

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO - MATEMATIČKI FAKULTET

DEPARTMAN ZA FIZIKU



MLC QA/QC PROCEDURA ZA LINAK

- master rad -

Mentor:

Prof. dr Nataša Todorović

Kandidat: Bojan Pavičar

Novi Sad, 2018.

Za izradu ovog master rada korišteni su resursi centra za radioterapiju "International Medical Centers Banja Luka" (IMC) i veoma sam im zahvalan na ukazanoj ljubaznosti.

Želim da izrazim zahvalnost svom mentoru, prof.dr Nataši Todorović, svojim profesorima i osoblju IMC na prenesenim znanjima i pomoći pri izradi master rada.

SADRŽAJ

1.	UVOD	. 1			
2.	ISTORIJSKI OSVRT NA RAZVOJ RADIOTERAPIJE	. 3			
3. MEDICINSKI LINEARNI AKCELERATOR					
	3.1. Generacije linaka	11			
	3.2. Osnovne komponente linaka	13			
	3.2.1. Injekcioni sistem	13			
	3.2.2. RF generator	14			
	3.2.3. Ubrzavajući talasovod	15			
	3.2.4. Pomoćni sistemi	15			
	3.2.5. Sistem za prenos i skretanje snopa	15			
	3.2.6. Akceleratorska glava	17			
	3.3. Izodozna raspodjela	21			
	3.4. Modifikacije zračnog snopa	22			
	3.4.1. Bolusi	22			
	3.4.2. Kompenzacioni filtri	23			
	3.4.3. Klinasti filtri	24			
	3.5. Modifikacije zračnog polja	26			
4. VIŠELAMELARNI KOLIMATOR - MLC.					
	4.1. Materijal za izradu lifova	29			
	4.2. Opis lifa	30			
	4.3. Oblik kraja lifa i polusjenka	32			
	4.4. Transmisija kroz lif	35			
	4.5. Kategorizacija MLC	37			
	4.6. Karakteristike MLC.	39			

5.	MJERENJE TRANSMISIJE KROZ LIFOVE I CURENJA IZMEĐU LIFOVA	
	ΡΟΜΟĆU ΕΡΙDΑ	42
6.	OSIGURANJE I KONTROLA KVALITETA (QA i QC)	46
	6.1. Osiguranje i kontrola kvaliteta MLC. Rezultati mjerenja	47
	6.1.1. RapidArc MLC testovi	49
	6.1.2. IMRT MLC testovi.	60
7.	ZAKLJUČAK	82
LIT	ERATURA	83

1. UVOD

Kroz razvoj novih i usavršavanje postojećih tehnika radioterapija ostaje, pored hirurgije i hemoterapije, uspiješan i kurabilan način liječenja širokog spektra karcinoma. Gotovo polovina od svih pacijenata sa dijagnozom kancera biva upućena na radioterapiju, koja se pokazala kao dobra nadopuna i zamjena za hirurgiju jer je u većini slučajeva moguće postići dugoročnu kontrolu bolesti uz dobre kozmetičke rezultate.

Tumori mogu koristiti višestruke mehanizme kako bi izbjegli imunološki odgovor. To zahtijeva strategiju koja uključuje kombinaciju različitih tretmana u cilju poboljšanja terapijskih rezultata.

Danas, najperspektivniji pristup u liječenju kancera predstavlja imunoterapija koja koristi i unapređuje urođene moći imunološkog sistema u borbi protiv karcinoma. Ona omogućava imunološkom sistemu da prepozna, cilja i eliminiše ćelije karcinoma. Kao najnovija grana onkologije, imunoterapija je u fazi razvoja pa je njena primjenljivost u praksi još u stanju ispitivanja.

Tehnološki napredak sa jedne i godine iskustva sa druge strane čine radioterapiju i dalje konkurentnom metodom liječenja kancera, pogotovo zbog napretka na polju eksterne radioterapije. Pronalazak i implementacija višelamelarnog¹ kolimatora (MLC) omogućili su razvoj novih tehnika zračenja što je veoma značajan napredak ka ispunjavanju osnovnog cilja radioterapije a to je da se isporuči potrebna doza na ciljni volumen kancera uz što bolju poštedu okolnog zdravog tkiva. Iz razloga što je MLC složen sistem, potrebno je na različitim nivoima provjeravati njegovu funkcionalnost i ispravnost. Zbog toga se uvodi procedura osiguranja kvaliteta MLC koja je predmet ovog master tada. Sadržaj ovog master rada čine: opis procedure osiguranja kvaliteta MLC i rezultati mjerenja koji su dio provjere kvaliteta, poređenje MLC kod različitih proizvođača i osvrt na kratak istorijski razvoj radioterapije te opis linaka i njegovih pojedinih dijelova. Procedura je primjenjena na linacima Varian Clinac iX koji imaju MLC Millenium 120. Sama procedura ima jasno definisan cilj, međutim metode izvođenja procedure

¹ drugi nazivi: višelisnog, višelifnog, višeslojnog, multilamelarnog, itd. U ovom radu koristiće se skraćenica MLC (eng. multileaf collimators), a umjesto lamele koristiće se naziv lif.

i načini analize podataka mjerenja se i dalje nastoje unaprijediti kako bi se postigla što realnija, efikasnija i kompletnija metoda.

2. ISTORIJSKI OSVRT NA RAZVOJ RADIOTERAPIJE

Radijaciona fizika se razvijala kroz četiri glavna perioda: period otkrića radioaktivnosti i ispitivanja njene primjene u terapijske svrhe, period ortovoltažne terapije, period megavoltažne terapije i period protonske terapije.

Istraživanja u oblasti fizike čestica su bila pokretačka snaga za razvoj akceleratora zbog potrebe za većom energijom kako bi se ostvarilo prva vještačka nuklearna reakcija. Početkom 1920-tih Ernest Rutherford (1871-1937) je uočio tu potrebu, ali potreban i dovoljan napon se nije mogao postići zbog tehnoloških nedostataka jer su tada za upotrebu bile dostupne uglavnom elektrostatičke mašine. Kada su Roland Wilfred Gurney (1898-1953) i Georgiy Antonovich Gamov (1904-1968) 1928. godine nezavisno jedan od drugog predvidjeli tunel efekat, činilo se da je energija od oko 500 keV dovoljna za "cijepanje atoma". Na osnovu toga otkrića, Rutherford shvata da je takvo nešto tehnološki izvodljivo i ohrabruje Johna Douglasa Cockrofta (1897-1967) i Ernesta Waltona (1903-1995) da započnu sa projektom pravljenja elektrostatičkog akceleratora čestica do energije od oko 800 keV. Nakon četvorogodišnjeg rada na tom projektu, Cockroft i Walton su uspjeli sa naprave generator napona od 750 kV i polazi im za rukom da izvedu prvu nuklearnu reakciju:

$${}_{1}^{1}\text{H} + {}_{3}^{7}\text{Li} \rightarrow {}_{2}^{4}\text{He} + {}_{2}^{4}\text{He}.$$
 (2.1)

Za taj poduhvat dobijaju Nobelovu nagradu 1951. godine, a aparatura koju su koristili danas se čuva u muzeju nauke (Science Museum) u Londonu. Godine 1929. na Institutu za tehnologiju u Masačusetsu (Massachusetts Institute of Technology - MIT), amerikanac Robert Van de Graaff (1901-1967) pravi elektrostatički generator pomoću kojeg je ostvario napon od 1.5 MV, a 1937. godine medicinska škola u Harvardu (Harvard Medical School) je posjedovala takav akcelerator koji proizvodi X-zračenje energije 2 MV. Vremenom, ovaj tip akceleratora doživljava izmjene pa su kasnije verzije poznate po nazivu "tandem akcelerator" [1]. Tandem akcelerator koji postiže napon od 24.5 MV se nalazi u "Oak Ridge National Laboratory" u Tenesiju u Americi, a postoji i stari projekat izgradnje 35 MV "Vivitron Van de Graaff Tandem" akceleratora u Strazburu [2].



Slika 2.1a. Veliki Van de Graaffov akcelerator sagrađen na MIT-u, Round Hill eksperimentalnoj stanici, početkom 1930-ih. Sfera su stajale 43 metra iznad zemlje, na čeličnim kamionima koji se nalazile na železničkoj pruzi kako bi se omogućila promjena rastojanja između sfera.

Slika 2.1b. Van de Graff-ov tandem akcelerator koji se nalazi na "Western Michigan University" i koristi se za istraživanja i primjenjuje za svrhe dodiplomskih studija.

8. Novembra 1895. godine, u svojoj laboratoriji na univerzitetu u Würzburgu, profesor fizike Wilhelm Konrad von Röntgen (1845-1923) opaža svjetlucanje - luminiscenciju kristala barijumplatinocijanida (C₄BaN₄Pt) u toku eksperimenta "Efekat visokog napona na električno pražnjenje u razrijeđenim gasovima" u katodnoj cijevi. I drugi fizičari, među kojima su Heinrich Herz (1857-1894) i Philipp Lenard (1862-1947), su se takođe bavili ovim eksperimentom.

28. Decembra 1895. Röntgen objavljuje fundamentalnu raspravu "Jedna nova vrsta zraka" (Eine neue Art von Strahlen). Ustanovio je da zrake prolaze kroz različite materijale, ne skreću u magnetnom i električnom polju, te da nisu naelektrisane čestice već elektromagnetni talasi. Primjećuje da novootkriveni zraci zatamnjuju fotografski film, te tako nastaje prvi rendgenski snimak šake koju je postavio između katodne cijevi i foto-ploče. Naziva ih X-zraci.

U večernje sate, 23. januara 1896. godine, na poziv fizičko-medicinskog udruženja u Würzburgu, Röntgen je održao predavanje mnogobrojnoj publici. Tokom rasprave o svojim eksperimentima, pozvao je Rudolfa Alberta von Köllikera (1817-1905) koji je tada predsjedavao sastankom, kako bi fotografisao njegovu šaku pomoću novih zraka, slika 2.2. Kada je napravio snimak i pokazao publici, nastupio je ogroman aplauz i na predlog Köllikera publika se jednoglasno složila da se Xzraci nazivaju Röntgenovi zraci. Röntgen postaje poznata i cijenjena ličnost, a slika Köllikerove šake ostaje kao svjedočenje tog događaja [3].

Henry Becquerel (1852-1908) 1896. godine otkriva prirodnu radioaktivnost, a 1898. godine Marie (1867-1934) i Pierre (1859-1906) Currie otkrivaju polonijum i radijum. Paul Ulrich Villard (1860-1934) je otkrio gama zrake 1900. godine proučavanjem zračenja koje emituje radijum.



Slika 2.2. Radiografski snimak Köllikerove šake, nastao 23. januara 1896. godine [3].

Za otkriće i upotrebu X-zraka, Röntgen je prvi koji je, 1901. godine, dobio Nobelovu nagradu za fiziku. Becquerel, Marie i Pierre Currie dijele Nobelovu nagradu koja im je dodijeljena 1903. godine.

Nakon Roentgenove objave o otkriću, počinje se razmišljati o upotrebi ovog zračenja kako u dijagnostičke tako i u terapijske svrhe. Među prvim, upotrebu X-zraka u terapijske medicinske svrhe napravio je Emil Herman Grubbe (1875-1960) 1896. godine u Čikagu ozračivanjem (jedan sat na dan, tokom 18 dana) pacijenta sa karcinomom dojke, što je rezultovalo poboljšanjem stanja pacijenta koji je kasnije preminuo od metastatske bolesti. Iste godine u Francuskoj dolazi do pokušaja primjene X-zraka od strane doktora Despingnesa na pacijentu sa dijagnozom raka stomaka [4]. Despignes je bio među prvim doktorima koji je objavio izvještaj o ishodu zračenja pacijenta, iznoseći zaključak da je nakon jednonedjeljnog tretmana došlo do smanjenja bola i smanjenja veličine tumora, iako je slučaj na kraju bio fatalan. Do 1960. godine Grubbe obučava

preko 7000 doktora kako da koriste X-zrake u medicinske svrhe. Usljed izlaganja prekomjernom zračivanju, Grubbe umire od kancera. Sve više su bili primjetni biološki efekti nastali kao posljedica izlaganja X-zracima, o čemu izvještava i O. Lepin 1896. godine zbog povrijeda koje je zadobio na ruci [5].

Nakon toga, fizičar John Daniel piše o slučaju akcidentnog ozračivanja i pojave epilacije u martu iste godine, a Leopold Freund (1868-1943) u Beču, tokom novembra, ozračuje petogodišnju djevojčicu sa velikim dlakavim mladežom na tijelu, slika 2.3.



Slika 2.3. Prikaz mladeža na četvorogodišnem pacijentu; Leopold Freund i njegova knjiga "Elementi opšte radioterapije u praksi".

Po cijenu jakog radioepidermatitisa, dlaka sa mladeža je opala. Na slici 2.4. je prikazana fotografija te pacijentkinje u njenoj 74. godini starosti. Fotografija otkriva: ožiljak na koži na mjestu mladeža u lumbalnom dijelu kičme, kifozu, keratozu i sekularnu osteoporozu.



Slika 2.4. Fotografija pacijentkinje, 70 godina kasnije.

Za razliku od Freunda, Eduard Schiff (1849-1913) je imao uspješniju primjenu X-zraka jer je izliječio pacijenta sa dijagnozom "lupus erzthematodes". U Švedskoj, 1899. godine, Tage A.U.Sjoegren (1859-1939) i Thor Stenbeck (1864-1914) su uspješno izliječili bazocelularni karcinom na vrhu nosa [5].

Godine 1898. William Pusey (1865-1940) iznosi vijesti o korisnim efektima zračenja u slučaju hipertrihoze i akni. Heber Robarts (1852-1922) osniva u maju 1897. godine i uređuje izdanje časopisa "American X-ray Journal" u kome 1902. godine navodi preko 100 različitih lokalizacija tretiranih X-zracima. Paralelno, u Njemačkoj se osniva časopis "Fortschritte auf dem Gebierte der Röntgenstrahlen (RöFo)". Frands Williams objavljuje 1901. godine izlječenje raka gornje usne pomoću X-zraka [6][7].

Pažnja se počela usmjeravati i na proizvodnju i tehnološko unapređenje rendgenskih cijevi. Tada je to bio velik izazov, kako za fizičare i osobe elektrotehničke struke tako i za duvače stakla, koji je rezultovao pojavom specijalnih terapijskih cijevi sa vodenim sistemom za hlađenje mete i većim stepenom bezbjednosti za pacijenta i osoblje. Eugene Wilson Caldwell (1870-1918) dizajnira cijev za intrakavitarnu terapiju, a Henry Granger Piffard (1842-1910) pravi cijev od olovnog stakla sa malim prozorom od običnog stakla kroz koji prolazi X-snop i dalje se kolimiše.

Većinom su se uspiješno zračile promjene na koži, čemu je pogodovala slaba penetracija zračenja uzrokovana ograničenim naponom u cijevi (oko 60 kV). Radioterapija je dugo primjenjivana sa nefiltrisanim snopovima, bez mogućnosti mjerenja razlike u kvalitetu i kvantitetu isporučenog zračenja. Francuski fizičar Louis Benoist (1856-?) je osmislio 1902. godine uporednu metodu za određivanje penetrabilosti snopa pomoću radiohromometra (penetrometra) napravljenog od 12 aluminijumskih ploča različite debljine i centralnog polja od srebra, slika 2.5. Na filmu se vidi, nakon eksponiranja, koje od polja se po zacrnjenosti poklapa sa centralnim poljem. Tako je kvalitet snopa mogao da se iskaže na skali od 1 do 12 [8][9].

7



Slika 2.5. Penetrometar Benoist-a [10].

Kvantitet snopa prvi pokušava da definiše Guido Holzknecht (1872-1931). On je 1902. godine osmislio hromoradiometar čija je osnova bio fotohemijski efekat i promjena boje smješe natrijum karbonata i kalijum hlorida. Dozu koja izaziva blagu reakciju kože označio je sa 3H, a jedinica "H" je prihvaćena i upotrebljivana dugo vremena [11]. Max T.F. von Laue (1879-1960), opisao je, 1912. godine, difrakciju X-zraka u kristalu i potvrdio njihovu talasnu prirodu. To otkriće je omogućilo mjerenje talasne dužine, a samim tim i kvalitet snopa. Iste godine, u Njemačkoj je štampan prvi časopis posvećen isključivo radioterapiji pod nazivom Strahlentherapie. Danas taj časopis, u kom se radovi štampaju na njemačkom i engleskom, nosi naziv Strahlenterapie und Onkologie, a objavljuje se jednom mjesečno.

