



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO--MATEMATIČKI
FAKULTET



Karakterizacija multilamelarnog kolimatora linearnog akceleratora

- master rad -

Mentor:

Prof. dr Borislava Petrović

Kandidat:

Petra Šešelja

Novi Sad, 2024.

Želela bih da se zahvalim mentorki, prof. dr Borislavi Petrović, na velikoj podršci, pomoći i strpljenju tokom izrade ovog rada. Hvala i članovima komisije, doc. dr Sofiji Forkapić, doc. dr Jovani Knežević-Radić i prof. dr Tomasu Nemešu.

Takođe bih želela da se zahvalim svim članovima porodice i prijateljima koji su me podržali tokom ovog poduhvata.

Sadržaj

Uvod.....	3
Linearni akceleratori	4
Multilamelarni kolimator i DLG	11
Oprema za određivanje DLG-a	17
Metod rada.....	20
Rezultati	24
Varian Edge.....	24
Varian TrueBeam i VitalBeam.....	28
Halcyon.....	37
Diskusija	39
Literatura.....	41
Prilog	42

Uvod

U radioterapiji se uvek teži da se poboljša efektivnost terapije uz što manje štete pacijentu. Linearni akceleratori se koriste u terapijske svrhe tako što proizvode snopove visokoenergetskih fotona (ili elektrona) koji se onda usmere ka tumoru. Ovakav snop je štetan za tumor, ali istovremeno može biti veoma štetan i za okolna tkiva i organe. Dakle, jedan od ciljeva radioterapije je da se što više poboljša način oblikovanja tih snopova nastalih u linearnim akceleratorima – da se što više zapremine tumora pokrije, a da okolno tkivo bude što manje ozračeno.

U linearnim akceleratorima, snopovi se oblikuju uz pomoć kolimacionih sistema, koji u sebi sadrže više vrsta kolimatora. Neki od tih kolimatora su jednostavnii, pravougaonog oblika – ali to često nije dovoljno da se oblik snopa dovoljno prilagodi obliku tumora. Zbog toga se koriste multilamelarni kolimatori. Oni se sastoje od dva reda lamela koji se spajaju u sredini, a te lamele mogu kompjuterski kontrolisano da se kreću svaka pojedinačno, pomoću motora koji ih nezavisno pomeraju napred-nazad. Time je obezbeđeno proizvoljno oblikovanje snopa, koji onda može da se prilagodi obliku tumora.

Lamele u multilamelarnom kolimatoru imaju zaobljene vrhove, i jedan od problema koji se javlja je ‘curenje’ zračenja između krajeva naspramnih lamela. Vrlo je bitno kvantifikovati to curenje na neki način, zato što je u planiranju terapije neophodno precizno odrediti potencijalnu dozu zračenja koju će pacijent primiti, a to je moguće samo ako su dobro poznate sve osobine snopa i zračenja. Zbog toga se definiše parametar nazvan ‘dosimetric leaf gap’ ili DLG, koji kvantitativno opisuje curenje između naspramnih lamela.

Metode za određivanje DLG-a su jasno definisane, i jedna od obaveza medicinskih fizičara je da, tokom komisioniranja, odrede DLG za svaki od linearnih akceleratora koji se koriste u terapijske svrhe, da bi se njegova vrednost zabeležila u sistemu za planiranje i kasnije uračunavala u planiranju terapija.

Cilj ovog rada je bilo određivanje vrednosti DLG-a za četiri linearna akceleratora – *Varian Edge*, *Varian TrueBeam*, *Varian VitalBeam* i *Halcyon*, i za snopove svih energija koji svaki od ovih akceleratora može da proizvede.

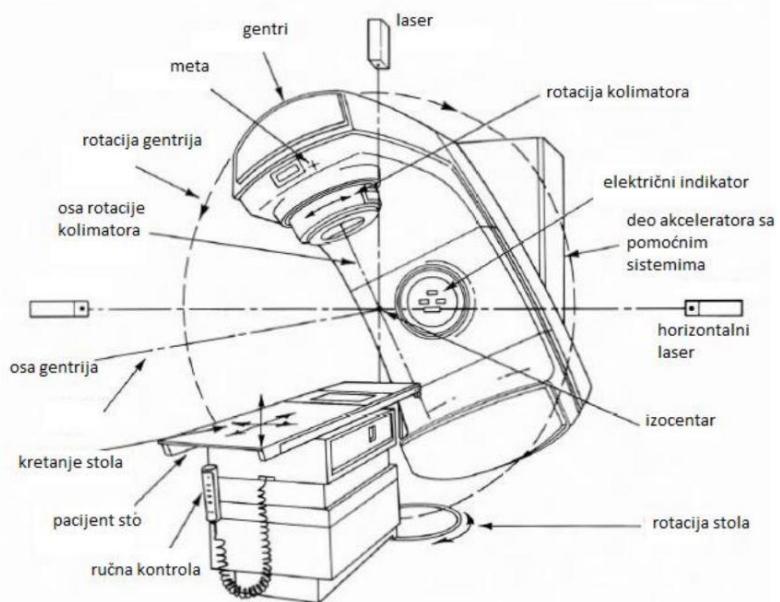
Linearni akceleratori

Linearni akceleratori su uređaji koji se koriste prilikom teleterapije. Produkt linearnih akceleratora su ili snop visokoenergetskih elektrona, ili snop visokoenergetskih fotona koji se dalje koriste za lečenje različitih vrsta tumora. Generalno, u linearnim akcelatorima se nanelektrisane čestice uz pomoć električnog polja ubrzavaju, uz pomoć magnetnog polja se usmeravaju, i na kraju se taj snop koristi ili takav kakav je, ili se usmeri na određenu metu iz koje se zatim proizvede snop fotona. Postoje razne vrste linearnih akceleratora, ali ono što im je svima zajedničko je da čestice koje se ubrzavaju moraju biti nanelektrisane, i da se za ubrzavanje čestica koristi električno polje.

