanak marker
- Kalibrisan izvor zračenja (LINAC)
- Fantom
- Skener Epson 11000XL sa adapterom za transparenciju
- Staklo za kompresiju debljine 3 4 mm, veličine kao prozor skenera

6.2 Rukovanje filmom

Filmovi su relativno otporni i čvrsti, pošto je aktivni sloj zaštićen sa obe strane providnim slojem od poliestera. Ovo omogućava da se film potopi u vodu (ako se koristi vodeni fantom) i da se rukuje njime golim rukama. Ipak, najbolje je koristiti rukavice kako bi film ostao potpuno čist, bez otisaka i mrlja koje ponekad mogu da utiču na preciznost merenja. U slučaju da se film ipak zaprlja, može se lako očistiti alkoholom.

Filmove je najbolje čuvati u originalnom (tamnom) pakovanju; iako su relativno neosetljivi na veštačko osvetljenje, duga eksponiranja mogu da zatamne film. Filmove ne treba izlagati sunčevoj svetlosti čak ni preko prozora, jer UV zračenje brzo može da zacrni film.

Filmovi se mogu lako seći makazama. Na ivicama sečenja je moguće vidljivo raslojavanje ali je ono uglavnom ograničeno na 1 mm širine. Ovo raslojavanje nema uticaja na rezultate merenja jer svakako treba izbegavati merenje blizu ivica.

Nakon sečenja filma (a može i pre) je najbitnije obeležiti filmove, radi njihove orijentacije. Na primer, EBT2 filmovi imaju mali zarez u gornjem desnom uglu, a gornja strana filma se može prepoznati po čistom odsjaju, za razliku od donje strane koja daje difuzan odsjaj. To je zbog toga što su EBT2 filmovi asimetrični u strukturi, sa gornje strane imaju još jedan sloj koji povećava osetljivost. Bitno je da se svi filmovi skeniraju na isti način jer orijentacija filma utiče na rezultat (monomeri u aktivnom sloju su orijentisani u jednom pravcu, što dovodi do delimične polarizacije propuštene svetlosti).

6.3 Postavka skenera

Epson 10000XL ili 11000XL skeneri su preporučeni jer imaju veliki prozor skeniranja, zbog čega su manje podložni artefaktu lateralnog odziva (koji je posledica nejednakog intenziteta svetlosti duž lampe).

Najbolje je skener držati uključenim bar 30 - 45 min pre početka skeniranja kako bi sva elektronika dostigla ujednačenu radnu temperaturu i stabilnost.

Oba modela se kontrolišu drajverom Epson Scan koji ima sličan prozor za sve modele. Najbitnije je da se u podešavanjima isključe sve opcije za korekciju slike. Na prozoru prikazanom na slici 17 kliknete na "Configuration" pa na "No color correction". Sve ikonice će posiveti, što znači da su opcije isključene.

EPSON S	Scan Polesiona	since				EPSON SON	Scan Briterowy Mode
Setlings Name	Current Setting	Tulicia:				Sedings Name	Current Satiring
Original						Original	
Document Type Film Type	Film Positive Film	-				Document Type: Film Type:	Positve Film
Destination						Destination	
Inope Type: Peodator: Document Size: Trape Size Trape Size Contract Size Contract Size Contract Size Contract Size Contract Size Topet Resource Topet Resource	I EDA Cas T2 W T220 H T200 T20		Configurations Provides Code Devel Code Control Code Code Code Control Code Code Code Code Code Code Code Code	1917 52 V FEIDIN Constant FEIDIN Constant	-	heap fige headers headers	
Enrore Enrore			Auto Esposar e Level	Low High	Recommended Value	Thurbord	······································

Slika 17.Postavka skenera

Ostala podešavanja skenera su:

- Professional mode: omogućava podešavanje svih parametara
- Film: ovim se aktivira transparentni mod skeniranja umesto reflektivnog
- Positive film: Film se skenira u pozitivu, što je tamniji film to znači da je doza veća i obrnuto
- 48-bit color: ova opcija aktivira skeniranje od 16 bita po kanalu. Ovo je neophodno za preciznu film dozimetriju.
- Resolution: podešavanje rezolucije skeniranja. Preporučena je 50 ili 72 dpi.