Tokom 1904. godine, razmatralo se kako tretirati nepovršinske tumore. Friedrich Dessauer (1881-1963) razmatra mogućnost isporučivanja efektivne doze na određenu zonu od interesa ispod kože, bez nanošenja neželjenih efektata na koži i drugim zdravim organima. U periodu oko Prvog svjetskog rata, Dessauer je izumio kaskadni transformator koji je obezbjeđivao više napone [12]. Jednako bitno otkriće slijedi 1913. godine, kada je William David Cooligde (1873-1976) osmislio evakuisanu terapijsku cijev sa "vrućom" katodom i volframovom metom, omogućujući doktorima da tretiraju tumore koji se nalaze dublje u tijelu. Ove inovacije su brzo prihvaćene i 200 kV aparati su predstavljeni kao "duboka" terapija (moć prodiranja znatno preko 1 cm dubine). Spisak bolesti tretiran raditerapijom se drastično uvećao, a samim tim dolazi do sve boljeg shvatanja radioterapije i do njenog razvijanja.

8

Koristeći fotometrijsku metodu Dessauer je sminio seriju izodoznih karata u zavisnosti od primjenjenog napona (energije), filtracije, fokus-koža distance i veličine polja koje su široko prihvaćene za određivanje doze na nekoj dubini. Kalkulacije počinju da zahtjevaju preciznija anatomska mjerenja i uskoro je doza u tački na nekoj dubini prozvana tumorska doza (iako tumor nije tačka). Gustav Thoraeus (1895-1970) je razvio koncept kompozitnih filtera. Theophil Christian (1873-1920) je predstavio koncept filterske propustljivosti snopa (HVL) kao pojam izražavanja kvaliteta X–snopa. U SAD se prije Drugog svjetskog rata pojavljuju supervoltažni aparati, dok aparati do 300 kV dobijaju ime ortovoltažni [13-17].

Bitan događaj predstavlja pronalazak klistrona od strane braće Varian, 1937. godine [18]. Klistron ubrzo postaje osnovna komponenta radarskih sistema i sastavni dio linearnih akceleratora. Unutrašnjost klistrona, koji se koristi u Varianovim medicinskim linacima, prikazana je na slici 2.6.



Slika 2.6. Poprečni presjek klistrona, Varian 2100C.

Nakon Drugog svjetskog rata, u Velikoj Britaniji se pokreće projekat izgradnje ciklotrona i linearnog akceleratora sa oscilujućim poljem, 1950. godine. Iste godine je na prvom Međunarodnom kongresu za kancer u Parizu predstavljen Co-60 teleterapijski aparat koji emituje megavoltažno fotonsko gama zračenje energije 1.25 MeV (dva gama zraka energije 1.17 MeV i 1.33 MeV) koji će u narednih 30 godina predstavljati najzastupljeniji radioterapijski aparat. U periodu od dvadeset godina (1951-1971), ulogu u oblasti radioterapije imao je i betatron kog je izumio Donald William Kerst (1911-1993), 1940. godine. Pronalaskom

betatrona, u terapijske svrhe počinju da se koriste elektroni. Ciklotron su izumili Ernest Orlando Lawrence (1901-1958) and Milton Stanley Livingston (1905-1986), 1930. godine. Do danas, ciklotron ima važnu ulogu u oblasti fizike čestica, a praktičnu upotrebu u medicini je našao kod protonske radioterapije [19].

Linearni akcelerator je zbog svojih karakteristika postao najzastupljeniji teleterapijski aparat. Radioterapija zasnovana na upotrebi linaka otpočela je 1953. godine u londonškoj bolnici "Hammersmith Hospital" upotrebom linaka energije 8 MV koji je za medicinske svrhe napravila kompanija "Metropolitan-Vicekers". Prvi linaci su napravljeni sa ograničenom rotacijom gantrija, a 1960. godine Varian Medical Systemc Inc of Palo Alto proizvodi prvi izocentrični linak sa mogućnošću rotacije gantrija u punom krugu. Od 1972. godine uvode se višeenergijski linaci i postižu se značajni rezultati u liječenju kancera, što daje osnov za dalja istraživanja [20],[21].

Uporedo se razvijaju i dijagnostičke metode, čime se omogućava tačnije lokalizovanje tumorske promjene i njene dimenzije. Pojavljuju se i prvi 3D sistemi za planiranje u radioterapiji, a u savremene linake se implementiraju MLC, EPID i OBI.

Isporuka namjenske optimalne doze na volumen koji treba ozračiti danas se može isplanirati i isporučiti sa visokom preciznošću i tačnošću korišćenjem naprednih kompjuterskih programa i savremenih linaka. Sve to ujedno zahtijeva da se uvedu programi osiguranja i provjere kvaliteta koji se sve više sprovode automatizovano i softverski.

3. MEDICINSKI LINEARNI AKCELERATOR

Linearni akcelerator (linak) je uređaj koji putem stojećeg elektromagnetnog talasa ubrzava elektrone duž prave putanje kroz talasovode u svrhu proizvodnje elektronskih i visokoenergetskih X-zračnih snopova koji se koriste u radioterapiji. U poređenju sa prvim linacima, generacija savremenih linaka je tehnički naprednija, ali se suština i princip rada nisu promijenili. Tehnička opremljenost i dizajn linaka zavise od proizvođača.

3.1. Generacije linaka

Linake, prema tehničkom napredovanju, možemo podijeliti u pet generacija [22]:

- Prva generacija linaka niskoenergijski fotoni (4-8 MV); nemodifikovano zračno polje; fiksni homogenizacioni (fletening) filter; spoljni klinovi; simetrični kolimatori; transmisiona jonizaciona komora, izocentrična postavka.
- Druga generacija linaka fotoni srednje energije (10-15 MV) i elektroni; zakrivljen snop; pokretna meta i homogenizacioni filter; folije rasijanja (scattering foils); dvostruka transmisiona jonizaciona komora; tubusi za elektrone.
- 3. Treća generacija linaka visokoenergijski fotoni (18-25 MV) i elektroni; dvije fotonske i nekoliko elektronskih energija; ahromatski bending magnet; dupla folija rasijanja (folija rasijanja i folija homogenizacije) ili sistem kompjuterski kontrolisanih magneta (kalemovi za navođenje i kalemovi za fokusiranje); motorizovani klinovi; asimetrične ili nezavisne kolimatorske dijafragme.
- 4. Četvrta generacija linaka visokoenergijski fotoni i elektroni; kompjuterski kontrolisano upravljanje; dinamički klinovi; elektronski portalni imidžer (EPID); MLC
- Peta generacija linaka visokoenergijski fotoni i elektroni; intenzitetom modulisan fotonski snop, pomoću MLC; dinamička isporuka visokokonformalne doze kod intenzitetom modulisanog snopa proizvedenog sa MLC. Izgled linaka ove generacije je dat na slici 3.1.1.



Slika 3.1.1. Izgled savremenog linearnog akceleratora pete generacije; Elekta Versa HD (lijevo) i Varian TrueBeam (desno).

U radiotrapijskom centru, linak je smješten u posebno dizajniranim prostorijama. Na akceleratorskom sistemu možemo razlikovati pet posebnih dijelova, slika 3.1.2,: kućište sa modulatorom, kontrolna konzola, nosač gantrija, gantri (ili gentri), kolimatorski sistem i tretmanski sto [22][23].



Slika 3.1.2. Blok šema glavnih podsistema linaka [23].

3.2. Osnovne komponente linaka

Osnovne komponente linaka koje služe za dobijanje snopa su: injekcioni sistem, radiofrekventni (RF) generator, ubrzavajući talasovod, pomoćni sistem, sistem za prenos i skretanje snopa, akceleratorska glava, slika 3.2.1.



Slika 3.2.1. Pojednostavljena blok šema linearnog akceleratora [24].

3.2.1. Injekcioni sistem

Injekcioni sistem čini elektrostatički akcelerator kojeg nazivamo elektronski top i on snabdijeva talasovod sa elektronima. U upotrebi su diodni tip elektronskog topa kod koga je anoda perforirana i triodni tip kod koga je anoda rešetkasta. Elektroni, koji se dobiju termoelektronskom emisijom sa užarene katode, fokusiraju se u uzak snop koji se ubrzava ka anodi. Način na koji se elektroni ubrzavaju zavisi od tipa anode. Elektrostatičko polje koje se koristi za ubrzavanje elektrona kod diodnog elektronskog topa se dobija direktno sa pulsnog (impulsnog) modulatora. Pulsni modulator služi za dobijanje visokog napona (~100 kV), visoke struje (~100 A) i kratkih impulsa (~1 μs) kojima se napaja mikrotalasni generator i elektronski top, kako bi elektroni u određenom trenutku mogli biti "ubrizgani" u akceleratorsku cijev i ubrzani od strane polja.

Da bi se elektromagnetni talas sproveo od RF izvora do talasovoda i da bi se u isto vrijeme spriječila refleksija talasa nazad u RF izvor, koristi se cirkulator [25].

Kod triodnog topa, katodi se dovodi statički negativni potencijal (obično oko -20 kV). Mrežica na triodnom topu se drži na većem negativnom naponu u odonosu na katodu, čime se dobija mogućnost kontrolisanja struje anode. Ubrizgavanje elektrona u talasovod se, prema tome, kontroliše naponskim impulsima koji se dovode na mrežicu. Ti naponski impulsi i impulsi na mikrotalasnom (RF) generatoru moraju biti sinhronizovani [22][26][27].

3.2.2. RF generator

RF generator služi za generisanje mikrotalasnog zračenja koje se koristi za ubrzavanje elektrona do određene kinetičke energije. Komponente ovog sistema su: RF izvor (klistron ili magnetron), pulsni modulator i cirkulator (izolator).

Magnetron i klistron generišu elektromagnetni talas ubrzavanjem (ili usporavanjem) elektrona u vakuumu. U poređenju sa magnetronom, klistron kao preciznija i stabilnija komponenta može da služi i kao pojačavač polja niske snage koje se dobija sa RF oscilatorom (RF drajverom). Spoljašnji izgled klistrona koji se koristi linaku Varian Clinac iX prikazan je na slici 3.2.2.1.



Slika 3.2.2.1. Fizički izgled klistrona koji se koristi u linaku Varian Clinac iX i grafički prikaz [28] njegove unutrašnjosti.

3.2.3. Ubrzavajući talasovod

U ubrzavajućem talasovodu se ubrzavaju elektroni. Talasovod je cijev (kružnog ili pravougaonog poprečnog presjeka) sa šupljinama, koja je ispunjena gasom (najčešće freon ili SF₆) pod određenim pritiskom ili u kojoj se održava stanje vakuuma. Šupljine imaju dvojaku ulogu: da povežu i distribuiraju polje između susjednih šupljina, te da obezbijede prostornu raspodjelu električnog polja koja je pogodna za ubrzavanje elektrona. Dužina talasovoda u linacima zavisi od energije, a kreće se od oko 0.3 m za energije oko oko 4 MeV do približno 1.8 m za energije od oko 25 MeV. Na ulaz talasovoda se uvode elektroni, a njegov izlaz je spojen sa glavom akceleratora. Većina modernih akceleratora rade na frekvencijama od približno 3000 MHz. Koriste se dva tipa talasovoda: transmisioni i ubrzavajući. Transmisioni talasovod prenosi RF polje od izvora do ubrzavajućeg talasovoda. Za potrebe ubrzavanja elektrona u linacima, razvijene su dvije vrste ubrzavajućeg talasovoda: talasovod sa putujućim talasom (Elekta) i talasovod sa stojećim talasom (Varian).

3.2.4. Pomoćni sistemi

Pomoćni sistemi linaka služe za stvaranje radnih uslova, monitoring i kontrolu procesa rada akceleratora. Pomoćni sistemi su: vakuumski sistem (vakuum pumpa za ubrzavajući talasovod i RF generator); sistem za kontrolu pritiska; AFC sistem; sistem za nadzor i kontrolu rada linaka; sistem za hlađenje vodova, mete i RF generatora; sistem za pneumatsko pomjeranje mete i komponenti koji služe za oblikovanje snopa; sistem za zaštitu od zračenja [22].

3.2.5. Sistem za prenos i skretanje snopa

Pošto je talasovod najčešće paralelan sa osom rotacije gentrija, ubrzani primarni snop elektrona mora da se sprovede do mete tako da u nju udari pod pravim uglom. To se postiže pomoću magnetnog polja. Postoje tri vrste magnetnih skretnica, od kojih svaka skreće snop na specifičan način [27], [29]:

15

1. Prosto skretanje pod pravim uglom, slika 3.2.5.1.

Kod akceleratora kod kojih elektroni skreću za 90°, dolazi do njihovog razdvajanja po energijama, tako da je izlazni snop monohromatski. Nedostatak ovog sistema je pojava disperzije elektronskog mlaza.



Slika 3.2.5.1. Grafički prikaz skretanja primarnog elektronskom mlaza za 90° [28].

2. Skretanje za 270[°], slika 3.2.5.2.

Ovaj sistem je fokusirajući, a tačka fokusa ne zavisi od upadne energije. Po analogiji sa svjetlosnom optikom, ovaj sistem se naziva ahromat. Koriste ga Varian i Siemens.



Slika 3.2.5.2. Grafički prikaz skretanja primarnog elektronskom mlaza za 270° [23].

3. Skretanje pod uglom od 112.5°, slika 3.2.5.3.

Ovaj sistem je fokusirajući i naziva se serpentina ili slalom. Koristi ga Elekta.



Slika 3.2.5.3. Grafički prikaz skretanja primarnog elektronskom mlaza za 112.5° [28].

3.2.6. Akceleratorska glava

U glavi linaka su smještene komponente koje učestvuju u stvaranju, oblikovanju i monitoringu elektronskih i fotonskih snopova. Shematski prikaz glave akceleratora dat je na slici 3.2.6.1.



Slika 3.2.6.1. Shematski prikaz glave linaka: a) glava linaka u konfiguraciji za fotonsku terapiju; b) Glava linaka u konfiguraciji za terapiju elektronima [29].

Vakuumski prozor je tanka metalna berilijumska folija koja razdvaja vakuum sa jedne i atmosferu sa druge strane. Njime je omogućen prelazak mlaza iz vakuuma na atmosferski pritisak.

Meta se izrađuje od jednog ili više slojeva (kompozitna meta) metala visokog atomskog broja, najčešće od volframa, tantala, zlata, platine ili legura. Meta je montirana na pomični nosač, tako da ju je moguće postaviti ili ukloniti sa putanje primarnog elektronskog mlaza. Izgled sklopa mete prikazan je na slici 3.2.6.2. Fotonska terapija se izabira postavljanjem mete u fokus primarnog mlaza, a terapija elektronima potpunim uklanjanjem mete sa putanje primarnog mlaza.



Slika 3.2.6.2. Izgled sklopa mete kod Varian 2100C linaka.

Primarni kolimator se postavlja neposredno nakon mete. Služi za ograničavanje prostornog ugla u kojem je moguće prostiranje fotona nastalih u meti. Prema tome, radijacioni snop na izlazu iz primarnog kolimatora je konusnog oblika [27].

U režimu fotonske terapije, snop fotona formiran u meti posjeduje nehomogenu ugaonu distribuciju intenziteta. U tradicionalnoj teleterapiji ovaj efekat je nepoželjan jer se teži postizanju što ravnomjernije distribucije fotonske fluencije. U tom cilju, na putanju fotonskog snopa neophodno je postaviti homogenizacioni (fletening) filter. Homogenizacioni filtri za svaku terapijsku energiju fotonskog snop i rasejne folije za elektronske snopove se nalaze na vrtešci (karuselu ili rotirajućem točku), slika 3.2.6.3.



Slika 3.2.6.3. Karusel sa filterima; linak Varian 2100C.

Planparalelna jonizaciona komora, slika 3.2.6.4, se nalazi na putanji formiranog snopa, slika 3.2.6.5, i služi za kvantifikaciju doze. Zbog mjera predostrožnosti obično se koriste dvije jonizacione komore. Svaka od njih čini poseban sistem, tako da u slučaju kvara jedne, druga komora obavlja svoju funkciju. Komore su obično zatvorene unutar zajedničkog kućišta kako bi se osiguralo da odziv komore bude nezavisan od ambijentale temperature i pritiska. Pored toga, zahtjeva se da komore imaju minimalan uticaj na zračne snopove. Količina naelektrisanja koja se sakupi u komori tokom određenog ozračivanja proporcionalna je dozi i izražava se u monitorskim jedinicama (MU). Monitorska jedinica odgovara dozi od 1 cGy koja se dostavi vodenom fantomu na dubini maksimuma doze na centralnoj osi snopa za polje dimenzija 10 × 10 cm², na SSD rastojanju od 100 cm. Vrijednost monitorske jedinice se određuje prilikom kalibracije akceleratora za određen modalitet i energiju. Kada komora izmjeri odgovarajući broj MU, šalje se signal u sistem za nadzor i kontrolu te se uređaj gasi i sljedeće zračenje nije moguće ukoliko se komore ne resetuju na 0 MU [22][26][29].