Akceleratori se generalno dele na elektrostatične i ciklične. Kod elektrostatičkih akceleratora se čestice ubrzavaju uz pomoć elektrostatičkog polja koja se nalazi na fiksiranoj razlici potencijala, i ne menja se u vremenu. Mana ovakvih akcelatora je to što je kinetička energija koju nanelektrisana čestica može da dobije ograničena maksimalnim padom napona u mašini [1].

Ciklični akceleratori su napravljeni tako da je električno polje promenljivo, i da nanelektrisana čestica nailazi na malu razliku potencijala iznova i iznova, veliki broj puta. Na ovaj način kinetička energija koju nanelektrisana čestica dobije nije ograničena padom napona – i linearni akceleratori su jedna vrsta ovakvih akcelatora [1].

Da bi se linearni akceleratori koristili u kliničkoj upotrebi, bitno je da ispunjavaju nekoliko uslova: radijacioni snop mora da bude jasno definisan, i da veličina snopa može da se kontroliše; izodozna raspodela unutar snopa mora da bude poznata, i da može da se kontroliše; energija, raspodela intenziteta, položaj i smer elektronskog snopa moraju da budu dobro poznati i kontrolisani na izlazu (ili tamo gde udaraju u metu, ili tamo gde izlaze kao snop visokoenergetskih elektrona); apsorbovana doza predata pacijentu takođe mora da bude dobro poznata; mora da postoji mogućnost pomeranja snopa, to jest da snop može da se usmeri ka bilo kom delu pacijenta – ovo podrazumeva da sto na kom leži pacijent mora da može da se pomera u sva tri pravca; mora da postoji visoka pouzdanost cele opreme (zbog toga što se često terapija vrši u više frakcija, pa ceo proces može da traje više nedelja); i konačno, neophodan je vrlo visok standard bezbednosti, kako električne i mehaničke, tako i radijacione. Tek kada linearni akcelerator ispuni pomenute uslove, može da se koristi u kliničkoj upotrebi [2].



Slika 1. Šema linearnog akceleratora i njegovih delova [3].

Primer izgradnje linearnog akceleratora se može videti na slici 1. Linearni akceleratori se sastoje od nekoliko delova:

- gentri (talasovod i glava akceleratora zajedno čine gentri)
- stalak gentrija
- kabinet za modulaciju
- sklop podrške za pacijente (pacijentni sto, na primer)
- konzola za kontrolu.

Gentri može da rotira, a pacijentni sto može da se pomera u vertikalnom, longitudinalnom i lateralnom pravcu, a takođe može i da rotira oko jedne vertikalne ose. Tačka preseka centralne ose glavnog snopa, ose oko koje rotira gentri, i ose pacijentnog stola se zove izocentar, i ona predstavlja koordinatni početak u referentnom sistemu koji se koristi tokom terapija.

Komponente linearnog akceleratora koje učestvuju u formiraju glavnog snopa se mogu podeliti u nekoliko osnovnih delova. Prvi od tih delova je elektronski top, koji predstavlja izvor elektrona. Elektronski top je katoda koja se zagreje, i odakle se onda termoelektričnom emisijom oslobađaju

elektroni. Oni su električnim poljem usmereni ka anodi, i tu ubrzavaju dok ne dođu do nje. Anoda je perforirana, i elektroni mogu da prođu kroz nju, čime se pošalju u talasovod.

Talasovod je evakuisana cev valjkastog ili pravougaonog oblika, dužine od 30cm do 150cm (u zavisnosti od planirane krajnje kinetičke energije elektrona). U talasovodu, kao što je već spomenuto s obzirom da linearni akceleratori spadaju u ciklične, elektroni, krećući se linearно, prolaze kroz istu, relativno malu potencijalnu razliku veliki broj puta. Za ovakvo ubrzavanje elektrona se koriste radiofrekventna polja velike energije, koja se proizvode u uređajima koji se zovu magnetroni ili klistroni.

Dakle, sledeći deo postavke linearног akceleratora, pored talasovoda, je sistem za generaciju radiofrekventnih polja koja ubrzavaju elektrone u talasovodu. Ovaj sistem se sastoji iz izvora radiofrekventnog polja, što su već pomenuti magnetron ili klistron, i modulatora impulsa. Funkcionisanje magnetrona i klistrona je bazirano na činjenici da ubrzavanje ili usporenje elektrona u vakuumu proizvodi radiofrekventna polja visoke snage. Odnosno, elektroni se termalno emituju iz zagrejane katode i ubrzavaju ka anodi pod pulsnim električnim poljem (koje dolazi iz pomenutog impulsnog modulatora). Ipak, nakon toga, dizajn i princip rada ova dva uređaja se razlikuje - magnetron je direktni izvor radiofrekventnog polja velike snage, dok klistron služi kao pojačavač radiofrekventnog polja koje u tom slučaju generiše radiofrekventni oscilator.