Jednom nameštena podešavanja ostaju nepromenjena i nema potrebe da se nameštaju svaki put.

Ako se skener nije koristio neko vreme (a bio je uključen), treba uraditi 3 - 5 "preview" praznih skeniranja da bi se lampa zagrejala.

6.3.1 Staklo za kompresiju

Nakon što se filmovi postave na prozor skenera potrebno je postaviti čisto staklo, debljine 3 - 4 mm koje će pritisnuti filmove i sprečiti ih da se uvijaju. Pored toga, staklo treba da pokrije i deo od 1 - 2 cm na levoj strani skenera gde počinje skeniranje radi samokalibracije.

6.4 Kalibracija lota

1. Iscrtajte lenjirom trake na filmu, širine 3 cm i obeležite ih. Za efikasnu kalibraciju je dovoljno 6 - 8 traka. Opciono, možete film veličine 15 x 15 cm da isečete na 10 traka veličine 3 x 7.5 cm (slika 18).



Slika 18. EBT2 film podeljen na trake

- 2. Ako ćete u kalibraciji koristiti neto optičku gustinu, onda skenirajte film (pogledajte detalje) pre ozračivanja i isecanja. Isecite trake.
- 3. Trake filma, osim jedne (koja će predstavljati 0 Gy), ozračite poljem koje je bar za 0.5 cm šire u svakom pravcu, filmove treba postaviti u *buildup* za datu energiju. Iako odziv filma slabo zavisi od energije, najbolje je napraviti kalibracioni set traka za svaku energiju. Ozračivanje traka treba da ide do 120 % od maksimuma doze od

interesa (program ne ekstrapolira kalibracionu krivu).

- 4. Skenirajte filmove i postavite ih na sajt radiochromic.com (pogledajte detalje).
- 5. Kliknite na Calibration (slika 19).
- 6. Odaberite postojeću studiju ili kreirajte novu. Upišite identifikaciju za film
 - a. Opciono: Lateralna korekcija (lateral correction). Lateralnu korekciju je preporučljivo uključiti kada su trake dugačke (preko 20 cm).



Slika 19. Prozor za kalibraciju

- b. Opciono: Neto optička gustina (net optical density). Ovim se dobija čista optička gustina koja potiče od zračenja (program sam oduzima neozračen film od ozračenog).
- 7. Iz padajućeg menija Film Study odaberite željeni film (tj trake).
- 8. Kliknite na Dose ROIs (region of interest polje od interesa) i pojaviće se meni za kreiranje ROI (slika 20).
- 9. Nacrtajte mali pravougaonik u centralnom delu trake, malo dalje od ivica (pogledajte sliku 20) i dodelite mu vrednost doze u Gy kojom je ozračena ta traka. Ponovite postupak za sve trake i kliknite na Request.
- 10. Program sam računa kalibracionu krivu putem kanalno-nezavisnih perturbacija.
- 11. Rezultat će biti zapamćen i može se pogledati u My Work.

	14						Dose ROIs				
							X1 (%)	X2 (%)	Y1 (%)	Y2 (%)	D (Gy)
1.2							91.6	96.0	42.5	56.4	2.5
1000							77.3	81,8	42.8	56.7	
8 8									42.8	56.7	
-							49.3	53.8	43.9		
							35,3	39.8	44.2	58.1	
							22.2	26.7	44.7	58.6	0.5
	-		÷.	-	er bere	Ē					
Ronselectio	n X1 (%)	X2 (%)	Y1 (%)	Y2 (961 1	D (QV)					

Slika 20. Odabir ROI i dodela doze

6.5 Kako skenirati filmove

- 1. Zagrejte skener (30 45 min).
- 2. Pre samog skeniranja i između dužih pauza napravite uzastopnih 5 6 praznih (Preview) skenova da se lampa stabilizuje.
- 3. Pažljivo rukujte filmovima, obavezno rukavicama. Označite orijentaciju filmova kako biste ih uvek postavljali na isti način, kako na skeneru tako i u fantomu.
- 4. Centrirajte film (filmove) na prozoru skenera (npr. koristite šablon od tankog kartona) a zatim postavite staklo za kompresiju kako se film ne bi uvijao.
- 5. Kliknite na Preview (probni sken, da vidite gde se nalaze filmovi) i zatim odaberite onoliki prostor za skeniranje koliki je film. Zapišite dimenzije tog prostora u pikselima, jer ćete morati nakon ozračivanja ponovo skenirati filmove u istoj

poziciji i u istim dimenzijama, kako bi program prihvatio slike (ovo važi kada koristite neto optičku gustinu).