Slika 3.2.6.4. Jonizaciona komora koja se koristi u glavi akceleratora Varian Clinac iX.

Sekundarni kolimator, slika 3.2.6.5, čine dva para međusobno normalnih dijafragmi (čeljusti, eng.jaws) koje su asimetrične i međusobno nezavisne, što omogućava da se dobije polje pravougaonog oblika. Dijafragme je moguće rotirati oko vertikalne ose, a ivice dijafragmi prate divergenciju snopa. Zbog konačnih dimenzija izvora zračenja (mete), na ivicama dijafragmi dolazi do pojave polusjenke što za posljedicu ima da ivice polja nisu savršeno oštre.



Slika 3.2.6.5. Akceleratorska glava sa izdvojenim prikazom jonizacione komore, sekundarnog kolimatora i MLC [30].

3.3. Izodozna raspodjela

Zračni snop fotonskog zračenja usmjeren na medijum koji se zrači obuhvata određenu zapreminu u kojoj se apsorbovana doza zračenja mijenja iz tačke u tačku. Zapremina obuhvaćena zračnim poljem naziva se zračni volumen. Potpuno poznavanje rasporeda dubinskih doza po centralnoj osi snopa zračenja i u ravnima normalnim na centralnu osu snopa, neophodno je za planiranje zračenja u radioterapiji. Linije (površine) koje spajaju tačke u zračnom volumenu sa istim dubinskim dozama nazivaju se izodozne linije (izodozne površine). Raspored izodoznih linija naziva se izodozna distribucija [31].

Familije izodoznih linija za različita polja, pri istoj FKD za određenu energiju i vrstu zračenja, nazivaju se izodozne karte. Na slici 3.3.1. prikazane su izodozne distribucije za X-zračenje različitih energija. Primjećuje se da dubina određene izodozne linije raste sa povećanjem energija snopa. Takođe, oblik izodoznih linija se mijenja sa porastom energije snopa. Snop ⁶⁰C_o, koji ima veći izvor zračenja, ima mnogo veću polusjenku nego megavoltažni X-snop [32].



Slika 3.3.1. Poređenje izodoznih distribucija za fotonske snopove različitih energija. Lijevi set izodoznih linija odgovara ortovoltažnom snopu energije 200 kV (veličina zračnog polja je 5 cm × 7 cm, SSD 50 cm i HVL 1.5 mm bakra), srednji set γ -zračenju 60 C₀ (srednja energija γ -zračenja 1.25 MV, veličina polja je 6 cm × 6 cm, SSD 80 cm) a desni supervoltažnom X-zračenju energije oko 25 MeV (veličina polja je 6 cm × 6 cm i SSD 100 cm) [31][32].

3.4. Modifikacije zračnog snopa

Usljed nepravilnosti konture pacijenta, na nivou ulaska zračnog polja, dolazi do deformacija izodoznih linija. Problem deformacija izodoznih linija se može eliminisati dodavanjem materijala određene gustine i vještačkim izravnavanjem ulaza polja. Za tu svrhu koriste se: bolus, mulaža, kompenzacioni i klinasti filtri.

3.4.1. Bolusi

Bolusi i mulaže se prave od materijala jedinične gustine (tkivu ekvivalentnog materijala) i postavljaju se direktno na kožu pacijenta. Prema tome, mogu se navesti sljedeći primjeri: pamuk natopljen u vodi; parafinski vosak; parafinska gaza; mješavina voska, polietirena i magnezijum oksida; Temex guma; kuglice od šećera i magnezijum karbonara (Lincolnshire bolus), mješavina rižinog brašna i sode bikarbone (Spiers Bolus); Perspex ploče; komercijalni bolusi (Superflab, Supestuff, Bolx Sheets) i drugi.

Na slici 3.4.1.1. je prikazan Superflab bolus koji se pravi od gela sintetičkih ulja.



Slika 3.4.1.1. Superflab bolusi različitih debljina.

Odlikuju ga izuzetna prilagodljivost spoljašnjoj konturi pacijenta, mogućnost rezanja, dostupnost u različitim veličinama i debljinama. Primjena bolusa kod zračenja fotonima visokih energija (iznad 1 MeV) "izvlači" na kožu pacijenta veću dozu i time doprinosi većem ozračivanju

kože, slika 3.4.1.2. Kod nižih energija zračenja (nižih od 600 keV), upotrebom bolusa se smanjuje doza na kožu [31].



Slika 3.4.1.2. Upotreba bolusa debljine 5 mm kod zračenja dojke (hemitoraksa). Bez bolusa (lijevo) i sa bolusom (desno). Dozna distribucija je prikazana izodoznim linijama.

3.4.2. Kompenzacioni filtri

Kompenzacioni filtri predstavljaju umanjene odlivke tkiva koji nedostaju. Debljina kompenzacionog filtra zavisi od gustine materijala od kojeg se prave. Ako materijal ima jediničnu gustinu, debljina filtra je jednaka debljini nedostatka tkiva. Kod megavoltažnog zračenja postavljaju se na nosač blokova (eng. shadow tray), tako da se nalaze na određenom rastojanju od kože pacijenta. U sloju vazduha između filtra i kože pacijenta se apsorbuju niskoenergetski Komptonovi elektroni čime se održava položaj maksimalne doze zračenja i pošteda kože pacijenta [31].



Slika 3.4.2.1. Kompenzacioni filtar napravljen od aluminijuma, koji se koristio kad dodatak za polje kod IMRT tehnike zračenja.

3.4.3. Klinasti filtri

Klinasti filtri (eng. wedge filters) su filtri koji se koriste za homogenizaciju izodozne raspodjele na nivou mete. U sistemu za planiranje i na izodoznim distrubucijama označavaju se pravouglim trouglom, a smjer klina pokazuje njegov tanji kraj. Postoje fizički i nefizički (virtuelni, kod Siemensa i dinamički, kod Variana) klinasti filtri (klinovi). Fizički filtri se prave od teških materijala, najčešće željeza i olova, u vidu klinova različitog oblika [29]. Njima se postiže nagib na profilu snopa, slika 3.4.3.1.



Slika 3.4.3.1.

a) profili snopa za polja raznih dimenzija sa klinastim filtrom od 15°, za energiju 6X, na dubini maksimuma.
b) profili snopa za polja raznih dimenzija sa klinastim filtrom od 60°, za energiju 6X, na dubini maksimuma.

Izgled fizičkog filtra koji se primjenjuje na linacima Varian Clinac iX, dat je na slici 3.4.3.2. Klinovi mogu biti različitih uglova: 15°,30°,45° i 60°. Ugao klinastog filtra je ugao koji grade tangenta na klinom modifikovanu 50% izodozu i normala na CAX snopa zračenja.



Slika 3.4.3.2. Bočna i čeona slika klinastog filtra za određeni ugao.

Klinasti filtri od 15°,30°,45° se mogu primijeniti na polje čija dimenzija ne prelazi 20 cm (u pravcu klina) sa 40 cm, a filtar od 60° na polje čija dimenzija nije preko 15 cm × 40 cm. Moguće su četiri orijentacije fizičkog klina: levo, desno, unutra i spolja.

Dinamičkim klinastim filtrom se postiže isti efekat kao i sa fizičkim. Kod dinamičkog filtra se koristi kombinacija brzina kretanja dijafragme i brzine doze u zavisnosti od izbora energije, veličine polja i ugla klina. Mogu biti sljedećih uglova: 10°,15°,20°,25°,30°,45° i 60°. Definicija dinamičkog klina data je u izvještajima IEC 796 i ICRU 24 [29], [33].

3.5. Modifikacije zračnog polja

Najveće ograničenje na efikasnost radioterapiskog tretmana nekom od postojećih tehnika zračenja predstavljaju neželjene komplikacije koje mogu nastati ozračivanjem zdravog tkiva. Jedan od glavnih izazova radioterapije predstavlja zaštita vitalnih organa u oblasti kroz koju zračenje prolazi.

Pošto se atenuacija zračenja ispoljava kao eksponencijalna funkcija, potpuna zaštita nije moguća.

Izbor zaštite zavisi od vrste zračenja, a debljina zaštitnog bloka zavisi od energije zračenja. Pošto se sa kvadratnim i pravougaonim poljima nije mogla postići visoko konformalna doza oko PTV, izrađivala su se modifikovana polja. Za modofikaciju polja se koriste blokovi, koji su se najviše pravili od olova i Wood-ovog metala. Prihvatljivim za upotrebu se uzima debljina materijala koji redukuje transmisiju upadnog snopa na 5% njegove početne vrijednosti. Karakteristična veličina pomoću koje se izražava zavisnost debline materijala i atenuacije snopa naziva se poludebljina slabljenja snopa (HVL). HVL se definiše kao debljina materijala koja će redukovati intenzitet primarnog snopa za 50%. Praktično, debljina olova od oko 4.3 HVL rezultira u transmisiji primarnog snopa na 5% ili manje, što se može izračunati na osnovu sljedeće formule:

$$\frac{1}{2^n} = 0.05,$$
 (3.5.1)

gdje je n broj HVL.

Blokovi su podijeljeni na pozitivne i negativne u zavisnosti od toga da li se štiti centralni ili rubni dio polja, slika 3.5.1. Ivice blokova su pravljene tako da prate divergenciju snopa.



Slika 3.5.1. Blokovi od Wood-ovog matala. Pozitivni blok (A) koji se koristio za zaštitu pluća i negativni blok (B) koji se koristio za zaštitu prilikom zračenja glave i vrata [34].

Kod kV zračenja, zbog niske prodorne moći snopa, zaštita se postiže postavljanjem tankih olovnih ploča direktno na kožu pacijenta. Kod MV zračenja se koriste deblji blokovi koje se postavljaju na nosač blokova [35] [36].

Wood-ov ili Lipowitz-ov metal (komercijalni nazivi: Cerrobend, Bend alloy, Pewtalloy, MCP 158) je eutektička legura koja se sastoji od oko 50% bizmuta, 25% olova, 12.5% kalaja i 12.5% kadmijuma. Ovaj materijal se koristio zbog velike gustine (oko 9.4 g/cm³ na 20 °C) i niske tačke topljenja (oko 70 °C). Karakteristike bloka napravljenog od olova i Wood-ovog metala su prikazane u tabeli 3.5.1.

Osobina	Olovni blok	Cerobend
Gustina	11.3 g/cm ³	9.4 g/cm ³
Tačka topljenja	327 °C	70 °C
Debljina (4 MV)	6 cm	7.5 cm
Prednost	Lako oblikovanje	Na sobnoj temperaturi čvršći od olova
Nedostatak	-	Otrovne pare

Tabela 3.5.1. Osobine olovnog bloka i bloka od cerobend legure [36].

Vremenom je ustanovljena opasnost od udisanja otrovnih para prilikom topljenja cerobenda i stiropora, a i sama težina blokova koja je iznosila čak i preko 25 kg je predstavljala rizik i za radioterapeuta i za pacijenta. Ručno pozicioniranje takvih blokova tražilo je veliki utoršak vremena i reproducibilost u tačnosti i preciznosti postavke pri svakom tretmanu. Prema tome, kao nedostatak korišćenja blokova možemo navesti sljedeće: potrebno je dosta vremena za izradu, teško i nezgrapno za korišćenje, povećava se vrijeme tretmana, u toku pravljenja bloka dolazi do pojave otrovnih para pa je potreban sistem za ventilaciju, povećava se vrijeme za namještanje i pripremu pacijenta za zračenje.

Poseban vid modifikacije zračnih polja predstavlja i upotreba MLC [31].

4. VIŠELAMELARNI KOLIMATOR - MLC

MLC predstavlja dodatak osnovnog kolimatorskog sistema linaka. Izumio ga je Takahaski, 1960. godine u Japanu [37]. Sastoji od parova paralelno postavljenih, užljebljenih lifova (listova, lamela ili pločica) koji se kompjuterski pozicioniraju pomoću step motora. Sekvenca pomjeranja lifova jednog terapijskog polja se nalazi u datoteci koja se po potrebi može mijenjati. Pronalazak MLC predstavlja veoma važno otkriće, a njegovom primjenom izbacuju se iz upotrebe standardni zaštitni blokovi i razvijaju nove tehnike zračenja (IMRT i VMAT). Sa novim tehnikama zračenja moguće je formirati veoma složena polja. Na slici 4.1. su dati portreti poznatih ličnosti, napravljeni IMRT tehnikom zračenja.



Slika 4.1. Portreti poznatih ličnosti dobijeni IMRT tehnikom zračenja. Dinamička polja se sastoje od oko 400 segmenata. Na slikama, dobijenih u programu MLC Shaper su: Mark McGwire, Mona Lisa, Sean Connery i Benjamin Franklin.

Konformalna radioterapija sa IMRT i VMAT tehnikama zračenja omogućava efikasno povećavanje doza zračenja na kancer, uz adekvatnu poštedu zdravog tkiva.

4.1. Materijal za izradu lifova

Za izradu lifa izabrana je legura volframa. Karakteristike ove legure su velika gustina, nizak koeficijent termalnog širenja i laka obrada. Gustina čistog volframa iznosi 19.3 g/cm³, a gustina legure sa različitim dodacima nikla, željeza i bakra iznosi od 17.0-18.5 g/cm³. Čisti volfram je čvrst ali veoma lomljiv materijal pa se obradljivost volframove legure poboljšava smanjivanjem njegovog sadržaja u leguri. U tabeli 4.1.1. su navedene neke od uobičajenih osobina volframove legure za različite gustine [38].

Gustina (g/cm ³)	17	17.5	18	18.5
Udio volframa	90.5%	93.0%	95.0%	97.0%
Udio nikla [*]	06.5 (7.0)%	05.0 (4.2)%	03.4%	01.6%
Udio željeza [*]	03.0 (0.0)%	02.0 (0.3)%	01.6%	00.8%
Udio bakra [*]	00.0 (2.5)%	00.0 (2.5)%	00.0%	00.6%
⁶⁰ Co HVL (mm)	09.7	09.3	08.9	08.5
Koeficijent	C 1 × 10-6			F 2 × 10-6
termalog širenja [†]	0.1 × 10 °		5.5 X 10	5.2 × 10

Tabela 4.1.1. Osobine volframovih legura.

*Ovo su vrijednosti koje koristi jedan proizvođač, a vrijednosti koje koriste ostali proizvođači su bliske i ne razlikuju se preko 0.5%. Vrijednosti u zagradi daju alternativnu smjesu iste gustine. ⁺Koeficijent termalnog širenja je dat za jedan temperaturni opseg, sa napomenom da koeficijent ima veće vrijednosti za veći temperaturni opseg.

Na slici 5.5.1. je prikazan način užljebljenja lifova kod različitih proizvođača MLC.



Slika 4.1.1. Poprečni presjek lifova pokazuje na koji način su oni užljebljeni [39].

4.2. Opis lifa



Šematski prikaz jednog proizvoljnog lifa prikazan je na slici 4.2.1.



Pod širinom lifa se podrazumijeva dimenzija lifa koja se mjeri okomito u odnosu na pravac prostiranja primarnog zračenja i pravac kretanja lifa. Dužina lifa se odnosi na dimenziju lifa koja se mjeri paralelno sa pravcem njegovog kretanja. Kraj lifa je onaj dio dužine lifa koji prvi ulazi u zračno polje. Površine lifova koje su u kontaktu sa susjednim lifovima nazivaju se strane lifova. Na stranama jednog lifa možemo razlikovati pero i utor (eng. tongue and groove), koji služe za užljebljenje lifova i sprječavanje curenja zračenja [29]. Visina lifa se odnosi na dimenziju lifa koja se mjeri u pravcu širenja primarnog snopa zračenja, tako da je vrh lifa bliži meti a dno lifa bliže izocentru linaka. Visina lifa određuje njegove atenuacione karakteristike. Pod transmisijom lifa se podrazumijeva odnos upadnog i izlaznog intenziteta doze zračenja kroz ukupnu visinu lifa. Pod transmisijom ili curenjem između lifova se podrazumijeva dio doze zračenja koji prođe između lifova. Dio doze koji se detektuje nakon što zračenje prođe između krajeva naspramnih zatvorenih lifova označava se kao transmisija krajeva lifova [38].