Za ovaku postavku je potreban već spomenuti modulator koji generiše impulse visokog napona i velike snage, a kratkog trajanja – to omogućava rad elektronskog topa (tako što modulator dovodi impulse negativnog napona na katodu, i tako se generiše već pomenuto električno polje koje usmerava elektrone u elektronskom topu) i sistema za generisanje radiofrekventnih talasa. Električna kola koja služe kao izvor napajanja za modulaciju se nalaze u već pomenutom kabinetu za modulaciju, čija tačna pozicija zavisi od strukture linearног akceleratora (na primer, može se nalaziti u sobi za terapiju, u sobi posebno namenjenoj za to pored sobe za terapiju, ili u kontrolnoj sobi linearног akceleratora). [1]

Konačno, ta radiofrekventna polja su postavljena u talasovodu tako da ubrzavaju elektrone koji prolaze kroz njega, time što im predaju energiju. Šematski prikaz ovog sistema se može videti na slici 2. Elektronski top i izvor radiofrekventnog polja su pulsirani tako da u trenutku u kom elektroni budu ubaćeni u talasovod, da dobiju i energiju. Elektroni u talasovodu su ubrzani samo kada se električna komponenta radiofrekventnog polja usmerena u pravcu kretanja talasa – to znači da su

elektroni ubrzani samo tokom jedne četvrtine perioda radiofrekventnog talasa. U toku sledeće dve četvrtine perioda se ništa ne dešava, a u tokom četvrte četvrtine je tako namešteno da tada stigne novi impuls radiofrekventnog talasa, pa se tu elektroni opet ubrzavaju [3]. Time je postignut uslov cikličnih akceleratora spomenut na početku – da su elektroni iznova i iznova ubrzani za relativno malu razliku potencijala.



Slika 2. Šematski prikaz sistema kroz koji prolazi snop u linearном akceleratoru [3].

Da bi u linearnom akceleratoru ova kreacija, transport i ubrzavanje elektrona funkcionalisala kako treba, u njegovoj postavci postoji i ‘pomoćni sistem’. Ovaj sistem ne učestvuje direktno u ubrzavanju elektrona, ali omogućava ubrzavanje. Sastoji se iz: vakuum pumpe koja proizvodi vakuum u talasovodu i generatoru radiofrekventnog polja; vodenog sistema za hlađenje koji hladi talasovod, generator radiofrekventnog polja i metu (održavanje odgovarajućih temperatura je ključno za rad linearног akceleratora); sistema za održavanje pritiska vazduha; i zaštitnog sloja za zaštitu od zračenja.

Nakon što elektroni prođu kroz talasovod, ako je u pitanju generisanje fotonskog snopa, potrebno je da ti elektroni budu dovedeni do mete. U slučaju niskoenergetskih elektronskih snopova (ispod 6 MeV-a), meta je smeštena na kraju talasovoda. Međutim, kod viših energija, talasovod je predugačak i obično je postavljen paralelno sa osom rotacije gentrija, pa je potrebno da se izazove skretanje elektronskog snopa da bi pogodio metu (ili čak i samo da bi direktno izašao i bio usmeren ka pacijentu u slučaju kada se koriti elektronski snop). Za skretanje elektronskog snopa se koristi sistem magneta.

Dakle, sistem magneta dovede snop elektrona do glave linearog akceleratora, što se takođe može videti na slici 2. U glavi aparata se nalazi meta koja proizvodi fotonski snop, folije i filtere za kontrolu snopa, ionizacione komore za dozimetriju snopa, sistem za kolimaciju (koji može da sadrži primarni i sekundarni kolimator, kao i multilamelarni kolimator) i sistem svetlosti i ogledala koji služi za vizuelnu indikaciju polja. Svaki od ovih delova će biti detaljnije objašnjen u daljem tekstu.

Fotonski snop nastaje tako što elektroni dođu do mete, gde se zaustave i tokom zaustavljanja emituju karakteristično Bremsstrahlung, odnosno zakočno, x-zračenje. Iako je početni elektronski snop približno monoenergetski, ovako proizведен fotonski snop se sastoji od celog spektra fotonskih energija, dok je maksimalna energija fotonskog snopa približno jednaka energiji elektronskog snopa.

Istraživanjima je zaključeno da su, za elektronske snopove energija ispod 15 MeV, najbolje mete napravljene od metala sa velikim atomskim brojem (na primer, volfram ili zlato), dok su za elektronske snopove energija iznad 15 MeV, nabolje mete koje imaju manji atomski broj. [1] Ovo je zato što su takvi materijali u kombinaciji sa elektronima odgovarajućih energija najefikasniji za proizvodnju zakočnog zračenja. Dimenzije mete su takođe bitne – ne sme biti predebela da ne bi došlo do atenuacije novonastalog fotonskog snopa dok prolazi kroz metu, ali ne sme biti ni premalena, da bi uopšte mogla da izazove zakočno zračenje. Da bi ispunila ova dve uslove, meta obično bude debljine 1mm – 2mm. [1]

Nakon nastanka fotonskog snopa, potrebno je da se taj snop ‘poravna’. Za to se koriste ‘poravnavajući’ filteri – njihov zadatak je da, kao što ime kaže, poravnaju snop. Odnosno, oni atenuiraju centralni deo snopa, da bi fotonski snop imao uniformnu raspodelu doze. Filteri su konusnog oblika, i otkriveno je da su najefikasniji ako su napravljeni od materijala sa malim atomskim brojem, kolika god bila energija snopa. [1]

U slučaju da je potreban elektronski snop, meta i poravnavajući filteri nisu potrebni. Umesto njih se koriste folije za rasejanje, koje uniformišu raspodelu elektrona duž cele površine poprečnog preseka snopa. Rasejanje elektrona je potrebno jer je snop elektrona kad izađe iz talasovoda jako malog poprečnog preseka. Folije su napravljenje od materijala sa visokim atomskim brojem, a debljina folije zavisi od energije snopa – potrebno je voditi računa da dođe do rasejanja, a da što manje elektrona doživi zakočno zračenje jer se time proizvode fotoni koji su u ovom slučaju samo

kontaminacija u snopu. Dakle, da bi se ovo optimizovalo, za svaku energiju elektronskog snopa postoji odgovarajuća folija.