- 6. Skenirajte filmove sa 48-bit RGB, rezolucija 50 72 dpi i sa isključenim svim korekcijama slike. Slike zapamtite kao TIFF fajlove. Napravite 4 5 uzastopnih skenova i odbacite prvi.
- 7. Filmove čuvajte na tamnom mestu i ne mešajte filmove iz raznih lotova.

BITNO: Uvek skenirajte filmove sa istim periodom čekanja nakon ozračivanja (i kalibracione i sve ostale).

6.6 Otprema (upload) filmova na sajt radiochromic.com

- 1. Kliknite na FILM UPLOAD (Slika 21).
- 2. Odaberite postojeću studiju ili kreirajte novu.
- 3. Upišite identifikaciju za film.
- 4. Odaberite tip skenera.
- 5. Otpremite filmove na sajt nakon ozračivanja preko Add files. Ako ste ih skenirali i pre, otpremite i njih (ima dva dugmeta, Irradiated i Non-irradiated).
- 6. Podesite orijentaciju filma u odnosu na lampu skenera (ovo je već predefinisano, ali za svaki slučaj treba da bude kao na slici 21).
- 7. Na kraju kliknite na Upload scans. Program će sam napraviti usrednjavanje slika i sačuvati ih kao jednu usrednjenu. Skenovi će biti zapamćeni u My Work.



Slika 21. Prozor za otpremu filmova

6.7 Film dozimetrija

- 1. Kalibrišite lot.
- 2. Ozračite, skenirajte i otpremite fajlove na sajt.
- 3. Kliknite na DOSIMETRY (slika 22).
- 4. Odaberite postojeću studiju ili kreirajte novu.
- 5. Napišite identifikaciju za dozimetriju.
- 6. Odaberite film na kojem želite izvršiti dozimetriju.
- 7. Odaberite kalibraciju kojom želite da izvršite dozimetriju:
 - a. Opciono: Noise reduction (smanjenje šuma). Ova opcija primenjuje srednji kvadratni filter na doznu distribuciju da smanji šum (preporučen je filter 3 x 3)

DOSIMETRY		
DOSIMETRY DATA		
Study	Example_v2.3	
ID	Medulla_d	
Comments (optional)		
Film study	Example_v2.3	<u> </u>
Film item	Medulla	<u> </u>
Calibration study	Example_v2.3	- -
Calibration item	Calibration	_
Advanced options	~	
幸 Response correction	n	
Request		

Slika 22. Prozor za dozimetriju

- b. Opciono: Automatic correction (automatska korekcija). Ova opcija ublažava varijacije između skenova
- 8. Opcija Response Correction služi da koriguje odgovor skenera. Za korišćenje ove opcije je potrebno da se zajedno sa filmom uskeniraju i dve pomoćne trake, jedna neozračena i druga ozračena nekom poznatom dozom većom od maksimalne doze na filmu. Ponovo se koristi ROI selection kao pri kalibraciji, za ove dve trake: 0 Gy i poznata doza (Slika 23).
- 9. Kliknite na kraju na request. Program će sam uraditi dozimetriju i zapamtiti u My Work.

		•				Dose ROIs					
						X1 (%)	X2 (%)	Y1 (%)	Y2 (%)	D (Gy)	
				1	3						
100				Ť	Ť						
ROI selection	Leona de Lovigie	•	e stamme han								
ROI selection X1 (9	5) X2 (%)	- Y1 (%)	Y2 (%)	D (Gy)							

Slika 23. Korekcija odziva prilikom dozimetrije

6.8 Otprema doznog plana

6.8.1 Eksportovanje doze sa TPS-a ili MatriXX-a.

Eclipse (Varian): Export dose plane \rightarrow Dose absolute, Planar dose: 512 points, Burn marker pixels: No

iPlan (Brainlab): Export \rightarrow Dose \rightarrow Select region, Dose Range and Step

Monaco i XiO (Elekta): Dose profile \rightarrow Dose plane output

MyQA (MatriXX): Izaberite doznu ravan koju želite da eksportujete (u Import folderu je ravan sa TPS-a, a u Integrals folderu je izmerena ravan). Desni klik na izabranu ravan \rightarrow Export Data \rightarrow CSV file.