Na slici 4.2.2. je prikazan pojedinačni lif, a na slici 4.2.3. kompletan MLC sklop.



© Varian Medical Systems 120 Millennium MLC 120 Leaf





Slika 4.2.3. Kompletan sklop MLC [upstate.edu].

4.3. Oblik kraja lifa i polusjenka

Pomični sekundarni kolimatorski sistemi su neko vrijeme bili dizajnirani tako da prate divergenciju polja promjenljive veličine. Ovakvi kolimatori se nazivaju fokusirajući. Korišteni su različiti pristupi, a jedan od njih je da se kolimator kreće po kružnici sa centrom rotacije u meti tako da je kraj kolimatora uvijek tangenta na kružnicu. Za razliku od dijafragmi, kod MLC ovakav pristup nije moguć. Zbog toga se prešlo na jednostavnije pristupe sa ograničenjem kretanja na jednu ravan i oblikovanjem kraja lifova tako da se dobije prihvatljiva polusjenka. Ideja o oblikovanju krajeva lifova kako bi se smanjila širina polusjenke iznijeta je još davne 1983. godine (Maleki i Kijewski). Iznošeni su različiti prijedlozi i usvajani patenti o tome kako treba da bude oblikovan kraj lifa. Siemens je dizajnirao lifove čiji krajevi nisu zaobljeni i prate divergenciju snopa, te prema tome oni imaju dupli fokus. Nasuprot, Varian i Elektra su napravili lifove sa zaobljenim krajem koji se kreću pravolinijski, ne prate divergenciju polja i imaju jedan fokus [38].

Ako su lifovi fokusirajući, možemo ih podijeliti na lifove čiji krajevi imaju jedan ili dva fokusa. Lifovi MLC kod Variana i Elekte su dizajnirano tako da kraj lifa ima jedan fokus, a krajevi lifova kod Siemensa imaju dva fokusa, slika 4.3.1.



Slika 4.3.1. Sistem lifova sa jednim i dva fokusa [18].
Polusjenka na krajevima lifova je bitan dozimetrijski parametar koji se mora uzeti u obzir prilikom dizajna lifa. Ona je direktna posljedica konačnih dimenzija izvora zračenja, koje su fiksan parametar. Ono na šta možemo da utičemo je da kolimacioni sistem modeliramo tako da je širina polusjenke minimalna za neku konfiguraciju. Najlakši način da se smanji polusjenka na kraju lifova jeste da se MLC postavi što bliže izocentru. U tom slučaju lifovi bi morali biti većih dimenzija, što direktno utiče na karakteristike čitavog MLC koji tada ne bi bio pogodan za upotrebu. Prilikom kretanja lifova u zračnom snopu, poželjno je da polusjenka na njihovim krajevima ima konstantnu vrijednost. To je postignuto kod lifova sa jednim fokusom, odnosno zakrivljenim krajem. Optimalni poluprečnik krivine kraja lifa definisan je prethodnim zahtjevom i zahtjevom da intenzitet zračenja koje dolazi na kraj lifa opadne na određenu vrijednost, npr. sa 80% na 20%, dajući minimalnu polusjenku [41] [Khan, 1994; Sun and Zhu, 1995].

Atenuacija u lifu se dešava po Lambert-Beerovom zakonu

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d}, \tag{4.3.1}$$

gdje je d-debljina lifa kroz koju prolazi zračenje, μ-koeficijent atenuacije, I₀-početni inzenzitet zračenja nakon prolaska kroz lif.



Slika 4.3.2. Grafički prikaz lifa koji se nalazi na ivicama polja. Na kraju lijevog lifa se stvara efekat geometrijske polusjenke, a na kraju desnog lifa efekat transmisione polusjenke [41].

Da bi smo izračunali poluprečnik zakrivljenosti kraja lifa potrebno je da znamo sljedeće veličine, slika 4.3.2.: debljinu lifa (lt), maksimalnu veličinu polja (FS), rastojanje od izvora do centra lifa (c), rastojanje od izvora do izocentra (F), koeficijent atenuacije (μ), širinu izvora (s), poluprečnik zakrivljenosti kraja lifa (R) i poziciju lifa projektovanu na izocentar (lp). Širina lifa ne utiče direktno na polusjenku, pa se neće uzeti u obzir.

Na osnovu navedenih zahtijeva i slike 4.3.2, poluprečnik zakrivljenosti kraja lifa se računa na pomoću sljedeće formule [41] :

$$R = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\frac{\ln(0.2)^2}{\mu^2}} + \frac{4 \cdot \ln(0.2)^2 \cdot F^2}{\mu^2 \cdot FS^2} + \frac{4 \cdot \ln(0.2) \cdot F^2 \sqrt{\frac{4 \cdot F^2 + FS^2}{F^2}} \cdot lt}{\mu \cdot FS^2} + lt^2 + \frac{4 \cdot F^2 \cdot lt^2}{FS^2}.$$
 (4.3.2)

Geometrijska polusjenka se defineše na osnovu sljedeće formule [Khan, 1994]:

$$P_g = \frac{s \cdot (F-c)}{c},\tag{4.3.3}$$

gdje je s-širina izvora, c-rastojanje od izvora do centra lifa i F- rastojanje od izvora do izocentra. Prema zahtjevu da intenzitet zračenja koje dolazi na kraj lifa opadne sa 80% na 20%, dajući minimalnu polusjenku, i uzimajući optimalni poluprečnika zakrivljenosti kraja lifa, možemo izvesti izraz za širinu geometrijske polusjenke, slika 4.3.2:

$$P_{g(80-20\%)} = \frac{0.6 \cdot s \cdot \left(F - c - R \cdot sin\left(arctg\left(\frac{lp}{F}\right)\right)\right)}{c + R \cdot sin\left(arctg\left(\frac{lp}{F}\right)\right)}.$$
(4.3.4)

Veličine koje konfigurišu u ovoj formuli su prethodno navedene.

Problem transmisione polusjenke se javlja kada zračenje prolazi kroz dio kraja lifa. Širina transmisione polusjenke zavisi od položaja lifa u zračnom polju, a zbog opširnosti formula za njeno računanje će biti izostavljena.

4.4. Transmisija kroz lif

Dizajn lifova, te način njihovog uklapanja predstavlja veliki izazov za proizvođača i određen je između ostalih i sa dva specifična zahtjeva. Prvi zahtjev je da lifovi, pošto se fokusiraju ortogonalno na pravac svog kretanja, prate divergenciju polja, slika 4.4.1.





Drugi zahtjev je da lifovi budu međusobno užljebljeni kako bi se smanjilo curenje između lifova.

Dizajn i dizimetrijske karakteristike lifova su opisani u radovima: Galvin et al (1993), Jordan and Williams (1994), Ihnen et al (1995), Huq et al (1995,2002), Das et al (1998), [42] i drugim.

Kada je MLC zamjena za gornje ili donje dijafragme sekundarnog kolimatora, onda važe isti zahtjevi za vrijednost transmisije kao i prije zamjene (0.5% za gornje i <1% za donje). Ako je MLC dodat kao tercijarni kolimator, zahtjevi su nešto drugačiji. Kada se podesive fotonske dijafragme kolimatora koriste za formiranje ukupne veličine polja potrebno je da lifovi MLC atenuiraju primarni snop u istoj vrijednosti kao i prilagođeni blokovi, tj.<5% ili između 4-5 HVL. Kako bi se ispunio ovaj kriterijum treba voditi računa o vrijednostima transmisije kroz i između lifova, s tim da transmisija kroz lifove treba da bude niža nego između lifova. To se postiže sa volframovom legurom debljine 5 cm, od koje su lifovi napravljeni. Ako želimo da smanjimo transmisiju to bi zahtjevalo veću debljinu tako da se prilikom dizajniranja tercijarnog MLC mora uzeti u obzir optimalan odnos atenuacije, tj. dimenzija lifova, veličine same tretmanske glave i prostora između glave i tretmanskog stola [38]. U tabeli 4.4.1 su navedene karakteristične vrijednosti transmisije i polusjenke za Millenium 120 MLC.

Tabela 4.4.1. Vrijednosti transmisije i polusjenke za Millenium 120 MLC [23].

Veličina	Opseg
Transmisija na mjestu gdje kolimator podržava lifove	Manje od 0.5%
Transmisija lifa (usrednjena po svim lifovima)	Obično 2%, maksimum 3%
Maksimum transmisije (curenje) između lifova	Obično 2-3%, maksimum 4%
Polusjenka kraja lifa naspram kolimatora (polje 10 x 10 cm)	Manje od 2 mm

Transmisione osobine Varian-ovog MLC su ispitivane na energijama 6 MV (1.5%-2.0%), 15 MV (2%) i 18 MV (1.5%-2.5%) uz korišćenje radiografskog filma. Transmisija između lifova čini dodatnih 0.25% do 0.75%, a utvrdilo se da šaraf u lifu, utiče da maksimum transmisije dostigne 3%. Ove vrijednosti su manje nego kod zaštitnih blokova od Wood-ove mase (3.5%), a veće nego kod dijafragmi (<1%). Transmisija na krajevima zatvorenih lifova dostiže 28%, duž centralne ose, za fotonsko zračenje energije 18 MV [38]. Vrijednosti transmisije tri tipa MLC, u zavisnosti od proizvođača, prikazane su u tabeli 4.4.2.

Proizvođač	Transmisija kroz lif Transimisija izmeć	
MLC		lifova
ELEKTA	1.8% (6 MV)	4.1% (6MV)
	2% (20 MV)	4.3%(20MV)
SIEMENS	1.0% (6 MV)	-
	1.1% (20 MV)	-
VARIAN	1.5-2.0% (6 MV)	+0.25-0.75%
	2.0% (15 MV)	+0.25-0.75%
	1.5-2.5%(18 MV)	+0.25-0.75%

Tabela 4.4.2. Vrijednosti transmisije za Elektin, Siemensov i Varianov MLC [43].

4.5. Kategorizacija MLC

Kategorizacija MLC se može napraviti zavisno od toga da li MLC predstavlja potpunu ili djelimičnu zamjenu za gornje ili donje dijafragme ili predstavlja dodatni tercijarni kolimator [43].

Kod linaka koje proizvodi Varian, MLC je postavljen između sekundarnog kolimatora i nosača aplikatora, slika 4.5.1.





Slika 4.5.1. 3D (slika lijevo) i šematski (slika desno) prikaz fotonskog kolimacionog sistema sa gornjim i donjim dijafragmama i tercijarnim MLC kolimatorom (Varian). Dijafragma Y1 je namjerno izostavljena sa šematkog prikaza zbog bolje preglednosti [38].

Na slici 4.5.2. je šematski prikaz Philips-ovog MLC. Zamjenom gornjih dijafragmi sa MLC dobija se konfiguracija koja je trenutno zastupljenja kod Elekte (bivši Philips). Philips je dizajnirao MLC tako da se lifovi kreću duž Y-pravca (paralelno sa osom rotacije gentrija). Ispod lifova, a iznad donjih dijafragmi, nalazi se dodatni ili pomoćni (back-up) kolimator koji povećava atenuaciju lifova. Osnovna prednost ove konfiguracije je smanjenje opsega kretanja lifova prilikom oblikovanja polja, a to znači i da je dužina lifova kraća a samim tim se dobija i kompaktniji prečnik glave linaka. Ovakav sistem sposoban je da proizvede statička i dinamička polja. Nedostatak ove konfiguracije, zbog velike udaljenosti MLC od izocentra linaka, je to što širina

lifa mora biti manja pa samim tim i tolerancije dimenzija i kretanja su strožije nego kod ostalih konfiguracija.



Slika 4.5.2. 3D (slika lijevo) i šematski (slika desno) prikaz fotonskog kolimacionog sistema kod Elekte (Philipsa) [23].

Na slici 4.5.3. je šematski prikaz jedne konfiguracije kolimacionog sistema koji su koristili Scanditronix Racetrack Microtron, Siemens i General Electric (GE). Kod ove konfiguracije, MLC je bio zamjena za donje dijafragme. I kod Scanditronix-a i kod Simensa lifovi su dizajnirani sa ravnim krajevima, a kod GE sa zaobljenim lifovima [38][43][44][45].



Slika 4.5.3. Konfiguracija kolimacionog sistema kod Siemensa; 3D (lijevo) i šematski (desno) prikaz [44].

4.6. Karakteristike MLC

Maksimalno kretanje lifa ima različite vrijednosti. Kod Siemensa, iznosi 30 cm (20 cm do centralne ose i dodatnih 10 cm preko centra zračnog polja). Kod Elekte iznosi 32.5 cm (12.5 cm preko centra zračnog polja), a kod Variana 14.5 cm [38][44][45].

U tabeli 4.6.1. je navedeno nekoliko modela koji su proizvedeni od strane Variana.

	Standard 52	Standard 80	Millennium 52	Millenium 80	Millenium 120
Broj lifova	52	80	52	80	120
Maksimalno uvlačenje	20.1	20.1	20.1	20.1	20.1
lifova					
Maksimalno izvlačenje	-16.0	-16.0	-20.1	-20.1	-20.1
lifova					
Maksimalan razmak	14.5	14.5	15.0	15.0	15.0
između lifova jednog					
seta (leaf span)					
Širina lifa (projekcija na	Svi parovi: 1.0	Parovi 1 & 40: 1.5	Svi parovi: 1.0	Parovi 1 & 40: 1.4	Parovi 1 & 40: 1.4
izocentar pri SSD 100 cm)		Svi ostali: 1.0		Svi ostali: 1.0	Parovi 2-10 & 31-39: 1.0
					Svi ostali: 0.5
Rastojanje od izvora do	53.6	53.6	53.6	53.8	53.8
donje ivice lifa					
Rastojanje od izvora do	65.4	65.4	65.4	65.4	65.4
nosača bloka					
Maksimalna visina bloka	7.6	7.6	7.6	7.6	7.6
Maksimalno polje koje se	26 x 40	40 x 40	26 x 40	40 x 40	40 x 40
može oblikovati lifovima					

Tabela 4.6.1. Neke od karakteristika različitih modela Varianovih MLC [23].

*sve vrijednosti u tabeli, osim broja lifova, su date u centimetrima [cm]. "Leaf span" je maksimalno rastojanje između uvučenog i izvučenog lifa jednog seta, mjereći od njihovih vrhova. To predstavlja ograničenje na veličinu polja koje se može formirati bez repozicioniranja nosača lifova.

Karakteristike Varianovog Millenium MLC 120, na kojem je primjenjena procedura osiguranja i kontrole kvaliteta opisana u ovom master radu, su navedene u tabeli 4.6.2.

Tabela 4.6.2. Detaljne karakteristike Millenium MLC 120 [46].

Performance	Karakteristike
Tačnost pozicioniranja kraja lifa relativno u odnosu na osu kolimatora	±1mm
Reproducibilnost pozicioniranja kraja lifa u odnosu na osu kolimatora	± 0.5 mm
Opis	
Broj lifova	120
Širina centralnog lifa u polju visoke rezolucije (centralnih 20 cm, sa	5 mm
projekcijom lifa na izocentar)	
Širina perifernih lifova (izvan centralnih 20 cm, sa projekcijom širine lifa	10 mm
na izocentar)	
Maksimalna veličina statičkog polja bez MLC	40 cm x 40 cm
Maksimalna veličina statičkog polja sa MLC	30 cm x 40 cm
Maksimalna veličina polja kod IMRT	34 cm x 40 cm
Pozicija maksimalnog uvlačenja lifa	20.1 cm od centralne linije
Pozicija maksimalnog izvlačenja lifa	-20.1 cm preko centralne linije
Maksimalno pomjeranje između susjednih krajeva lifova u jednoj poziciji	15 cm
nosača	
Prosječna transmisija lifa	< 2.5 %
Maksimalno curenje između lifova	< 3.0 %
Maksimalno curenje zatvorenog kolimacionog sistema čeljusti i MLC, za	< 0.02%
sve energije	
Proizvod srednjeg curenja i površine po Gy	< 0.15 mGy/m ²
Maksimalna brzina nosača	1.2 cm/s
Maksimalna brzina lifa	2.5 cm/s
Relativna tačnost lifa, pri spojenim krajevima lifova	0.25 mm
Minimalan gep kod statičkih lifova, pri spojenim krajevima lifova	0.0 mm
Minimalan gep kod dinamičkih lifova, pri spojenim krajevima lifova	0.5 mm
Polusjenka zbog kraja lifa na Dmax	< 4.0 mm
Interdigitacija	Da
Nezavisnost kretanja lifa od nosača	Da



Na slici 4.6.1. je dat grafički prikaz jedne banke MLC Millenium 120, sa numerisanim lifovima.