Neki uređaji su napravljeni da budu samo generatori x-zraka, ali u većini linearnih akceleratora, glava je napravljena tako da mogu da se proizvode i x-zraci, i snopovi fotona. U takvim akceleratorima su potrebne mehaničke postavke koje omogućavaju prelazak iz jednog režima u drugi – mogućnost lakog uklanjanja mete i filtera, ubacivanja odgovarajuće folije, i obrnuto. Bitno je da imaju i ‘interlok’ (bezbednosni) sistem, koji će obezbediti da je sve dobro postavljeno pre početka terapije.

Pored mete i filtera, ili folije, u glavi akceleratora se nalaze i ionizacione komore. One služe za praćenje brzine doze, i prostornu raspodelu polja (koliko je ravno i simetrično). Ionizacione komore se obično nalaze posle poravnavajućeg filtera ili folije za rasejanje, a pre sekundarnog kolimatori. One su obično skroz zatvorene i izolovane, da njihovo merenje ne bi zavisilo od ambijentalnog pritiska i temperature. Ionizacione komore mere zračenje u MU (monitorskim jedinicama), i obično su komore kalibrirane tako da 1 MU odgovara 1cGy doze koja je predata vodenom fantomu na dubini gde se deponuje maksimum doze, na centralnoj osi snopa dimenzija $10 \times 10 \text{ cm}^2$, i gde je SSD (udaljenost izvora do površine) 100 cm. [1]

Unapred se odredi broj MU, i kada ionizacione komore detektuju taj broj, odgovarajuće strujno kolo će isključiti linearni akcelerator – time se sprečava preveliko ozračavanje pacijenata. Zbog bezbednosti pacijenata, većina linearnih akceleratora u sebi ima dve ionizacione komore sa potpuno odvojenim odgovarajućim elektronskim kolima – u slučaju da primarna komora prestane da radi tokom zračenja pacijenta, druga služi kao rezerva, i ona će biti ta koja će isključiti linearni akcelerator kada se dostigne propisana doza. U slučaju da obe komore prestanu da rade, linearni akcelerator je namešten da se vrlo brzo nakon toga isključi.

Kao što je već spomenuto, pored merenja doze u MU, ionizacione komore prate i nekoliko drugih veličina – energiju snopa, ravnoću i simetriju polja.

Posle ionizacionih komora se nalazi još i svetlosni izvor, koji, uz sistem ogledala, pravi svetlosno polje. Svetlosni izvor je postavljen tako da izgleda kao da svetlost dolazi iz mete, i svetlosno polje bi trebalo da odgovara zračnom polju – predstavlja vizuelni prikaz zračnog polja.

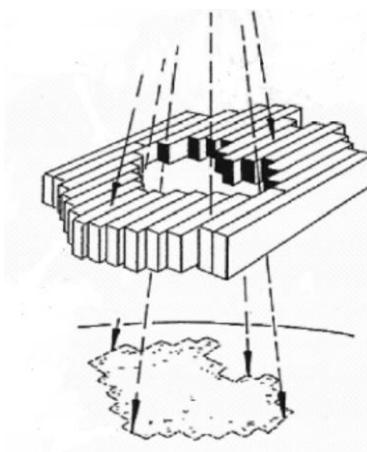
Konačno, pre nego što dođe do pacijenta, snop prođe kroz sistem kolimatora. Sistem kolimatora služi za upravljanje oblikom snopa, u zavisnosti od terapijske potrebe. Generalno, postavka i preciznost kolimatorskih mehanizama je jako bitna. Na primer, pomeraj od 1mm kolimatora najbližem meti može da izazove pomeraj do 0.5cm na pacijentu, što u terapiji ne bi bilo prihvatljivo [2].

Najjednostavnija postavka kolimatora su dva para blokova (od olova, ili nekog drugog materijala sa velikim atomskim brojem). Svaki par blokova može nezavisno da se pokreće, i time se dobija pravougaono polje proizvoljne veličine. Postoje takođe i kružni kolimatori koji omogućavaju zračenje kružnim zračnim poljem.

Međutim, za mnoge terapijske potrebe nije dovoljno da zračno polje bude kružnog ili pravougaonog oblika – takva jednostavna polja ili ne mogu efektivno da obuhvate tumor, ili previše ozrače neke okolno rizične organe, ili oba istovremeno. Nekad se, da bi se ovaj problem rešio, izlivaju kolimatori koji odgovaraju specifičnom tumoru pacijenta, ali to nije uvek izvodljivo, a nekad je potreban oblik zračnog polja takav da nije ni tako lako izliti odgovarajuće kolimatore. Zbog toga, mnogi noviji linearni akceleratori imaju u sebi multilamellarne kolimatore, koji relativno jednostavno omogućavaju oblikovanje zračnog polja.

Multilamelarni kolimator i DLG

Cilj korišćenja multilamelarnih kolimatoreva je unapređenje efektivnosti terapije. Tokom planiranja terapije, potrebno je usmeriti snop tako da meta bude ozračena, a da što manje okolnog tkiva bude pogodjeno. Multilamelarni kolimatori omogućavaju proizvoljno oblikovanje snopa zračenja – snop onda može biti nepravilnog oblika i potpuno se prilagoditi tumoru. Time se ispunjava baš taj zahtev da se pogodi što veći deo mete bez dodirivanja okolnog tkiva, što je vrlo korisno u radioterapiji. Multilamelarni kolimatori imaju veliku ulogu u konformalnoj terapiji.