6.8.2 Importovanje dozne distribucije u CSV formatu

CSV fajlove sa myQA treba malo doraditi kako bi ga radiochromic.com prepoznao:

- 1. Otvorite CSV fajl u Ekselu.
- 2. Obrišite ceo prvi red (selektujete broj reda pa desni klik delete, ovim se briše ceo red a ne samo sadržaj reda).
- 3. Podelite celu tabelu sa 1000 da biste dobili vrednosti izražene u Gy (u jednom praznom polju van tabele upišite 1000, kopirajte tu vrednost. Zatim obeležite mišem vrednosti cele tabele osim koordinata (osim prvog reda i prve kolone), kliknite na Edit > Paste Special. U Paste Special, ima opcija Divide. Ovim će Eksel podeliti sve selektovane vrednosti sa 1000. Na kraju obrišite ono polje gde ste upisali 1000 da ne remeti podatke).
- 4. Sačuvajte fajl u CSV formatu.
- 5. Otvorite ga sa notepad (desni klik, open with...). Obrišite prvi zarez i sačuvajte kao što je bilo.
 DOSE PLANE UPLOAD
- Fajl je spreman za otpremu na sajt. Kliknite na DOSE UPLOAD (slika 24).
- Odaberite postojeću studiju ili kreirajte novu, napišite identifikaciju za dozni plan.
- Iz menija odaberite vrstu TPS-a (za slučaj myQA odaberite Commaseparated Values).
- Pojaviće se Upload dugme. Otpremite fajl koji želite. Dozmi plon će biti seži

želite. Dozni plan će biti sačuvan.

DOSE PLANE UPLOAD							
DOSE PLANE DATA	A.						
Study	Example_v2.3						
ID	Medulla						
Comments (optional)		- The second sec					
Import from	Eclipse (Varian)	J 📗					
DOSE PLANE							
Upload	Add files						
	f	film1tps.dcm	1.0MB				

Slika 24. Prozor za otpremu doznih ravni sa TPS-a

6.9 Analiza slika

- 1. Kliknite na IMAGE ANALYSIS (slika 25).
- 2. Za IMAGE A odaberite dozni plan sa TPS-a (ovo će biti evaluaciona slika).
- 3. Za IMAGE B odaberite film dozimetriju (ovo će biti referentna slika).
- 4. Pomoću komandi pod Transformations podesite da se vizuelno slike poklapaju (pomeranjem u x ili y pravcu, rotacija slike ako je nešto naopako skenirano/ozračeno ili opcija flip (daje lik u ogledalu, ako je obrnut)).

scudy:	Examples_v2.2	-	Study:	Examples_v2.2	•
Category:	Calibration	•	Category:	Calibration	•
ltem:	Calibration	·	Item:	Calibration	•
lmage:	Reference doses	<u>·</u>	Image:	Film doses	1

Slika 25. Prozor za analizu slika

6.9.1 γ analiza

1. Nakon postavljenih slika otvorite meni Gamma index (slika 26).

GAMMA INDEX				
Evaluation image:	A	Dose tol. (%)	z	
Reference image:	в	Distance tol. (mm)	Z	
Study	Examples	Threshold (% Dmax)	20	
ID	Imrt	Normalization	Global	-
Comments (optional)	r	Fine registration	2	
		Advanced options		
Request Ø Cani	cel			

Slika 26. Prozor za y analizu

- 2. Odaberite studiju ili kreirajte novu, napišite identifikaciju za γ analizu.
- Upišite doznu toleranciju (u %), DTA (distance tol. u mm), donji prag (obično 20%), i normalizaciju (lokalna i globalna γ)
 - a. Opciono: Fine registration automatski poboljšava manuelnu registraciju
 - b. Opciono: Tolerancija distribucije (tol. distribution) može se odabrati u odnosu na koju sliku će se birati dozna tolerancija i donji prag
 - Opciono: Max. Gamma Ograničava potragu oko svake referentne tačke na maksimalnu vrednost (obično 2).