Slika 4.5.1. Grafički prikaz jedne banke MLC Millenium 120.

Prema poziciji lifova unutar banke, možemo napraviti podjelu na periferne i centralne lifove. Dimenzije lifova zavise od njihovog položaja i navedene su u tabeli 4.6.3. Dno i vrh centralnih lifova imaju različite vrijednosti širine, i veoma bliske vrijednosti visine.

Položaj lifova	Broj lifa	Širina [mm]	Dužina [mm]	Visina [mm]
Krajnji periferni (full leaf, outboard)	1,40	7.447	205	66.57
Periferni (leaf full)	2-10, 31-39	5.327	205	66.57
Centralni (vrh prema izocentru) (leaf half,	11-30	3.059	205	64.95
isocenter)				
Centralni (vrh prema meti) (leaf half,	11-30	2.725	205	64.96
target)				

Tabela 4.6.3.	Dimenzije	lifova	kod	MLC	Millenium	120.
---------------	-----------	--------	-----	-----	-----------	------

5. MJERENJE TRANSMISIJE KROZ LIFOVE I CURENJA IZMEĐU LIFOVA POMOĆU EPIDA

Mjerenja su izvršena za MLC Millenium 120, na EPID aS1000, pri fotonskoj energiji od 6 MV.

Za potrebe mjerenja napravljen je plan sa dva polja, identičnih dimenzija. Prvo polje je otvoreno polje formirano samo pomoću sekundarnih dijafragmi, dok su lifovi izvan polja. Drugo polje je zatvoreno polje u kojem se krajevi lifova obje banke spajaju na centru polja. Oba polja imaju jednak broj monitorskih jedinica, u ovom slučaju 352 MU.

EPID je ozračen u dva akta, sa otvorenim pa sa zatvorenim poljem. Time se dobijaju odgovarajuće dozne slike, slika 5.1. i slika 5.2.



Slika 5.1. Slika profila otvorenog polja.



Slika 5.2. Slika profila zatvorenog polja.

Na doznoj slici otvorenog polja, slika 5.1, analizirani su horizontalni i vertikalni profili polja koji pokazuju uniformnu distribuciju doze unutar polja, što se ogleda u ravnom platou krive (ravnoći i simetriji) oba profila. Za za regiju od interesa (ROI) unutar dozne slike polja, očitana je srednja vrijednost CU (T₀=3.98 CU). Ova vrijednost CU, prema formuli 4.3.1, odgovara veličini I₀.

Na doznoj slici zatvorenog polja, slika 5.2, analiziran je horizontalni i vertikalni profil polja. Alatkama "Point Dose" i "Histogram" očitane su vrijednosti CU na sredini ($T_{1t} ... T_{nt}$) i između svakog lifa ($T_{1c} ... T_{nc}$). Izračunata je srednja vrijednost CU za oba slučaja (T_t =0.049±0.003 CU i T_c =0.075±0.012). Prema formuli 4.3.1, vrijednosti T_t i T_c možemo identifikovati sa veličinom I.

Transmisija kroz lifove je računata kao odnos Tti To i dobijen je sljedeći rezultat:

$$T_t = (1.22 \pm 0.08)\%.$$
 (5.1)

Curenje između lifova je računato kao odnos T_c i T₀ i dobijen je sljedeći rezultat:

$$T_c = (1.89 \pm 0.29)\%.$$
 (5.2)

Dobijeni rezultati se mogu porediti sa podacima datim u tabeli 4.3.2. i tabeli 4.6.2. Vrijednost dobijena za transmisiju kroz lif na energiji 6 MV je u sagasnosti sa vrijednostima u tabeli 4.6.2.

Kalkulacijom zatvorenog polja u TPS, na liniji gdje se spajaju krajevi lifova dobija se maksimum od 127.3%. Na slici 5.3.a i b, dat je grafički prikaz MLC sa spojenim krajevima lifova obje banke (zatvoreno polje) i uvećanom slikom tog spoja. Uočava se da između svaka četiri para spojenih lifova postoji sitan prorez koji je posljedica dizajna kraja lifova.



Slika 5.3. a i b. Grafički prikaz MLC sa spojenim krajevima lifova obje banke (zatvoreno polje). Slika profila za zatvoreno polje.

Na slici 5.1.b. prikazana je slika profila za zatvoreno polje, gdje je jasno uočljiv efekat curenja i transmisije na krajevima spojenih lifova. Alatkama "Point Dose" i "Histogram" očitane su vrijednosti CU na liniji spoja. Uzimajući u obzir oba efekta, srednja vrijednost CU duž linije iznosi T_{rk} =(1.30±0.37) CU. Na mjestima gdje su prorezi, srednja vrijednost CU iznosi T_r =(1.61±0.19) CU, a na kontaktnim površinama srednja vrijednost CU iznosi T_k =(1.07±0.23) CU.

Praveći odnose T_L , T_R i T_k sa T_0 dobija se sljedeće:

$$\frac{T_{rk}}{T_0} = 32.51 \pm 9.33 \tag{5.3}$$

$$\frac{T_r}{T_0}$$
 = 40.52±4.78 (5.4)

$$\frac{T_k}{T_0}$$
 = 26.85±5.80. (5.5)

Na osnovu formule 4.3.1 i srednjih vrijednosti CU za periferne i centralne lifove, za određenu energiju zračenja, moguće je izračunati visinu lifova ako je poznat koeficijent atenuacije materijala od kojeg je lif napravljen.

Ako uzmemo da koeficijent atenuacije, na 6 MV, za material lifa iznosi 0.692 cm⁻¹ [47] i da srednje vrijednosti CU za periferne i centralne lifove iznose respektivno 0.048 i 0.046 dobijamo da je visina centralnih lifova 63.84 mm a perifernih 64.46 mm, što je rezultat koji se može porediti sa podacima u tabeli 4.6.3.

6. OSIGURANJE I KONTROLA KVALITETA (QA i QC)

Osiguranje i kontrolu kvaliteta (QA – Quality Assurance, QC – Quality Control) čine programi sa skupom pravila i procedura koje se koriste u cilju kontrole parametara radioterapijskog sistema i njihovog održavanja unutar standardnih limita. Bez sprovođenja kontrole osiguranje kvaliteta ne bismo znali da li sistem ili pojedini dijelovi sistema rade ispravno i kao takvi ne smiju se primjenjivati u kliničkom radu sa pacijentima [48]. Zbog toga mnoge organizacije (npr. IAEA, AAPM, ACMP) predlažu uputstva za sprovođenje QA, a posebno taj problem je riješen i na državnom nivou usvajanjem zakona i pravilnika [49] koje moraju primjenjivati svi radioterapijski centri. Odabir preporuka za implementaciju QA programa je odluka individualnog radioterapijskog centra i legalna je sve dok ispunjava nacionalne ili međunarodne standarde. Preporuke koje daje AAPM [50] sadrže spisak testova koji se sprovođe na dnevnom, mjesečnom i godišnjem nivou. Procedura osiguranja kvaliteta rada MLC je jedna od procedura kontrole kvaliteta linaka. Ostale procedure su: QA OBI-CBCT i QA-EPID.

Prilikom kliničke implementacije MLC, zahtjeva se sprovođenje stroge kontrole osiguranja kvaliteta. Tokom jutarnjeg pokretanja linaka, prije početka zračenja pacijenata, kompjuterski i automatizovano se vrši kontrola, kalibracija pozicija lifova i brzine lifova. Svakodnevno se vrši verifikacija planova zračenja pacijenata - PSQA (Patient Specific Quality Assurance), a jednom sedmično Picket Fence test. Ostali MLC testovi se izvode jednom mjesečno ili prilikom neke intervencije na linaku [51].

6.1. Osiguranje i kontrola kvaliteta MLC. Rezultati mjerenja.

Procedura osiguranja kvaliteta MLC koja je opisana u ovom radu se odnosi na Varian-ove linake koji su opremljeni sa Millennium 120 MLC ili Millenium HD120 MLC. To su linaci C-serije, među kojima je i Varian Clinac iX, slika 6.1.1.



Slika 6.1.1. Linearni akcelerator Varian Clinac iX, sa EPID-om i OBI-om.

Na linaku je instaliran EPID aS1000, koji je kalibrisan hardverski i dozimetrijski (1cGy/1MU). EPID je montiran na preciznu robotičku ruku (Exact Robotic Arm) koja služi za njegovo pozicioniranje, slika 6.1.1.

Aktivna površina EPID aS1000 je 30×40 cm² sa rezolucijom od 768×1024 piksela. Veličina piksela je 0.39 mm × 0.39 mm. Glavni dijelovi imidžera su:

1. Bakarna ploča debljine 1 mm, ekvivalentna sloju vode visine 8 mm, koja služi za build-up i apsorpciju rasijanog zračenja. Između bakarne ploče i zaštitne obloge koja obuhvata imidžer, postoji prazan prostor od 3 mm.

2. Scintilacioni ekran na bazi fosfora, napravljen od terbijuma sa dodatkom gadolinijum oksisulfida (Gd₂O₂S:Tb) koji služi za konverziju upadnog zračenja u optičke fotone. Debljina scintilacionog ekrana je 0.34 mm.

3. Mreža piksela u kojoj svaki piksel predstavlja spoj fotodiode i TFT-a (Thin Film Transistor).

4. Elektronika za očitavanje i obradu dobijenih signala koji se koriste za formiranje dozne slike.

Procedura se sastoji od dva seta testova koje obezbjeđuje Varian medical systems [52],[53], [54],[55],[56],[57]. Prvim setom testova se provjerava ispravnost pozicije lifova MLC kod IMRT tehnike zračenja, a drugim setom testova se provjerava ispravnost MLC kod VMAT (RapidArc) tehnike zračenja. Analiza testova se vrši pomoću portalne dozimetrije (Portal Dosimetry).

RapidArc je oblik VMAT koji uključuje mogućnosti promjenjive brzine doze (dose rate), promjenljive brzine rotacije gentrija i promjenljive brzine DMLC. VMAT je novija tehnika zračenja kojom se može, u poređenju sa konvencionalnim tehnikama, postići visokokonformalna raspodjela doze sa poboljšanom pokrivenosti ciljlnog volumena, boljom poštedom zdravog okolnog tkiva i kraćim vremenom isporuke terapije. IMRT i RapidArc testovi su napravljeni sa ciljem provjere MLC i same isporuke zračenja u tri koraka.

Prvo, ispituje se tačnost i preciznost pozicije DMLC tokom rotacije gentrija. Drugo, provjerava se sposobnost kontrolisane promjene brzine doze (dose rate) i brzine rotacije gantrija. Treće, ispituje se upotreba kombinacije promjenljive brzine DMLC i brzine doze.

48

6.1.1. RapidArc MLC testovi

Test 1: Picket Fence Static. Picket Fence test za uglove gentrija: 0°, 90°, 180°, 270°.



Ovaj test se izvodi radi kasnijeg upoređivanja sa testovima u kojima gentri nije statičan.

Slika 6.1.1.1. Slika profila polja Picket Fence Static testa, kada je gentri rotiran na 270°.

Test se sastoji od polja veličine X=16 cm i Y=20 cm, sastavljenog od segmenata. Segmenti se prave tako da se parovi lifova obje banke nalaze na međusobnom rastojanju od 0.1 cm. Prvi segment polja se pravi postavljanjem lijeve banke MLC na poziciju +7.5 cm od CAX, a desne na poziciju -7.4 cm. Svaki naredni segment se pravi na isti način, s tim da banke MLC pomijeramo po 1.5 cm u +X smjeru tako da će na zadnjem segmentu lijeva banka biti na poziciji -7.5 cm od CAX a desna na poziciji +7.6 cm od CAX. Na EPID dobijemo sliku profila polja, slika 6.1.1.1. Prilikom analize u cilju ocjenjivanja ispravnosti kretanja lifova, analiziramo vertikalni i horizontalni profil polja. Centralne vertikalne linije polja (crne pruge) treba da se nalaze na međusobnom rastojanju od 1.50±0.10 cm i da budu prave linije približno istog intenziteta. Ukoliko je ovaj uslov ispunjen, MLC radi propisno.

Test 2: Picket Fence RA. Picket Fence test u toku rotacije gentrija od 179° do 187°.



Ovim testom se provjerava uticaj rotacije gentrija na tačnost i preciznost pozicije svakog lifa.

Slika 6.1.1.2. Slika profila polja Picket Fence RA testa.

Test se sastoji od polja dimenzija X=20 cm i Y=20 cm sastavljenog od segmenata. Segmenti se prave tako da se parovi lifova obje banke nalaze na međusobnom rastojanju od 0.1 cm. Prvi segment polja se pravi postavljanjem lijeve banke MLC na poziciju +7.5 cm od CAX, a desne na poziciju -7.4 cm. Svaki naredni segment se pravi na isti način, s tim da banke MLC pomijeramo po 1.5 cm u +X smjeru tako da će na zadnjem segmentu lijeva banka biti na poziciji -7.5 cm od CAX a desna na poziciji +7.6 cm od CAX. Na EPID dobijemo profil polja, slika 6.1.1.2. Prilikom analize u cilju ocjenjivanja ispravnosti kretanja lifova, analiziramo vertikalni i horizontalni profil slike. Centralne vertikalne linije polja (crne pruge) treba da budu prave, približno istog intenziteta, koje se nalaze na međusobnom rastojanju od 1.50±0.10 cm. Ukoliko je ovaj uslov ispunjen, MLC radi propisno.

Test 3: Picket Fence Error RA. Picket Fence test sa namjernom greškom u poziciji lifova tokom rotacije gentrija od 170° do 62°.

Pomoću ovog testa dokazujemo da je moguće detektovati submilimetarske greške u poziciji lifova.



Slika 6.1.1.3. Slika profila polja Picket Fence Error RA testa.

Test se sastoji od polja dimenzija X=20 cm i Y=20 cm sastavljenog od segmenata. Segmenti se prave tako da se parovi lifova obje banke nalaze na međusobnom rastojanju od 0.1 cm. Prvi segment polja se pravi postavljanjem lijeve banke MLC na poziciju +7.0 cm od CAX, a desne na poziciju -6.9 cm. Svaki naredni segment se pravi na isti način, s tim da banke MLC pomijeramo po 2.0 cm u +X smjeru tako da će na zadnjem segmentu lijeva banka biti na poziciji -5.0 cm od CAX a desna na poziciji +5.1 cm od CAX. Na EPID dobijemo sliku profila polja, slika 6.1.1.3. Jedan par lifova namjerno kasni za ostalim lifovima za 0.05 cm, čime se simulira postojanje greške koju treba uočiti prilikom analize slike profila polja. Centralne vertikalne linije polja (crne pruge) treba da budu prave, približno istog intenziteta, koje se nalaze na međusobnom rastojanju od 2.00±0.10 cm (horizontalni profil). Analizom vertikalnog profila polja treba da uočimo minimum krive koji odgovara paru lifova koji kasni, što treba biti i vizuelno uočljivo na slici profila polja. Ukoliko je ovaj uslov ispunjen, MLC radi propisno.

Test 4: Dose Rate – Gentry Speed RapicArc Test. Test provjere tačnosti i preciznosti promjene brzine doze (Dose Rate – DR, 102.545-600.000 MU/min) i brzine rotacije gentrija (4.4°/s – 4.7°/s).

Ovaj test sadrži dva polja. U prvom, RapidArc polju (od 170° do 242.8°) se koristi sedam kombinacija brzine doze i dužine kružnog luka i dvije kombinacije brzine kretanja gantrija da bi se isporučila ista doza unutar svakog od 7 segmenata tog polja, tabela 6.1.1.1. Drugo polje koje je otvoreno i statično, služi kao referentno polje.

Težinski faktor	Ugao gantrija [°]	Brzina doze [MU/min]	Brzina gantrija	MU/°
0.0000	179.0			
0.0200	169.0	141.000	4.700	0.500
0.1400	155.8	600.000	4.400	2.273
0.1600	145.8	141.000	4.700	0.500
0.2800	131.1	576.687	4.700	2.045
0.3000	121.1	141.000	4.700	0.500
0.4200	104.6	512.727	4.700	1.818
0.4400	94.6	141.000	4.700	0.500
0.5600	74.0	410.281	4.700	1.455
0.5800	64.0	141.000	4.700	0.500
0.7000	36.5	307.636	4.700	1.091
0.7200	26.5	141.000	4.700	0.500
0.8400	345.3	205.091	4.700	0.727
0.8600	335.3	141.000	4.700	0.500
0.9800	252.8	102.545	4.700	0.364
1.0000	242.8	141.000	4.700	0.500

Tabela 6.1.1.1. Parametri RapidArc polja.