Slika 3. Šematski prikaz multilamelarnog kolimatora i oblikovanja polja

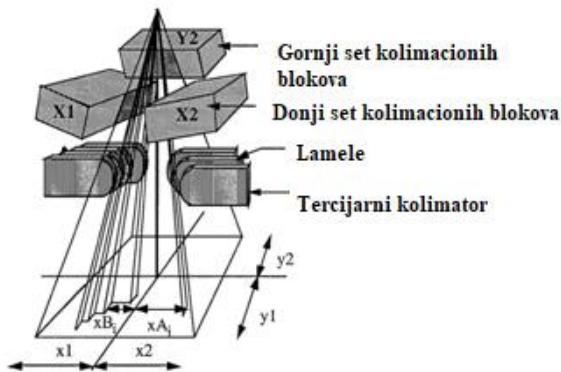
Multilamelarni kolimator se obično sastoji od dva reda lamela postavljenih suprotno jedne u odnosu na druge, koje mogu da se pomeraju. Krajevi lamela jednog reda mogu da se dodirnu sa krajevima lamela drugog reda. Broj lamela varira, u zavisnosti od uređaja, i kreće se od dva puta po 40 (ukupno 80) do dva puta po 80 (ukupno 160). Svaka lamela može da se pomera individualno, nevezano za kretanje ostalih lamela, a i njihovo pomeranje je kompjuterski kontrolisano - zbog toga je moguće lako oblikovati snop zračenja da bude traženog oblika, u zavisnosti od onoga što je potrebno za određeni oblik i položaj tumora.

Postoje multilamelarni kolimatori koji se prvo nameste u traženi oblik pa se onda pusti snop zračenja, a u nekim uređajima je moguće i da se multilamelarni kolimatori pomeraju i tokom samog zračenja.

Kao što je već spomenuto, najosnovniji način oblikovanja i usmeravanja snopova je uz pomoć metalnih kolimatoreva velike gustine, odnosno ‘osnovnih kolimatoreva’ ili setova kolimacionih blokova.

Multilamelarni kolimatori nisu tu da u potpunosti zamene ove osnovne kolimatore, nego samo da dodatno pomognu u oblikovanju snopa. Dakle, postavke multilamelarnih kolimatore mogu da se dele po tome gde se nalaze u odnosu na osnovne kolimatore:

- kao totalna ili parcijalna zamena gornjeg seta kolimacionih blokova;
- kao totalna ili parcijalna zamena donjeg seta kolimacionih blokova;
- tzv, ‘tercijarna konfiguracija’, gde se multilamelarni kolimator postavi ispod oba osnovna kolimatora, bliže izocentru.



Slika 4. Primer tercijarne konfiguracije multilamelarnih kolimatora [4].

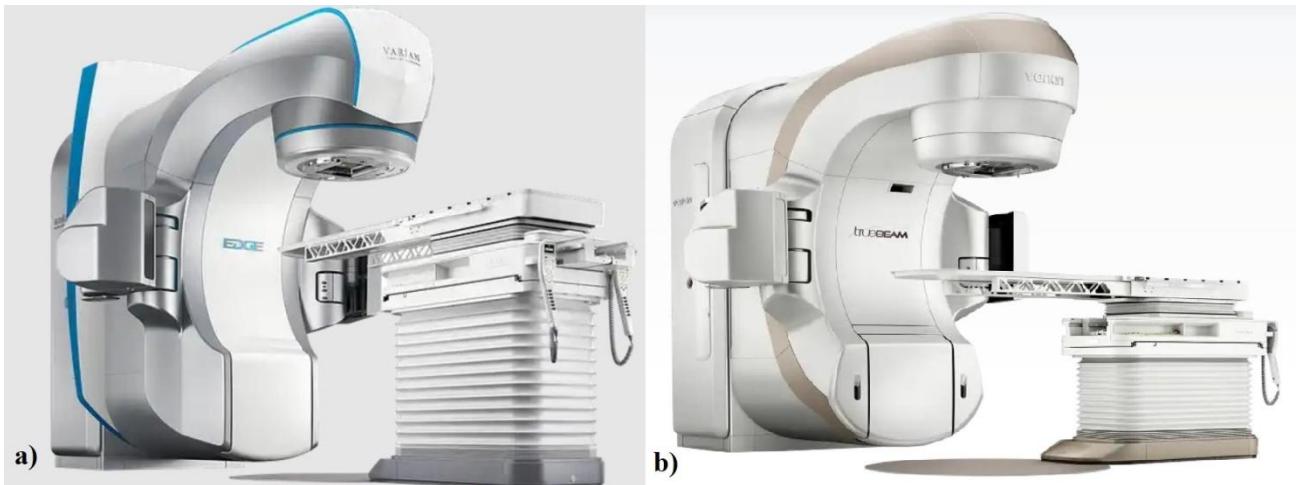
Svaka od prethodno navedenih konfiguracija ima svoje prednosti i mane, i koriste se na različitim uređajima.