- 4. Odaberite ROI za γ analizu, povlačenjem miša preko slike (formira se pravougaonik/kvadrat). Gama analiza će biti izračunata samo za taj odabir (problem može nastati npr. oko ivica filma ili oznaka markera).
- 5. Na kraju kliknite na Request. Rezultat će biti zapamćen u My Work gde se može pogledati (slika 27).



Slika 27. Prikaz y analize

6.10 Protokol za brzu evaluaciju

Ako ne želite da čekate preporučenih 48 h za skeniranje filmova, postoji rešenje:

- 1. Nakon ozračivanja filma u cilju provere plana (IMRT, VMAT itd.) ozračite i jednu traku neposredno nakon filma sa dobro definisanim parametrima (poznata doza, koja je veća od maksimalne doze od interesa za 20-ak %, postavka kao prilikom kalibracije).
- 2. Izmerite vreme koje je proteklo između ozračivanja filma i ozračivanja kontrolne trake.
- 3. Sačekajte bar 4 puta toliko (ovim se merna nesigurnost usled eksponencijalnog pada brzine samorazvijanja smanjuje na ispod 0.5 %). Na primer, za interval od 5 min je više nego dovoljno sačekati pola sata do skeniranja (greška pada na ispod 0.3 %).
- 4. Skenirajte film i kontrolnu traku zajedno sa još jednom neozračenom trakom.
- 5. Prilikom film dozimetrije (pogledajte detalje) obavezno koristite opciju Response correction i odaberite dva ROI, jedan na centralnom delu neozračene trake (0 Gy) a drugi na centralnom delu ozračene trake (120 % od maksimalne doze). Ovim se eliminiše nesigurnost usled vremena čekanja i nesigurnost usled varijacije skenera.
- 6. Dalje se radi isto kao obična film dozimetrija.

REFERENCE

[1] www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf

[2] Shani G, Radiation Dosimetry: Instrumentation and Methods (Vol. 2). CRC Press 2001.

[3] Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Kirov AS, Schmidtlein RC, et al. *Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner*. Med Phys 2005; 32: 2245-53.

[4] Todorovic W, Fischer M, Cremers E, Schmidt R. *Evaluation of EBT GafChromic film for external beam dose verification*. Med Phys 2006; 33: 1321-8.

[5] Baker J, Reinstein L, Gluckman G. *Finding the optimal digitizer for use with GafChromic EBT film.* Med Phys 2005; 32: 1983.

[6] Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Giglioli FR, Calamia E, et al. *Clinical use of EBT model GafChromic (TM) film in radiotherapy*. Med Phys 2006; 33: 4314-9.

[7] Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, Li JG, Simon WE, Dempsey JF. *Important* considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC (R) film. Med Phys 2006; 33: 4551-6.

[8] Fuss ME, Sturtewagen EC, De Wagter C, Georg D. *Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance*. Phys Med Biol 2007; 52: 4211-25.

[9] Podgorsak EB, et al. *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students* Vienna:IAEA, 2005. ISBN 92–0–107304–6

[10] Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M, *Dosimetry tools and techniques for IMRT*. Med Phys 2011; 38: 1313–1338.

[11] Basarić B, Kvantitativna gama analiza raspodela doza u ravni kao procedura kontrole kvaliteta radioterapijskih tretmana na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici. Specijalistički rad, Novi Sad, 2017.

[12] Devic S, Seuntjens J, Abdel-Rahman W, Evans M, Olivares M, Podgorsak EB, et al. *Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications*. Med Phys 2006; 33: 1116-24.

[13] Devic S, Tomic N, Pang Z, Seuntjens J, Podgorsak EB, Soares CG. *Absorption* spectroscopy of EBT model GAFCHROMIC (TM) film. Med Phys 2007; 34: 112-8.