Oba polja su dimenzija X=13.8 cm i Y=20 cm. Početni položaj obje banke MLC prvog polja je na poziciji B=-6.9 i A=+6.9, a krajnji na poziciji B=+6.9 i A=+6.9. Između početnog i krajnjeg položaja je 7 segmenata polja koji se prave postavljanjem parova lifova obje banke MLC na međusobnu udaljenost od 1.8 cm, tabela 6.1.1.2.

В	E 1	2 1	1 1	0.0	2.0	10	6.0
[cm]	-3.1	-3.1	-1.1	0.9	2.5	4.5	0.9
Α	69	49	29	0.9	-1 1	-3.1	-5 1
[cm]	0.5	ч. Ј	2.5	0.5	T .T	5.1	5.1

Tabela 6.1.1.2. Položaji parova lifova u obje banke MLC.

Prilikom analize u cilju ocjenjivanja ispravnosti kretanja lifova, analiziramo vertikalni i horizontalni profil polja, 5.1.1.4. Između susjednih ivica svakog segmentnog polja je rastojanje od 0.2 cm, pa taj uski dio nije zacrnjen, odnosno eksponiran. To treba da vidimo na horizontalnom profilu, gdje se jasno uočavaju minimumi krive koji se nalaze na svaka 2 cm. Vertikalni profil pokazuje uniformnu distribuciju za svaki segment polja.



Slika 6.1.1.4. Slika profila RapidArc polja.

Za svaki segment polja, očitavamo srednje vrijednosti intenziteta piksela (mean pixel value) koje unosimo u tabelu 6.1.1.3. Prilikom očitavanja ovih vrijednosti, koristeći opciju Histogram, postavljamo ROI na sljedećim udaljenostima od centra polja: -6 cm, -4 cm, -2 cm, 0 cm, 2 cm, 4 cm i 6 cm. Sliku profila otvorenog polja, slika 6.1.1.5, analiziramo kao i kod RapidArc polja, a podatke unosimo u tabelu 5.1.1.3. Važno je pomenuti da dimenzije ROI trebaju biti iste kod analize profila oba polja.



Slika 6.1.1.5. Profilna slika otvorenog polja.

Podatke dobijene analizom ovog polja takođe unosimo u tabelu 6.1.1.3.

Pozicija centra	C am	4	2	0.000	3	4 0100	C and	Drog
ROI histograma	-6 CM	-4 cm	-2 cm	0 cm	2 cm	4 cm	6 cm	Prag
R _{DR-GS}	0.39	0.40	0.41	0.41	0.41	0.41	0.40	
Ropen	2.64	2.71	2.72	2.72	2.73	2.73	2.66	
R _{corr}	14.94	14.85	14.96	14.87	14.97	14.99	15.08	
Diff(x)	-0.08	-0.69	0.07	-0.53	0.10	0.27	0.86	<±3.00 %
Srednja vrijednost apsolutne devijacije (Diff _{Abs})								<±1.50 %

Tabela 6.1.1.3. Primjer obrade rezultata testa za mjesec mart 2018. Godine.

Veličine koje se nalaze u tabeli 6.1.1.3. su:

R_{DR-GS}(x) – srednja vrijednost intenziteta piksela unutar ROI za RapidArc polje

R_{Open}(x) – srednja vrijednost intenziteta piksela unutar ROI za otvoreno polje

R_{corr}(x) – normalizovana srednja vrijednost intenziteta piksela unutar ROI za RapidArc polje

$$R_{corr}(x) = \frac{R_{DR-GS}(x)}{R_{open}(x)} \cdot 100$$

Za svaku ROI računamo apsolutnu devijaciju, na osnovu sljedeće formule:

$$\text{Diff}(\mathbf{x}) = \frac{\text{R}_{\text{corr}}(\mathbf{x})}{\overline{\text{R}}_{\text{corr}(\mathbf{x})}} \cdot 100 - 100,$$

gdje je $\overline{R}_{corr(x)}$ srednja vrijednost $R_{corr}(x)$ za svih 7 segmentnih polja. Tolerancija za Diff(x) treba da je manja od ±3%.

Na osnovu vrijednosti dobijenih za Diff(x) računamo srednju vrijednost apsolutne devijacije:

$$\operatorname{Diff}_{\operatorname{abs}} = \overline{\operatorname{Diff}(x)}.$$

Tolerancija za Diff_{abs} je do 1.5%.

Ako su ispunjeni svi uslovi ovog testa, onda MLC radi propisno.

U tabeli 6.1.1.4. je data analiza rezultata mjerenja za period od 12 mjeseci. Analiziran je svaki segment posebno kako bi se dobila apsolutna devijacija i srednja vrijednost apsolutne devijacije. Dobijeni rezultati se nalaze unutar tolerancija.

Pozicija								
centra ROI	-6 cm	-4 cm	-2 cm	0 cm	2 cm	4 cm	6 cm	Prag
histograma								
Diff(x)	<0.48 %	<1.22 %	<0.97 %	<0.59 %	<0.44 %	< 0.40%	<1.85 %	<±3.00 %
Srednja vrijec	Inost apsolut	tne devijacije	(Diff _{Abs})				<0.65 %	<±1.50 %

Test 5. MLC Leaf Speed. Test provjere tačnosti i preciznosti brzine kretanja lifova.

Ovaj test sadrži dva polja, dimenzija X=12 cm i Y=20 cm. U RapidArc polju (od 170° do 29°) se koriste 4 kombinacije brzine kretanja lifova (2.0 cm/s, 1.4 cm/s, 0.8 cm/s i 0.4 cm/s) da bi se isporučila ista doza unutar četiri segmenta ovog polja. Parametri Rapid Arc polja su dati u tabeli 6.1.1.5.

Težinski faktor	Ugao gantrija [°]	Brzina doze	Brzina gantrija	MU/°
		[MU/min]	[°/s]	
0.250	170.0 - 149.0	402.857	4.700	1.429
0.250	147.0 - 137.0	600.000	4.000	2.500
0.250	131.0 - 101.0	235.000	4.700	0.833
0.250	89.0 - 29.0	117.500	4.700	0.417

Tabela 6.1.1.5. Parametri RapidArc polja.

Položaji kretanje lifova obje banke MLC su navedeni u tabeli 6.1.1.6.

Tabela 6.1.1.6. Pozicije kretanja lifova obje banke MLC.

Banka	Pozicija lifova banke [cm]																								
MLC																									
Α	-6	-5	-4	-3	-3	-3	-3	-2	-1	0	0	0	0	1	2	3	3	3	3	4	5	6	6	6	6
В	6	6	6	6	5	4	3	3	3	3	2	1	0	0	0	0	-1	-2	-3	-3	-3	-3	-4	-5	-6

Na EPID-u dobijemo sliku profila RapidArc polja, slika 6.1.1.6. U cilju ocjenjivanja ispravnosti kretanja lifova, analiziramo vertikalni i horizontalni profil polja. Vizuelno se uočavaju četiri segmenta približno istog intenziteta. Tri "crne vertikalne pruge" predstavljaju mjesto spojeva tih segmenata. Te pruge su nastale kao posljedica curenja doze na spoju krajeva lifova banke A i B, kao i efekta polusjenke. To možemo vidjeti prilikom analize horizontalnog profila polja, gdje se uočavaju tri maksimuma. Analizom vertikalnog profila treba da dobijemo krivu uniformnog intenziteta polja, osim na mjestima spojeva segmenata gdje je intenzitet neznatno veći. Kriva vertikalnog profila polja nije glatka, nego izgleda nazubljena, zbog efekta curenja doze između lifova što je i vizuelno uočljivo na slici.



Slika 6.1.1.6. Slika profila RapidArc polja.

Za svaki segment polja, očitavamo srednje vrijednosti intenziteta piksela koje unosimo u tabelu 6.1.1.7. ROI postavljamo na sljedećim udaljenostima od centra polja: -4.5 cm, -1.5 cm, 1.5 cm, 4.5 cm.

Drugo polje (ugao gentrija je 29°), koje služi kao referentno, je otvoreno i statično. Sliku profila otvorenog polja, slika 6.1.1.7, analiziramo kao i kod RapidArc polja i unosimo u istu tabelu.



Slika 6.1.1.7. Slika profila otvorenog polja.

Pozicija centra	4 E cm	1 E cm	1 E cm	4 E cm	Brag
ROI histograma	-4.5 Cm	-1.5 CIII	1.5 Cm	4.5 Cm	Plag
RLS	0.39	0.40	0.41	0.41	
Ropen	2.64	2.71	2.72	2.72	
R _{corr}	14.13	14.08	14.16	14.03	
Diff(x)	0.19	-0.13	0.46	-0.52	<±3.00 %
Srednja vrijednost a	0.37	<±1.50 %			

Tabela 6.1.1.7. Primjer obrade rezultata testa za mjesec mart 2018. Godine.

Veličine koje se nalaze u tabeli 6.1.1.7. su:

R_{LS}(x) – srednja vrijednost intenziteta piksela unutar ROI za RapidArc polje

R_{Open}(x) – srednja vrijednost intenziteta piksela unutar ROI za otvoreno polje

R_{corr}(x) – normalizovana srednja vrijednost intenziteta piksela unutar ROI za RapidArc polje

$$R_{corr}(x) = \frac{R_{LS}(x)}{R_{open}(x)} \cdot 100$$

Za svaku ROI računamo apsolutnu devijaciju, na osnovu sljedeće formule:

$$\text{Diff}(\mathbf{x}) = \frac{R_{\text{corr}}(\mathbf{x})}{\overline{R}_{\text{corr}(\mathbf{x})}} \cdot 100 - 100,$$

gdje je $\overline{R}_{corr(x)}$ srednja vrijednost $R_{corr}(x)$ za sva 4 segmentna polja. Tolerancija za Diff(x) treba da je manja od ±3%.

Na osnovu vrijednosti dobijenih za Diff(x) računamo srednju vrijednost apsolutne devijacije:

$$\operatorname{Diff}_{\operatorname{abs}} = \overline{\operatorname{Diff}(x)}.$$

Tolerancija za Diff_{abs} je do 1.5%.

Ako su ispunjeni svi uslovi ovog testa, onda MLC radi propisno.

U tabeli 6.1.1.8. je data analiza rezultata mjerenja za period od 12 mjeseci. Analiziran je svaki segment posebno kako bi se dobila apsolutna devijacija i srednja vrijednost apsolutne devijacije. Dobijeni rezultati se nalaze unutar tolerancija.

Pozicija	-4.5 cm	-1.5 cm	1.5 cm	4.5 cm	Prag
centra ROI					
histograma					
Diff(x)	<1.65 %	<1.54 %	<1.28 %	<1.40 %	<±3.00 %
Srednja vrije	dnost apsoluti	oiff _{Abs})	<1.40 %	<±1.50 %	

Tabela 6.1.1.8. Analiza rezultata mjerenja za period od 12 mjeseci.

6.1.2. IMRT MLC testovi

Intenzitetom modulisana radioterapija (IMRT) se zasniva na kreiranju fluens mapa sastavljenih od bimleta različitog fluksa, kreiranih kretanjem MLC. Testovi ovog seta procedure osiguranja kvaliteta MLC su osmišljeni u cilju procjene:

- 1. Tačnosti i preciznosti pozicioniranja lifova
- 2. Kinetičkih osobina DMLC (održivost brzine lifa i mogući efekti ubrzanja)
- 3. Dozimetrije frakcionisane isporuke doze

Test 1 : Picket Fence. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova i kretanja nosača.

Ovaj test se sastoji od 3 pojedinačna polja (TEST 1A, TEST 1B i TEST 1C), slika 6.1.2.1, koja su formirana od 8 segmenata. Širina svakog segmenta je 5 cm. Razlog što se segmenti nisu mogli merdžovati (sakupiti) u jedno polje jeste mehaničko ograničenje u dužini kretanja lifova.



Slika 6.1.2.1. Slika pojedinačnih (TEST 1A, TEST 1B, TEST 1C) i kompozitnog polja Picket Fence testa.

Dimenzije ovih polja su navedene u tabeli 6.1.2.1, gdje su navedene pozicije X i Y dijafragmi i broj monitorskih jedinica (MU) za svako polje.

POLJE	TEST 1A	TEST 1B	TEST 1C	
X1	20 cm	5.8 cm	-2 cm	
X2	-2 cm	5.8 cm	20 cm	
Y	39.6 [*] cm	39.6 [*] cm	39.6 [*] cm	
MU	90	60	90	

Tabela 6.1.2.1. Picket Fence Test. Veličina polja i monitorske jedinice.

*kod portalne dozimetrije uzeti max mogući otvor

Analiziramo horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja, slika 6.1.2.2. Linije preklapanja između polja bi trebalo da budu prave, približno jednakog intenziteta, koje se pojavljuju na udaljenostima -15.0±0.10 cm, -10.0±0.10 cm, -5.00±0.10 cm, -0.00±0.10 cm, 5.00±0.10 cm, 10.0±0.10 cm i 15.0±0.10 cm od centra polja. Ako su linije preklapanja unutar navedenih granica, MLC radi propisno.



Slika 6.1.2.2. Profil kompozitnog polja Picket Fence testa.

Uzimajući u obzir da se ovaj test radi jednom mjesečno, ukupno je analizirano dvanaest mjerenja. Analiziran je horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja za svako mjerenje, kako bi se ustanovilo da linije preklapanja između polja budu u okviru tolerancije. U tabeli 6.1.2.2. je dat primjer izmjerenih pozicija preklapanja polja za slučajno odabrane lifove, koje pokazuju da se dobijeni rezultati nalaze unutar propisane tolerancije.

Broj	Refe	rentne pozicije	preklapanja	lifova i tolerar	ncija
mjerenja			[cm]		
	-10.00±0.10	-5.00±0.10	0.00±0.10	5.00±0.10	10.00±0.10
		Izmjerena p	ozicija preklap	banja polja	
			[cm]		
1	-9.95	-5.02	0.00	5.02	10.03
2	-9.92	-4.98	0.00	5.02	10.03
3	-9.99	-5.01	0.00	4.97	10.00
4	-9.96	-4.99	0.00	4.99	10.01
5	-10.00	-5.02	0.00	4.99	10.01
6	-9.95	-5.01	0.00	4.99	10.00
7	-9.97	-5.01	0.00	4.98	10.00
8	-9.95	-5.01	0.00	4.98	9.99
9	-9.99	-5.01	0.00	4.98	10.01
10	-10.04	-5.02	0.00	4.96	9.98
11	-9.99	-5.01	0.00	4.98	9.99
12	-9.97	-5.02	0.00	4.97	9.97

Tabela 6.1.2.2. Rezultati mjerenja pozicija preklapanja polja.

Test 2: Synchronized Segmented Stripes. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova, kada se oni kreću sinhronizovano, i kretanja nosača kada su neki parovi lifova zatvoreni tokom isporuke doze u polju zračenja. Ovim testom je moguće detektovati moguće efekte trenja između lifova i sposobnost interdigitacije lifova.

Ovaj test se sastoji od 4 pojedinačna polja (TEST 2A, TEST 2B, TEST 2C i TEST 2D), slika 6.1.2.3, koja sadrže 6 uzastopnih kretanja segmentnih pravougaonih polja dimenzija 4×24 cm². Svako pravougaono polje je podijeljeno u niz horizontalih otvora koje prave dva para lifova. Između svaka dva uzastopna otvora se nalazi dva para zatvorenih lifova. U polju TEST 2C lifovi obje banke, koje se nalaze na udaljenosti -3,060 cm i -3.010 cm od centra polja, obrazuju i dodatnu isprekidanu liniju.



Slika 6.1.2.3. Slika pojedinačnih (TEST 2A, TEST 2B, TEST 2C, TEST 2D) i kompozitnog polja testa Synchronized Segmented Stripes.

Dimenzije ovih polja su navedene u tabeli 6.1.2.3, gdje su navedene pozicije X i Y dijafragmi i broj monitorskih jedinica (MU) za svako polje.

POLJE	TEST 2A	TEST 2B	TEST 2C	TEST 2D
X1	12.7 cm	0.7 cm	8.7 cm	-2.0 cm
X2	0.7 cm	12.7 cm	-2.0 cm	8.7 cm
Y	24.4 cm	24.4 cm	24.4 cm	24.4 cm
MU	80	80	40	40

Tabela 6.1.2.3. Synchronized Segmented Stripes. Veličina polja i monitorske jedinice.

Analiziramo horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja, slika 6.1.2.4.



Slika 6.1.2.4. Slika profila kompozitnog polja Synchronized Segmented Stripes testa.