Multilamelarni kolimator kao zamena gornjeg seta kolimacionih blokova se koristi kod *Elekta* uređaja. Ovde se lamele kreću duž y ose, odnosno, paralelno osi rotacije gentrija. Prednost ovakve postavke je što lamele mogu manje da se kreću i zbog toga mogu biti manje, pa onda taj deo uređaja može biti mnogo kompaktniji. Sa druge strane, u ovom slučaju je kolimator prilično daleko od izocentra a blizu izvora zračenja, zbog čega je tolerancija na preciznost dimenzija i pomeranja lamela znatno manja.

Uređaji firme *Siemens*, koji se više ne proizvode, koristili su multilamelarne kolimatore kao zamenu za donji set kolimacionih blokova. [4]

Varian akceleratori koriste multilamelarne kolimatore u tercijarnoj konfiguraciji. Ovakva postavka se može videti na slici 4. Ovde su multilamelarni kolimatori postavljeni tako da ih je moguće fizički pomeriti u slučaju nekog kvara. Mana ovakve postavke je to što postavljanje multilamelarnog kolimatora ispod osnovnih kolimatora zauzima veliki dodatni prostor u glavi linearног akceleratora. [4]

Postoje nekoliko vrsta *Varian* akceleratora. Prvi i osnovni je onaj koji ima postavku kao na slici 4, gde se multilamelarni kolimator nalazi ispod oba seta kolimacionih blokova, bliže izocentru. Takve postavke imaju *Varian* akceleratori *Varian Edge*, *Varian TrueBeam* i *Varian VitalBeam*. Ova tri akceleratora su vrlo slična, i sve tri vrste su u upotrebi, a razvijene su iz iste platforme *TrueBeam*-a. *VitalBeam* je verzija *TrueBeam*-a sa manje softverskih licenci, a po konstrukciji identičan *TrueBeam*-u. *TrueBeam* obično ima veći opseg snopova po energijama. *Varian Edge* je vrlo sličan *TrueBeam*-u, osim što ima znatno unapređene tehničke mogućnosti. Na slici 5 se mogu videti *Varian Edge* (a) i *Varian TrueBeam* (b) akceleratori.



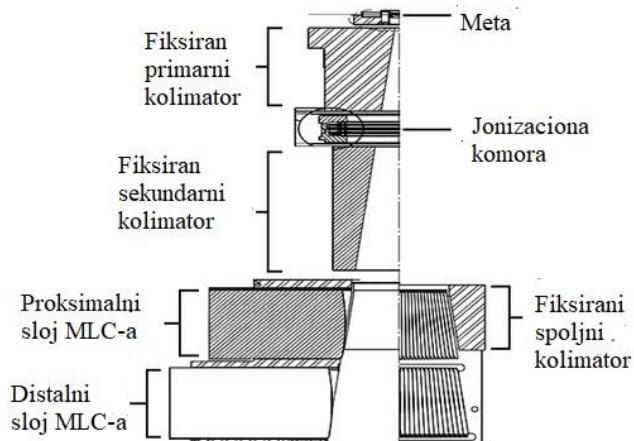
Slika 5. Akceleratori *Varian Edge* (a) i *Vairan TrueBeam* (b).

Pored njih, napravljen je i *Varian* akcelerator nazvan *Halcyon*, koji se jedini znatno razlikuje od prethodna tri po postavci kolimacionog sistema, dužini talasovoda i osnovnoj konstrukciji. Dok prethodno pomenuti akceleratori pripradaju tzv ‘C arm’ akceleratorima, jer u profilu liče na slovo C (slika 5), *Halcyon* pripada O-tipu akceleratora, jer se njegov gentri ne vidi i ‘upakovani’ je u obloge koje mu daju izgled CT, pa se zbog tog karakterističnog kružnog otvora zove O-tip (slika 6). Njegovi osnovni setovi kolimacionih blokova su fiksirani u mestu, dok se ispod njih nalazi multilamelarni kolimator sačinjen od dva sloja lamela jedne iznad drugih. Distalni, odnosno donji

sloj, ima dva reda od po 28 lamela, dok proksimalni, odnosno gornji sloj, ima dva reda od po 29 lamela. [5] Šema *Halcyon*-a se može videti na slici 7. Slojevi lamela su smaknuti za 0.5cm, čime se postiže izuzetno mala transmisija kroz susedne lamele i visinu lamela.



Slika 6. Akcelerator *Halcyon*.



Slika 7. Šema kolimatorskog sistema u akceleratoru *Halcyon* [5].

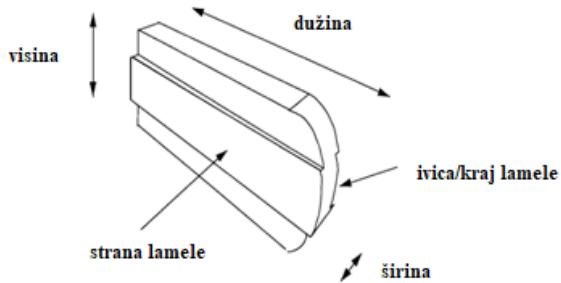
Generalno, lamele multilamelarnog kolimatora su obično napravljene od legura volframa zbog njihove velike gustine, lakog oblikovanja i relativno niske cene. Obično je visina svake lamele negde između 5cm i 10cm, dok je širina između 2.5mm do 10mm. [4] Na slici 8 je prikazana jedna lamela.



Slika 8. Izgled individualne lamele.