[14] Trichter S, Trichter F, Sabbas A, Lovelock D, Kulidzhanov F, Nori D. *Evaluation of GafChromic EBT film for IMRT QA using two different scanners*. Med Phys 2005; 32: 2167.

[15] Ding L, Urie M, Lo Y. *Radiochromic EBT film characterization and applicability for IMRT QA verification*. Med Phys 2005; 32: 1987.

[16] Baker J, Telivala T, Reinstein L. A single dose calibration method for IMRT QA film dosimetry using GafChromic (R) EBT film. Med Phys 2006; 33: 2152.

[17] Zeidan OA, Stephenson SA, Meeks SL, Wagner TH, Willoughby TR, Kupelian PA, et al. *Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification*. Med Phys 2006; 33: 4064-72.

[18] Wilcox E, Daskalov G, Nedialkova L. Comparison of the Epson Expression 1680 flatbed and the Vidar VXR-16 dosimetry PRO (TM) film scanners for use in IMRT dosimetry using GafChromic and radiographic film. Med Phys 2006; 34: 41-8.

[19] van Wieringen N, van Herten YRJ, van de Kamer JB, Erogluer A, Bel A, Wiersma J. *Development of a QA procedure for IMRT plans using EBT radiochromic film*. Radiother Oncol 2007; 84: S206.

[20] Mahata A, Ravindran PB. Investigation of the use of Gaf-Chromic EBT film for routine IMRT QA. Radiother Oncol 2007; 84: S54.

[21] van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. *Accurate dosimetry with GafChromic (TM) EBT film of a 6 MV photon beam in water: what level is achievable?* Med Phys 2008; 35: 704-16.

[22] Devic S, Tomic N, Soares CG, Podgorsak EB. *Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system*. Med Phys 2009; 36: 429-37.

[23] Devic S, Aldelaijan S, Mohammed H, Tomic N, Liang L, DeBlois F, et al. *Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC_film*. Med Phys 2010; 37: 2207-14.

[24] *Technical Report Series: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an International Code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*, vol. 398. Vienna: IAEA; 2000.

[25] Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WH, Huq MS, Nath R, et al. *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med Phys 1999; 26: 1847-70.

[26] Rink A, Lewis DF, Varma S, Vitkin IA, Jaffray DA. *Temperature and hydration effects on absorbance spectra and radiation sensitivity of a radiochromic medium*. Med Phys 2008; 35: 4545-55.

[27] Klassen N, Zwan L, Cygler J. *GafChromic MD-55: investigated as a precision dosimeter*. Med Phys 1997; 24: 1924-34.

[28] Aldelaijan S, Devic S, Mohammed H, Tomic N, Liang L, DeBlois F, et al. *Evaluation* of *EBT-2 model GAFCHROMIC_film performance in water*. Med Phys 2010; 37: 3687-93.

[29] Sarfehnia A, Kawrakow I, Seuntjens J. Direct measurement of absorbed dose to water in HDR Ir-192 brachytherapy: water calorimetry, ionization chamber, GafChromic film, and TG-43. Med Phys 2010; 37: 1924-32.

[30] Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, Podgorsak EB, Soares CG, Kirov AS, et al. *Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers*. Med Phys 2004; 31: 2392-401.

[31] Chung H, Jin H, Dempsey JF, Liu C, Palta J, Suh T-S, et al. *Evaluation of surface and build-up region dose for intensitymodulated radiation therapy in head and neck cancer.* Med Phys 2004; 32: 2682-9.

[32] Su FC, Liu Y, Stathakis S, Shi C, Esquivel C, Papanikolaou N. *Dosimetry characteristics of GAFCHROMIC (R) EBT film responding to therapeutic electron beams*. Appl Rad Isotop 2007; 65: 1187-92.

[33] Gerbi BJ, Han EY. *The response of radiochromic EBT film in high-energy electron beams*. Med Phys 2006; 33: 2144.

[34] Bufacchi A, Carosi A, Adorante N, Delle Canne S, Malatesta T, Capparella R, et al. *In vivo EBT radiochromic film dosimetry of electron beam for Total Skin Electron Therapy* (*TSET*). Phys Med 2007; 23: 67-72.