Linije preklapanja između polja bi trebalo da budu prave, približno jednakog intenziteta, koje se pojavljuju na udaljenostima -12.00±0.10 cm, -8.00±0.10 cm, -4.00±0.10 cm, 0.00±0.10 cm, 4.00±0.10 cm, 8.00±0.10 cm i 12.0±0.10 cm od centra polja. Intenzitet svih eksponiranih pruga treba da bude uniforman, dok neeksponirane pruge treba da budu jasno vidljive i bez tragova ekspozicije. Centar isprekidane linije treba da bude na udaljenosti -3,035 cm od centra polja,

odnosno da linija bude unutar granice definisane rastojanjima lifova -3,060 cm i -3.010 cm od centra polja. Ako su ovi uslovi ispunjeni, MLC radi propisno.

Uzimajući u obzir da se ovaj test radi jednom mjesečno, ukupno je analizirano dvanaest mjerenja. Analiziran je horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja za svako mjerenje, kako bi se ustanovilo da linije preklapanja između polja budu u okviru tolerancije. U tabeli 6.1.2.4. je dat primjer izmjerenih pozicija preklapanja polja za slučajno odabrane lifove, koje pokazuju da se dobijeni rezultati nalaze unutar propisane tolerancije.

Broj	R	eferentne pozici	ije preklapanja li	ifova i tolerancij	a
mjerenja			[cm]		
	-8.00±0.10	-4.00±0.10	-0.00±0.10	4.00±0.10	8.00±0.10
		Izmjerena	pozicija preklap	anja polja	
			[cm]		
1	-8.01	-3.99	0.00	4.01	8.02
2	-8.03	-3.99	0.00	4.02	8.03
3	-8.02	-3.99	0.00	3.99	8.02
4	-8.02	-3.99	0.00	3.99	8.03
5	-8.02	-3.99	0.00	4.01	8.04
6	-8.03	-4.00	0.00	4.00	8.02
7	-8.02	-4.00	0.00	4.00	8.02
8	-8.01	-4.01	0.00	3.98	8.01
9	-8.01	-4.00	0.00	4.00	8.01
10	-8.02	-4.02	0.00	4.00	8.02
11	-7.99	-4.00	0.00	4.00	8.03
12	-8.01	-4.00	0.00	4.01	8.01

Tabela 6.1.2.4. Rezultati mjerenja pozicija preklapanja polja.

Test 3: Nonsynchronized Segmented Stripes. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova, kada njihovo kretanje nije sinhronizovano, i kretanja nosača kada su neki parovi lifova zatvoreni tokom isporuke doze u polju zračenja. Ovim testom je moguće detektovati moguće efekte trenja između lifova.

Test se sastoji od 4 posebna polja (TEST 3A, TEST 3B, TEST 3C i TEST 3D), slika 6.1.2.5, čiji su parametri navedeni u tabeli 6.1.2.5.

POLJE	TEST 3A	TEST 3B	TEST 3C	TEST 3D
X1	6.5 cm	4.5 cm	6.5 cm	4.5 cm
X2	4.5 cm	6.5 cm	4.5 cm	6.5 cm
Y	24.4 cm	24.4 cm	18.4 cm	18.4 cm
MU	120	120	120	120

Tabela 6.1.2.5. Nonsynchronized Segmented Stripes. Veličina polja i monitorske jedinice.

Dozna slika svakog polja i njihova kompozitna slika prikazani su na slici 6.1.2.5.



Slika 6.1.2.5. Slika pojedinačnih (TEST 3A, TEST 3B, TEST 3C, TEST 3D) i kompozitnog polja testa 3.

Analiziramo horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja, slika 6.1.2.6. Linije preklapanja između polja bi trebalo da budu prave, približno jednakog intenziteta, koje se pojavljuju na udaljenostima -4.00.0±0.10 cm, -2.00±0.10 cm, 0.00±0.10 cm, 2.00±0.10 cm i 4.00±0.10 cm od centra polja. Treća pruga od dna treba da se razlikuje od ostalih. Ako su linije preklapanja unutar limita, a intenziteti odgovarajući, MLC radi propisno.



Slika 6.1.2.6. Slika profila kompozitnog polja testa Nonsynchronized Segmented Stripes.

Uzimajući u obzir da se ovaj test radi jednom mjesečno, ukupno je analizirano dvanaest mjerenja. Analiziran je horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja za svako mjerenje, kako bi se ustanovilo da linije preklapanja između polja budu u okviru tolerancije. U tabeli 6.1.2.6. je dat primjer izmjerenih pozicija preklapanja polja za slučajno odabrane lifove, koje pokazuju da se dobijeni rezultati nalaze unutar propisane tolerancije.

Broj	R	eferentne pozici	ije preklapanja l	ifova i tolerancij	а
mjerenja					
	-4.00±0.10	-2.00±0.10	0.00±0.10	2.00±0.10	4.00±0.10
		Izmjerena	pozicija preklap	anja polja	
			[cm]		
1	-4.00	-2.00	0.00	2.00	4.00
2	-4.00	-2.02	0.00	2.00	4.00
3	-4.00	-2.01	0.00	2.01	4.00
4	-3.99	-2.00	0.00	2.00	4.00
5	-4.00	-2.01	0.00	2.00	3.00
6	-4.00	-2.02	0.00	2.00	3.99
7	-3.97	-2.00	0.00	2.02	4.02
8	-3.98	-2.00	0.00	2.02	4.00
9	-4.00	-2.00	0.00	2.01	4.00
10	-3.99	-2.00	0.00	1.99	4.01
11	-3.99	-2.01	0.00	2.00	3.99
12	-4.00	-2.00	0.00	1.99	4.00

Tabela 6.1.2.6. Rezultati mjerenja pozicija preklapanja polja.
Test 4: X Wedges. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova u proizvodnji dinamičkog klina duž X- pravca kolimatora.

Test se sastoji od 2 polja (TEST 4A i TEST 4B) čiji su parametri navedeni u tabeli 6.1.2.7.

POLJE	TEST 4A	TEST 4B
X1	6.7 cm	4.7 cm
X2	4.7 cm	6.7 cm
Y	12.4 cm	12.4 cm
MU	80	80

Tabela 6.1.2.7. X Wedges. Veličina polja i monitorske jedinice.

Pošto je uzet u obzir maksimalan pomjeraj lifova u jednom smjeru, dimenzije polja su ograničene kako bi se izbjeglo kretanje nosača lifova (carridge). Svako polje se sastoji od segmenata koji na slici profila, slika 6.1.2.7, daju niz pruga različitog intenziteta (1.0, 0.8, 0.6, 0.4, 0.2, 0.0).



Slika 6.1.2.7. Slika pojedinačnih (TEST 4A i TEST 4B) i kompozitnog polja X Wedges testa.

Linije podudaranja između pruga različitog intenziteta treba da se pojavljuju na svaka 2 cm od centralne ose polja (CAX). Kretanje lifova u prvom polju proizvodi dinamički klin a u drugom polju njemu invertovani klin, pa kompozicijom ovih polja treba da dobijemo polje uniformnog intenziteta po cijeloj njegovoj površini.



Prilikom analize rezultata ovog testa analiziramo sliku 6.1.2.8.

Slika 6.1.2.8. Slika profila kompozitnog polja X Wedges testa

Linije preklapanja između segmenata oba polja bi trebalo da budu prave linije, približno jednakog intenziteta, koje se pojavljuju na udaljenostima -4.00±0.10 cm, -2.00±0.10 cm, 0.00±0.10 cm, 2.00±0.10 cm i 4.00±0.10 cm od centra polja. Analizom kompozitnog polja treba da potvrdimo da je intenzitet svakog njegovog segmenta uniforman, te da se segmenti pojavljuju na navedenim udaljenostima od centra polja. Ako su linije preklapanja unutar limita, a intenziteti odgovarajući, MLC radi propisno.

Uzimajući u obzir da se ovaj test radi jednom mjesečno, ukupno je analizirano dvanaest mjerenja. Analiziran je horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja za svako mjerenje, kako bi se ustanovilo da linije preklapanja između polja budu u okviru tolerancije. U tabeli 6.1.2.8. je

dat primjer izmjerenih pozicija preklapanja polja za slučajno odabrane lifove, koje pokazuju da se dobijeni rezultati nalaze unutar propisane tolerancije.

Broj	Referentne pozicije preklapanja lifova i tolerancija				
mjerenja	[cm]				
	-4.00±0.10	-2.00±0.10	0.00±0.10	2.00±0.10	4.00±0.10
		Izmjerena	pozicija preklap	anja polja	
			[cm]		
1	-4.00	-2.01	0.00	1.99	3.99
2	-4.00	-2.00	0.00	1.99	3.99
3	-4.00	-2.00	0.00	1.97	3.97
4	-4.01	-2.01	0.00	1.98	3.97
5	-3.99	-2.00	0.00	1.99	3.98
6	-3.99	-2.00	0.00	1.00	3.99
7	-3.99	-2.00	0.00	2.00	4.00
8	-4.00	-2.00	0.00	1.99	3.99
9	-4.00	-2.00	0.00	1.98	3.98
10	-3.99	-2.00	0.00	2.00	3.98
11	-3.99	-2.00	0.00	1.98	3.98
12	-3.99	-2.00	0.00	2.00	4.00

Tabela 6.1.2.8. Rezultati mjerenja pozicija preklapanja polja.

Test 5: Y Wedges. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova u proizvodnji dinamičkog klina duž Y-pravca kolimatora.

POLJE	TEST 5A	TEST 5B
Х	13.4 cm	13.4 cm
Y1	6.2 cm	4.2 cm
Y2	4.2 cm	6.2 cm
MU	60	60

Test se sastoji od 2 polja (TEST 5A i TEST 5B) čiji su parametri navedeni u tabeli 6.1.2.9.

Tabela 6.1.2.9. Y Wedges. Veličina polja i monitorske jedinice.

Pošto je uzet u obzir maksimalan pomjeraj lifova u jednom smjeru, dimenzije polja su ograničene kako bi se izbjeglo kretanje nosača lifova (carridge). Svako polje se sastoji od segmenata koji na slici profila, slika 6.1.2.9, daju niza pruga različitog intenziteta (1.0, 0.8, 0.6, 0.4, 0.2, 0.0).



Slika 6.1.2.9. Slika profila pojedinačnih (TEST 5A, TEST 5B) i kompozitnog polja Y Wedges testa.

Linije podudaranja između pruga različitog intenziteta treba da se pojavljuju na svaka 2 cm od centralne ose polja (CAX). Kretanje lifova u prvom polju proizvodi dinamički klin a u drugom polju njemu invertovani klin, pa kompozicijom ovih polja treba da dobijemo polje uniformnog intenziteta po cijeloj njegovoj površini.

Prilikom analize rezultata ovog testa analiziramo sliku 6.1.2.10. Linije preklapanja između segmenata oba polja bi trebalo da budu prave linije, približno jednakog intenziteta, koje se pojavljuju na udaljenostima -4.00±0.10 cm, -2.00±0.10 cm, 0.00±0.10 cm, 2.00±0.10 cm i 4.00±0.10 cm od centra polja. Analizom kompozitnog polja, treba da potvrdimo da je intenzitet svakog njegovog segmenta uniforman, te da se segmenti pojavljuju na navedenim udaljenostima od centra polja. Ako su linije preklapanja unutar limita, a intenziteti odgovarajući, MLC radi propisno.



Slika 6.1.2.10. Slika profila kompozitnog polja Y Wedges testa.

Uzimajući u obzir da se ovaj test radi jednom mjesečno, ukupno je analizirano dvanaest mjerenja. Analiziran je horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja za svako mjerenje, kako bi se ustanovilo da linije preklapanja između polja budu u okviru tolerancije. U tabeli 6.1.2.10. je

dat primjer izmjerenih pozicija preklapanja polja za slučajno odabrane lifove, koje pokazuju da se dobijeni rezultati nalaze unutar propisane tolerancije.

Broj	Referentne pozicije preklapanja lifova i tolerancija				
mjerenja	[cm]				
-	-4.00±0.10	-2.00±0.10	0.00±0.10	2.00±0.10	4.00±0.10
		Izmjerene	pozicije preklap	anja polja	
			[cm]		
1	-4.00	-2.01	0.00	1.99	3.99
2	-4.00	-2.00	0.00	1.99	3.99
3	-4.00	-2.00	0.00	1.97	3.97
4	-4.01	-2.01	0.00	1.98	3.97
5	-3.99	-2.00	0.00	1.99	3.98
6	-3.99	-2.00	0.00	1.00	3.99
7	-3.99	-2.00	0.00	2.00	4.00
8	-4.00	-2.00	0.00	1.99	3.99
9	-4.00	-2.00	0.00	1.98	3.98
10	-3.99	-2.00	0.00	2.00	3.98
11	-3.99	-2.00	0.00	1.98	3.98
12	-3.99	-2.00	0.00	2.00	4.00

Tabela 6.1.2.10. Rezultati mjerenja pozicija preklapanja polja.

Test 6: Pyramids. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova u proizvodnji kompleksnih "piramida" polja.

Test se sastoji od 2 polja (TEST 6A i TEST 6B) čiji su parametri navedeni u tabeli 6.1.2.11.

POLJE	TEST 6A	TEST 6B
Х	11.4 cm	9.4 cm
Y	10.4 cm	8.4 cm
MU	80	80

Tabela 6.1.2.11. Pyramids. Veličina polja i monitorske jedinice.

Oba polja se sastoje od segmenata koji slici profila polja, slika 6.1.2.11, daju tlocrt piramide.



Slika 6.1.2.11. Slika profila pojedinačnih (TEST 6A, TEST 6B) i kompozitnog polja testa Pyramids.

Intenziteti segmenata polja imaju sljedeće vrijednosti: 1.0, 0.8, 0.6, 0.4, 0.2, 0.0. Kod prvog polja najviši intenzitet odgovara vrhu piramide, a najniži dnu piramide. Kod drugog polja je obrnuto. U cilju provjere pozicije lifova možemo da ispitamo simetriju i linije preklapanja između kvadratnih prstenova različitog intenziteta. Superpozicijom ova dva polja dobijamo pravougaono polje sa uniformnom distribucijom doze, slika 6.1.2.12, i analiziramo njegov profil. Linije preklapanja između kvadrata različitog inzenziteta treba da budu prave linije, koje se pojavljuju na udaljenostima -4.00±0.10 cm, -3.00±0.10 cm, -2.00±0.10 cm, -1.00±0.10 cm, 0.00±0.10 cm, 1.00±0.10 cm, 2.00±0.10 cm 3.00±0.10 cm i 4.00±0.10 cm od centra polja. Analizom kompozitnog polja, treba da potvrdimo da je intenzitet svakog njegovog segmenta uniforman, te da se segmenti pojavljuju na navedenim udaljenostima od centra polja. Ako su linije preklapanja unutar limita, a intenziteti odgovarajući, MLC radi propisno.



Slika 6.1.2.12. Slika profila kompozirnog polja testa Pyramids.

Uzimajući u obzir da se ovaj test radi jednom mjesečno, ukupno je analizirano dvanaest mjerenja. Analiziran je horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja za svako mjerenje, kako bi se ustanovilo da linije preklapanja između polja budu u okviru tolerancije. U tabeli 6.1.2.12. je dat primjer izmjerenih pozicija preklapanja polja za slučajno odabrane lifove, koje pokazuju da se dobijeni rezultati nalaze unutar propisane tolerancije.

Broj	Referentne pozicije preklapanja lifova i tolerancija								
mjerenja					[cm]				
	-4.00±0.10	-3.00±0.10	-2.00±0.10	-1.00±0.10	0.00±0.10	1.00±0.10	2.00±0.10	3.00±0.10	4.00±0.10
			I	Izmjerena pozi	cija preklapar	nja polja			
					[cm]				
1	-4.02	-3.04	-2.03	-1.03	0.00	1.00	1.98	3.00	4.00
2	-3.99	-3.01	-2.02	-1.01	0.00	1.01	2.01	3.01	4.01
3	-4.01	-3.02	-2.03	-1.03	0.00	1.02	2.02	3.01	4.01
4	-4.00	-3.02	-2.02	-1.02	0.00	1.02	2.00	3.01	4.01
5	-4.01	-3.02	-2.02	-1.02	0.00	1.02	2.01	3.01	4.01
6	-4.00	-3.04	-2.02	-1.02	0.00	1.03	2.01	3.02	4.00
7	-4.00	-3.02	-2.02	-1.01	0.00	1.02	2.00	3.02	4.00
8	-4.00	-3.02	-2.02	-1.02	0.00	1.01	2.01	3.01	4.00
9	-4.00	-3.00	-2.02	-1.01	0.00	1.06	2.01	3.03	4.08
10	-4.01	-3.01	-2.02	-1.02	0.00	1.00	2.02	3.00	4.00
11	-4.01	-3.03	-2.03	-1.03	0.00	1.02	2.00	3.00	4.01
12	-4.01	-3.04	-2.04	-1.03	0.00	1.01	1.99	2.99	3.99

Tabela 6.1.2.12. Rezultati mjerenja pozicija preklapanja polja.