Tokom izgradnje lamela potrebno je voditi računa o transmisiji – zbog toga što postoji curenje između lamela, potrebno je da transmisija kroz same lamele bude manja nego što je, na primer, kroz obične kolimatore. Na primer, kod legura volframa i u slučaju tercijarne konfiguracije multilamelarnog kolimatora, da bi se dospjela dovoljno niska transmisija, potrebno je da visina lamele bude barem 5cm. [4]

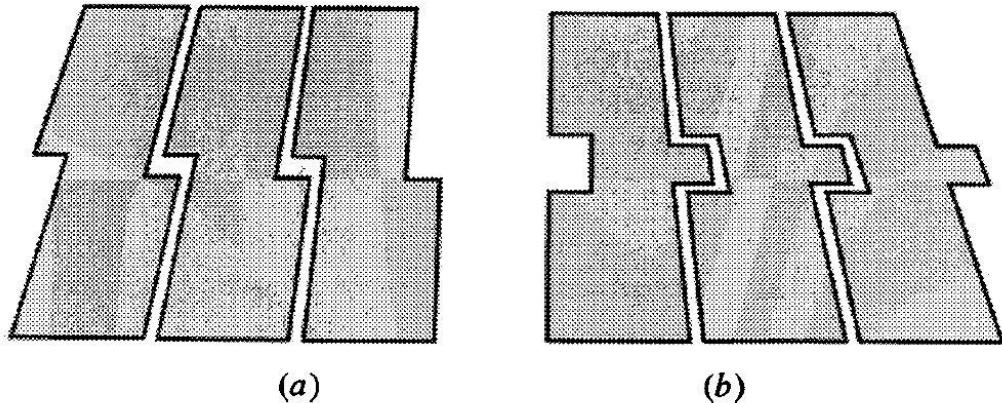
Tokom dizajniranja multilamelarnog kolimatora, potrebno je obratiti pažnju i na to da je polusenka zračenja što manja. Jedan od načina da se to postigne je zaobljivanje krajeva lamele – takav oblik se može videti na slici 9.



Slika 9. Šematski prikaz jedne lamele [4].

Kao što je već spomenuto, pri izgradnji lamela je potrebno voditi računa i o curenju između njih. Postoje dva glavna izvora curenja energije: između strana susednih lamela i između krajeva naspramnih lamela. S jedne strane, potreban je mali razmak između lamela da međusobno trenje ne bi sprečavalo odvojeno kretanje lamele. Ali s druge strane, potrebno je sprečiti preveliko curenje između lamela. Da bi se to delimično rešilo, u nekim slučajevima se lamele izgrade i postave tako da postoji blago preklapanje između susednih lamela. Postoje dva načina da se ovo uradi: jedan je

‘stopenice’ konstrukcija (slika 10a), dok je druga ‘tongue and groove’ konstrukcija (slika 10b). U oba slučaja, nepravilan oblik lamela omogućava da kad se stave jedne pored drugih, da čine ravnu površ, i time se postiže smanjenje curenja između njih.



Slika 10. Šematski prikaz metoda smanjenja curenja između lamela: (a) ‘stopenice’ konstrukcija i (b) ‘tongue and groove’ konstrukcija [2].

Međutim, uvek će postojati neko curenje, i to curenje je potrebno nekako kvantifikovati da bi se moglo uračunati u planiranje terapije. Jedan od načina kvantifikovanja je samo izmeriti transmisiju kroz lamele, a drugi je ‘dosimetric leaf gap’ (DLG) – to je parametar koji opisuje curenje zračenja koje se dešava zbog spomenute zaobljenosti krajeva lamela.

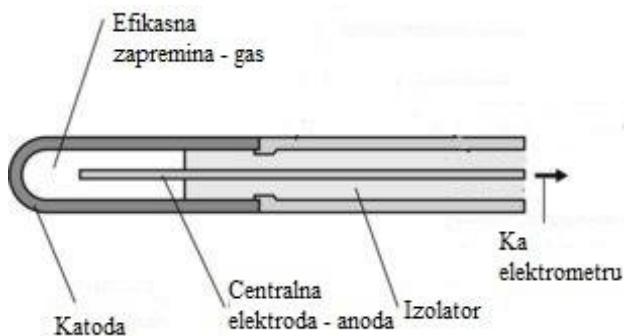
Merenje DLG-a je dužnost medicinskih fizičara. Potrebno ga je izmeriti pre nego što se akcelerator počne koristiti u terapijske svrhe. Vrednost DLG-a se unese u sistem za planiranje, i onda se u dalje planiranje terapija i doza koju primi pacijent uvek uračuna i curenje zračenja između naspramnih krajeva lamela u multilamelarnom kolimatoru. Potrebno je odrediti DLG za svaki linearni akcelerator koji se koristi u terapijske svrhe, i to posebno za svaku energiju snopa koju akcelerator može da proizvede.

Oprema za određivanje DLG-a

U ovom odeljku će biti opisan rad detektora koji mogu da se koriste za određivanje DLG-a, dok će dalje u radu biti objašnjen sam metod određivanja DLG-a.

Prvi način za određivanje DLG-a je uz pomoć ionizacione komore povezane sa elektrometrom.