[35] Lightfoot D. *Total skin electron beam commissioning with EBT film*. Med Phys 2006; 33: 2146.

[36] Reinard E, Evans M, Devic S, Freeman C, Roberge D, Podgorsak EB. *Rotational total skin electron irradiation (RTSEI) with a linear accelerator*. J App Clin Med Phys 2008; 9: 123-34.

[37] Wilcox EE, Daskalov GM. *Evaluation of GAFCHROMIC (R) EBT film for CyberKnife (R) dosimetry.* Med Phys 2007; 34: 1967-74.

[38] Sturtewagen E, Fuss M, Paelinck L, De Wagter C, Georg D. *Multi-dimensional* dosimetric verification of stereotactic radiotherapy for uveal melanoma using radiochromic EBT film. Zeitschr Med Phys 2008; 18: 27-36.

[39] Vatnitsky SM. *Radiochromic film dosimetry for clinical proton beams*. Appl Radiat Isot 1997; 48: 643-51.

[40] Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. *Weak energy dependence of EBT GafChromic film dose response in the 50 kVp-10 MVp X-ray range*. Appl Rad Isotop 2006; 64: 60-2.

[41] Rink A, Vitkin IA, Jaffray DA. *Energy dependence (75 kVp to 18 MV) of radiochromic films assessed using a real-time optical dosimeter.* Med Phys 2007; 34: 458-63.

[42] Oves SD, Hogstrom KR, Ham K, Sajo E, Dugas JP. *Dosimetry intercomparison using a 35-keV X-ray synchrotron beam*. Eur J Radiol 2008; 68: S121-5.

[43] Sutherland JGH, Rogers DWO. *Monte Carlo calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and EBT2 film*. Med Phys 2010; 37: 1110-6.

[44] Micke A, Lewis DF, Yu X. *Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction*. Med Phys 2011; 38: 2523–2534.

[45] van Hoof SJ, Granton PV, Landry G, Podesta M, Verhaegen F. *Evaluation of a novel triple-channel radiochromic film analysis procedure using EBT2*. Physics in Medicine and Biology 2012; 57: 4353.

[46] Mayer RR, Ma F, Chen Y, Miller RI, Belard A, McDonough J, O'Connell JJ. *Enhanced dosimetry procedures and assessment for EBT2 radiochromic film*. Med Phys 2012; 39: 2147–2155.

[47] Méndez I, Hartman V, Hudej R, Strojnik A, Casar B. *Gafchromic EBT2 film dosimetry in reflection mode with a novel plan-based calibration method.* Med Phys 2013; 40: 011720.

[48] Hupe O, Brunzendorf J. *A novel method of radiochromic film dosimetry using a color scanner*. Med Phys 2006; 33: 4085-4094.

[49] McCaw TJ, Micka JA, DeWerd LA. *Characterizing the marker-dye correction for Gafchromic*® *EBT2 film: a comparison of three analysis methods*. Med Phys 2011; 38: 5771-5777.

[50] Méndez I, Peterlin P, Hudej R, Strojnik A, Casar B. *On multichannel film dosimetry with channel-independent perturbations*. Med Phys 2014; 41: 011705 (10pp.)

[51] Azorín JFP, García LIR, Martí-Climent JM. A method for multichannel dosimetry with *EBT3 radiochromic films*. Med Phys 2014; 41: 062101 (10pp.)

[52] Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, Meigooni AS, Nath R, Rodgers JE, Soares CG. *Radiochromic film dosimetry:*

Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med Phys 1998; 25: 2093-2115.

[53] Devic S, Wang YZ, Tomic N, Podgorsak EB. *Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry*. Med Phys 2006; 33: 3993-3996.

[54] Bouchard H, Lacroix F, Beaudoin G, Carrier JF, Kawrakow I. *On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry*. Med Phys 2009; 36: 1931-1946.

[55] Méndez I. *Model selection for radiochromic film dosimetry*. Physics in Medicine and Biology 2015; 60: 4089.

[56] Schoenfeld AA, Poppinga D, Harder D, Doerner KJ, Poppe B. The artefacts of

radiochromic film dosimetry with flatbed scanners and their causation by light scattering

from radiation-induced polymers. Physics in Medicine and Biology 2014; 59: 3575-3597.