Test 7: Complex Field A. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova u proizvodnji kompleksnog, intenzitetom modulisanog polja.

Test se sastoji od jednog polja (TEST 7) čiji su parametri navedeni u tabeli 6.1.2.13.

POLJE	TEST 7
X	11.4 cm
Y	10.4 cm
MU	80

Tabela 6.1.2.13. Complex Field A. Veličina polja i monitorske jedinice.

Na slici 6.1.2.13. prikazan je profil polja. Vizuelno i pomoću horizontalnog i vertikalnog profila ispitujemo granice, intenzitete i simetriju polja. Granice polja i linije preklapanja između segmenata različitog intenziteta treba da budu prave linije.



Slika 6.1.2.13. Slika profila polja testa Complex Field A.

Test 8: Complex Field B. Test provjere tačnosti i preciznosti pozicije lifova u proizvodnji kompleksnog, intenzitetom modulisanog polja.

Test se sastoji od jednog polja (TEST 8) čiji su parametri navedeni u tabeli 6.1.2.14.

POLJE	TEST 8
X	11.4 cm
Y	10.4 cm
MU	80

Tabela 6.1.2.14. Complex Field B. Veličina polja i monitorske jedinice.

Na slici 6.1.2.14. prikazan je profil polja. Vizuelno i pomoću horizontalnog i vertikalnog profila ispitujemo granice, intenzitete i simetriju polja. Granice polja i linije preklapanja između segmenata različitog intenziteta treba da budu prave linije.



Slika 6.1.2.14. Slika profila polja testa Complex Field B.

Test 9: Continuous Stripes. Test provjere: tačnosti i preciznosti pozicije lifova, stabilnosti brzine lifova, mogućih efekata trenja između lifova, mogućih efekata konačnog ubrzanja i usporavanja lifova dok se kreću od segmenta do segmenta.

Test se sastoji od jednog polja (TEST 9) čiji su parametri navedeni u tabeli 6.1.2.15.

POLJE	TEST 9
X	11.4 cm
Y	24.4 cm
MU	80

Tabela 6.1.2.15. Continuous Stripes. Veličina polja i monitorske jedinice.

Na slici 6.1.2.15. prikazan je profil polja.



Slika 6.1.2.15. Slika profila polja testa Continuous Stripes.

Korišćenjem SW algoritma, konstantnim kretanjem opozitnih parova lifova proizvodi se pet vertikalnih pravnih linija uniformnog intenziteta širine 0.10 cm. Ovim testom možemo da ispitamo osobine sistema prilikom proizvodnje polja proizvoljnog intenziteta.

Svih pet vertikalnih eksponiranih pruga treba da imaju jednak i uniforman intenzitet, a vertikalne pruge između njih treba da su neeksponirane. Ako su ovi uslovi ispunjeni, MLC radi propisno.

Uzimajući u obzir da se ovaj test radi jednom mjesečno, ukupno je analizirano dvanaest mjerenja. Analiziran je horizontalni i vertikalni profil kompozitnog polja za svako mjerenje, kako bi se ustanovilo da linije preklapanja između polja budu u okviru tolerancije. U tabeli 6.1.2.16. je dat primjer izmjerenih pozicija preklapanja polja za slučajno odabrane lifove, koje pokazuju da se dobijeni rezultati nalaze unutar propisane tolerancije.

Broj	R	Referentne pozicije preklapanja lifova i tolerancija				
mjerenja	[cm]					
-	-4.00±0.10	-2.00±0.10	0.00±0.10	2.00±0.10	4.00±0.10	
		Izmjerena	pozicija preklap	anja polja		
			[cm]			
1	-4.02	-2.00	0.00	2.00	3.99	
2	-4.01	-2.00	0.00	2.01	4.00	
3	-4.00	-2.00	0.00	2.00	4.00	
4	-4.00	-2.00	0.00	2.00	4.01	
5	-4.00	-2.00	0.00	2.00	4.00	
6	-4.00	-2.00	0.00	2.00	4.00	
7	-4.01	-2.01	0.00	2.01	4.00	
8	-4.00	-2.00	0.00	2.00	4.00	
9	-4.00	-2.00	0.00	2.00	4.00	
10	-4.01	-2.00	0.00	2.00	4.01	
11	-4.00	-2.00	0.00	2.01	4.00	
12	-4.01	-2.00	0.00	2.00	4.00	

Tabela 6.1.2.16. Rezultati mjerenja pozicija preklapanja polja.

7. ZAKLJUČAK

Svaki radioterapijski centar koji koristi linake sa MLC treba da sprovodi kontrolu osiguranja kvaliteta njegovog rada. Testovi koji su opisani u ovoj proceduri, pružaju dobar uvid u kvalitet rada MLC. Analizom rezultata testova veoma je lako uočiti nepravilnosti u radu MLC.

Iako softversko analiza rezultata već postoji kao opcija koja se može kupiti i implementirati, "klasični" način sprovođenja MLC QA procedure i dalje je aktuelan u većem broju centara.

Portalna dozimetrija pruža mogućnost sprovođenja ove procedure bez upotrebe filmova. Dodatno, EPID bi mogao poslužiti i za svrhu provjere transmisije i curenja zračenja kroz lifove, ali tu opciju treba dodatno istražiti.

Sprovođenje QA MLC obavezno podrazumijeva periodično sprovođenje QA EPIDA. Nepravilan rad-kretanje EPIDA (pri rotaciji gantrija, EPID se pomera po bilo kojoj osi), neumitno ce dovoditi do lažno loših rezultata QA MLC-a. Spomenuto kretanje EPIDA, ukoliko ono postoji, možemo uočiti prilikom analize rezultata MLC testova i izmjeriti njegov iznos. Zbog navedenog, QA EPIDA bi trebalo raditi uvijek prije QA MLC-a.

QA MLC radi kvalifikovani medicinski fizičar koji dobro poznaje procedure, mjerenja, analizu rezultata i fizičke aspekte sistema. QA MLC-a nam omogućava bezbijednu kliničku upotrebu MLC pri svim tehnikama zračenja (3DCRT, IMRT i VMAT).

LITERATURA

[1] P.J. Bryant; CERN, Geneva, Switzerland. A Brief History and Review of Accelerators

[2] M. Letournel and the Vivitron Group Centre de Recherches Nuclearres and Universite Louis Pasteur de Strasbourg The Strasbourg project. A 35 MV Vivitron Tandem

[3] Wilhelm Conrad Röntgen und die Entdeckung der X-Strahlen – desy.de

[4] Patrice Pinell. The Fight Agains Cancer. France (1890-1940)

[5] Drago Novak. The Early History of Radiotherapy

[6] James M. Slater. From X-Rays to Ion Beams: A short History of Radiation Therapy

[7] Paul W. Flint et all. Cummings Otolaryngology. Head & Neck Surgrery.

[8] Richard F. Mould. A century of X-rays and radioactivity in medicine

[9] Los Alamos Science, Number 23, 1995. A Brief History of Radiation

[10] http://www.arpansa.gov.au/radiationprotection/basics/tubes.cfm

[11] Radiaion Oncology Institute. Chapter 3, GuidoHolzknecht.

http://www.roinstitute.org/uploadedFiles/ROInstituteorg/delregatofoundation/Content_Pieces /radOnc_3_GuidoHolzknecht.pdf

[12] Friedrich Dessauer – Chapter 6, juanadelregatofoundation.org

[13] Thariat J, Hannoun-Levi JM, Sun Myint A, Vuong T, Gérard JP. Past, Present and future of radiotherapy for the benefits of patients.

[14] (1996) Chapter 2: The Development of Radiotherapy: Physics, Technology, Methods, Acta Oncologica, 35: sup6, 24-30, DOI: 10.3109/0284186609083982 [12] Robert Stanton, Donna Stinson, September 2009. Aplied Physics for Radiation Oncology, Revised Edition

[15] Franca T. Kuchnir. Medical Physics before the Millenium, A personal Experience

[16] Christopher H. Clement, ICRP. The Gold Standard for Radiation Effect on People: Scientific Value and Ethical Obligations

[17] Indian Science News Association. Science & Culture, Volume 70.

[18] IAEA presentation. Treatment delivery hardware and software for 3-D CRT

[19] P. Mandrillon, Labaratoire du cyclotron, Centre Antoine Lacassagne, Nice, France. Cyclotrons in Radiotherapy

[20] Roger F. Robinson (1995) The Race for Megavoltage X-Ray Versus Telegama, Acta
Oncologica – 34:8, 1055-1074, DOI: 10.3109/02841869509127233

[21] Advances in Medical Linear Accelerator Technology, ampi-nc.org

[22] E. B. Podgorsak, IAEA Vienna 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students

[23] Varian medical systems. Course Guide for Millenium MLC System (Technical manuals, for training pourposes only)

[24] Milomir Milaković, master rad, Novi Sad 2016. Fokusna doza terapijskog akceleratora procjenjena Schiffovom funkcijom.

[25] Nikolina Šarćević, završni rad. Istraživanje energetskog spectra fotoneutrona aktivacijom

[26] Radojka Orbović, master rad, Novi Sad 2015. Klinički protokol za određivanje apsorbovane doze u vodi i pomoću drugih fantoma u fotonskom snopu.

[27] Tot Arpad, doktorska disertacija, Novi Sad 2017. Karakterizacija fotona I neutrona megavoltažnih terapijskih akceleratora.

[28] Theodore Thorson, Elekta. Linear Accelerator Tehcnology, State of the Art Platforms for Advanced Image Guidance.

[29] Miloš Vicić. Osnovi fizike radijacione terapije, 2014.

[30] Lars Hjorth Præstegaard. Applications of electron linear accelerators for radiotherapy.

84

[31] Jovan Stanković. Osnove radiološke fizike u radioterapiji, Beograd 1997.

[32] Robert Stanton, Donna Stinson, September 2009. Applied Physics for Radiation Oncology, Revised Edition.

[33] Sathiyan Saminathan, Ravikumar Manickam, and Sanjay S. Supe. Comparison of dosimetric characteristics of physical and enhanced dynamic wedges.

[34] Faiz M. Khan, John. P. Gibbson – The physics of radiation therapy

[35] S.C. Sharma; PGIMER. Beam Modification devices in Radiotherapy

[36] Vibhay Pareek. Beam Modification devices

[37] S. Takahashi. Conformation radiotherapy. Rotational techniques as applied to radiography

[38] AAPM Report No.72; Report of Task Group No.50, Radiation Therapy Committee, July 2001. Basic Applications of Multileaf Collimators

[39] The clinical performance of the DAVID-system for the in vivo verification of VMAT irradiation. Master Thesis. Mustafa Saibu Danpullo.

[40] Varian Medical Systems. Monte Carlo Data Package

[41] R. Topolnjak, U.A. van der Heide. MLC Leaf Design

[42] Steve Webb. The physics of conformal radiotherapy

[43] Galvin JM, Smith AR Lally B, 1993. Characterization of a multi-leaf collimator system

and radiotherapy of cancer. Acta oncologica: diagnosis suppl 242:1+, 1965, ISSN: 0567-8056

[44] Vinay Desai, Kidwai Memorial Institute of Oncology. Multileaf Collimator

[45] Z. Mansouri; Shahid beheshti university of medical science. Basic applications of MLCs

[46] D.a.Low, W.B. Harms, S. Mutic, and J.a.Purdy. A technigue for the quantitative evaluation of dose distributions. Medical physics, vol 25, no.June 1997, pp.656-661, 1998, ISSN: 0094-2405

[47] Brenda G. Clark, Tony Teke and Karl Otto. Penumbra evaluation of the Varian Millennium and BrainLab M3 Multifeaf Collimators.

[48] Jeremy Lee Hughes, University of Western Australia 2013. Automated analysis of Varian log files for advanced radiotherapy treatment verification: a multicenter study

[49] Bosnia i Hercegovina. Državna regulatorna agencija za radijacionu i nuklearnu bezbjednost. Pravilnik o zaštiti od jonizujućeg zračenja kod medicinske ekspozicije, pp 36-64.

[50] Klein et al, Medical Physics, Vol3 6, No 9, September 2009. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators

[51] James A. Purdy, Eric Klein, Srinivasan Vijayukamar, Carlos A. Perez and Seymour H. Levilt. Quality Assurance in Radiation Oncology

[52] Varian medical systems. Clinac iX Accelerator Specifications

[53] Varian medical systems, P/N 100012878-01, September 2001. DMLC QA test Patterns and Procedures

[54] Varian medical systems, March 2017. Portal Dosimetry, Reference Guide.

[55] Varian medical systems P/N 1105417-02 5/01. DMLC Implementation Guide

[56] Varian medical systems P/N 100029585-05. HD 120 MLC System and Maintenance Guide

[57] Paficic Northwest National Laboratory under contract with DOE Low Dose Radiation Research Program. History of Radiation Timeline. http://lowdose.energy.gov/timeline.aspx

[58] Matjaž Jeraj, Vlado Robar; Radiol Oncol 2004; 68(3): 235-40. Multileaf collimator in radiotherapy

[59] Roger Dale. The radiobiological modelling challenges of 21st century radiotherapy

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:	Bojan Pavičar
AU	
Mentor:	Prof. dr Nataša Todorović
MN	
Naslov rada:	MLC QA/QC procedura za linak
Jezik publikacije:	srpski (latinica)
JP	
Jezik izvoda:	s/en
II	
Zemlja publikovanja:	Republika Srbija
ZP	
Uže geografsko područje:	Vojvodina
UGP	
Godina:	2018
GO	

Izdavač:	autorski reprint
IZ	
Mesto i adresa:	Novi Sad, Trg D. Obradovića 4
MA	
Fizički opis rada:	(10/47/8/8/29/0/0)
FO	
Naučna oblast:	Medicinska fizika
NO	
Naučna disciplina:	Medicinska fizika
ND	
Predmetne odrednice:	osiguranje i kontrola kvaliteta, MLC, linak
Ključne reči:	linak, MLC, EPID, test, QA/QC
UDK	Biblioteka departmana za fiziku,
Čuva se:	ČU Trg D. Obradovića 4, Novi Sad
Važna napomena:	nema
VN	
Izvod:	U radu je stavljen akcenat na važnost
IZ	osiguranja i kontrole kvaliteta MLC
Datum prihvatanja teme	
od strane NN veća:	2018.
DP	
Datum odbrane:	jul 2018.
DO	
Članovi komisije:	
КО	
Predsednik: prof. dr Miodrag Krmar	
Član: prof. dr Nataša Todorović	
Član: doc. dr Jovana Nikolov	
Član: prof. dr Sonja Skuban	

UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF NATURAL SCIENCES & MATHEMATICS KEY WORD DOCUMENTATION

Accession number:	
ANO	
Identification number:	
INO	
Document type:	Monograph documentation
DT	
Type of record:	Textual printed material
TR	
Contents code:	Graduation thesis
CC	
Author:	Bojan Pavičar
AU	
Mentor:	Nataša Todorović, Ph.D., full professor
MN	
Title:	MLC QA/QC PROCEDURE FOR LINAC
ТІ	
Language of text:	Serbian (Latin)
LT	
Language of abstract:	en/s
LT	
Country of publication:	Republic of Serbia
СР	
Locality od publication:	Vojvodina
LP	
Publication year:	2018

Publisher:	Author's reprint
PU	
Publ. place:	Novi Sad, Trg D. Obradovića 4
PP	
Physical description:	(10/47/8/8/29/0/0)
PD	
Scientific field:	Medical physics
SF	
Scientific discipline:	Medical physics
SD	
Subject Key words:	Quality control, quality assurance, MLC, linac,
	EPID
Holding data:	Departmant of Physics library,
	HD Trg D. Obradovića 4, Novi Sad
Note:	
Ν	
Abstract:	The paper emphasizes the importance of
	quality assurance and quality control of MLC
Accepted on Scientific board on:	2018
AS	
Defended:	July 2018
DE	
Thesis Defend board:	
DB	
President:	Miodrag Krmar, Ph.D., associate professor
Member:	Nataša Todorović, Ph.D., full professor
Member:	Jovana Nikolov, Ph.D., assistant professor
Member:	Sonja Skuban, Ph.D., associate professor