[57] Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. *An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan*. Med Phys 2012; 39: 6339-6350.

[58] van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC *Commissioning and quality assurance of treatment planning computers*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 26: 261-273

[59] Low DA. *Gamma dose distribution evaluation tool.* Journal of Physics 2010; 250: 012071

[60] AAPM TG-119. *IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement, and Analysis.* Version 10/21/2009

[61] ESTRO Booklet no.9 *Guidelines for the verification of IMRT*. ESTRO 2008, ISBN 90-804532-9

[62] IAEA Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. International Atomic Energy Agency, Vienna 2004, ISBN 92–0–105304–5.

[63] www.radiochromic.com

[64] Arnfield MR, Siebers JV, Kim JO, Wu Q, Keall PJ, Mohan R. *A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy*. Med Phys 2000; 27: 10.

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:	
RBR	
Identifikacioni broj:	
IBR	
Tip dokumentacije:	Monografska dokumentacija
TD	
Tip zapisa:	Tekstualni štampani materijal
TZ	
Vrsta rada:	Master rad
VR	
Autor:	Igor Daskalovski
AU	
Mentor:	doc. dr Borislava Petrović
MN	
Naslov rada:	Klinička implementacija film dozimetrije
NR	
Jezik publikacije:	srpski (latinica)
JP	
Jezik izvoda:	srpski / engleski
JI	
Zemlja publikovanja:	Srbija
ZP	
Uže geografsko područje:	Vojvodina
UGP	
Godina:	2017
GO	
Izdavač:	Autorski reprint
IZ	
Mesto i adresa:	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4,
MA	Novi Sad
Fizički opis rada:	7 poglavlja/56 strana/27 slika/5 tabela/3 grafika
FO	
Naučna oblast:	Fizika
NO	

Naučna disciplina:	Medicinska fizika
ND	
Predmetna odrednica/ ključne reči:	Radioterapija, dozimetrija, film dozimetrija, radiohromatski
РО	film, γ analiza
UDK	
Čuva se:	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	
Važna napomena:	nema
VN	
Izvod:	Cilj ovog rada je da pruži praktičan i pouzdan protokol za
IZ	film dozimetriju, koja bi trebalo da postane rutinski deo kontrole kvaliteta kompleksnih tehnika zračenja na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici.
Datum prihvatanja teme od NN	
veća:	15. 08. 2017.
DP	
Datum odbrane:	
DO	
Članovi komisije:	
КО	
Predsednik:	prof. dr Nataša Todorović
član:	doc. dr Borislava Petrović
član:	doc. dr Jovana Nikolov

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:	
ANO	
Identification number:	
INO	
Document type:	Monograph publication
DT	
Type of record:	Textual printed material
TR	
Content code:	Master paper
CC	
Author:	Igor Daskalovski
AU	
Mentor/comentor:	doc. dr Borislava Petrović
MN	
Title:	Clinical implementation of film dosimetry
TI	
Language of text:	Serbian (Latin)
LT	
Language of abstract:	English
LA	
Country of publication:	Serbia
СР	
Locality of publication:	Vojvodina
LP	
Publication year:	2017
PY	
Publisher:	Author's reprint
PU	
Publication place:	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja
PP	Obradovića 4, Novi Sad
Physical description:	7 chapters/56 pages/27 pictures/5 tables/3 graphs
PD	
Scientific field:	Physics
SF	

Scientific discipline:	Medical Physics
SD	
Subject/ Key words:	Radiotherapy, dosimetry, film dosimetry, radiochromic film,
SKW	γ analysis
UC	
Holding data:	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića
HD	4
Note:	none
Ν	
Abstract:	The aim of this work is to provide a practical and reliable
AB	protocol for film dosimetry, which should become a routine part of the quality assurance of complex methods of radiotherapy at the Institute of Oncology of Vojvodina in Sremska Kamenica.
Accepted by the Scientific Board: ASB	15. 08. 2017.
Defended on:	
DE	
Thesis defend board:	
DB	
President:	prof. dr Nataša Todorović
Member:	doc. dr Borislava Petrović
Member:	doc. dr Jovana Nikolov