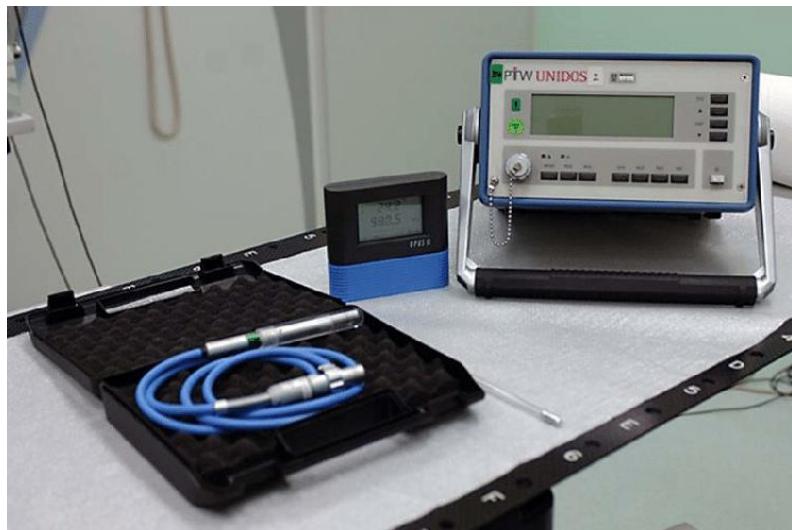
Ionizaciona komora je gasni detektor – predstavlja šupljinu ispunjenu gasom, i okruženu elektrodama. Postoji više vrsta ionizacionih komora, u zavisnosti od oblika, ali za svrhu određivanja DLG-a se koristi cilindrična ionizaciona komora. Zid komore, u obliku cilindra, je elektroda, konkretno katoda, a kroz sredinu komore prolazi anoda. Elektrode su vezane u električno kolo, u koje je uvezan i elektrometar. Radna sredina komore je gas. Osnovna šema komore se može videti na slici 11.



Slika 11. Šema ionizacione komore

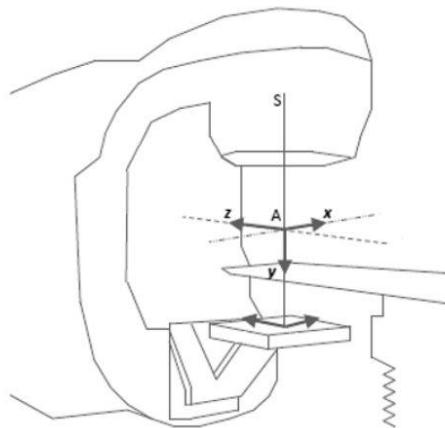
Kada čestica prođe kroz komoru, vrši ionizaciju sredine – stvaraju se parovi elektron-jon. Sa druge strane, na elektrode je doveden napon, koji mora da bude dovoljno mali da ne može sam da izazove ionizaciju sredine, ali dovoljno velik da pokrene elektronske parove koje stvoriti čestica koja treba da se detektuje. Tada se ti elektroni i joni skupljaju na elektrodama, i stvaraju struju u kolu. Često su ovako izazvane struje male, i teže se detektuju, pa je u kolo uvezan i kondenzator. Tada elektrometar meri nanelektrisanje koje se nakupi na tom kondenzatoru.

Ionizacione komore se razlikuju i po dimenzijama efikasne zapremine – često se koriste ionizacione komore farmer-tipa, u kojima je zapremina gase u komori 0.6cm^3 . [3] Jedna takva komora zajedno sa odgovarajućim elektrometrom se može videti na slici 12.



Slika 12. Jonizaciona komora farmer tipa i odgovarajući elektrometar.

Dalje, za određivanje DLG-a može se koristiti i portalna dozimetrija. Uredaj za portalnu dozimetriju je već ugrađen u linearne akceleratore, i to je dvodimenzionalni detektor X-zraka. Nalazi se naspram glave linearног akceleratora (slika 13). Tokom terapije se često koriste da se potvrdi da je pacijent dobro pozicioniran.



Slika 13. Šema linearnog akceleratora sa portalnom dozimetrijom [9].

Generalno, u portalnoj dozimetriji se koriste različiti tipovi detektora X-zraka, ali detektor koji je relevantan za ovaj rad je detektor od amorfognog silicijuma. Ovaj detektor je indirekstan, zato što prvo konverteuje X-zrake u vidljivu svetlost, i onda se ta svetlost detektuje. Konverzija X-zraka se vrši uz pomoć ekrana od fosfora, koji fosforescencijom od X-zraka proizvodi vidljivu svetlost.

Pored ekrana od fosfora se nalazi svetlosni detektor u vidu matrice, pa tako proizvedena vidljiva svetlost pada na detektor. Svako ‘polje’ matrice tog detektora (što u stvari predstavlja jedan piksel) je jedna fotodioda i jedan tranzistor (FET), a i fotodioda i tranzistor su napravljeni od amorfognog silicijuma. Fotodioda detektuje vidljivu svetlost, dok FET funkcioniše kao ‘prekidač’ koji kontroliše da li će se detekcija zabeležiti. [6]

Detaljnije, ovaj sistem funkcioniše tako što se provodljivost FET-ova kontroliše naponu dovedenom na njih, a svaki red FET-ova ima zajednički kontroler koji može da ih uključi u isto vreme. Na taj način se omogućava što veća prostorna rezolucija tako što se napon dovede na red po red matrice – time se vrši očitavanje signala red po red.

Konačna slika, odnosno konačni signal se očitava u jedinicama CU – calibration unit. Za svaki detektor je moguće konvertovati CU u Gy, iako to za potrebe određivanja DLG-a nije neophodno.

Metod rada

U ovom radu je DLG meren na više načina, i dobijeni rezultati su upoređeni.

Prvi od načina na koji je DLG meren je uz pomoć ionizacione komore i fantoma sa karakteristikama vode (konkretno je korišćen RW3 fantom). Korišćena je farmer ionizaciona komora proizvodjaca PTW, oznake 30010, i elektrometar *PTW UNIDOS webline*. Radni napon je bio 400V. Za sva merenja je bilo namešteno da polje bude 10x10cm, i da je SSD = 90 cm. Primer postavke fantoma i ionizacione komore za ovakvo merenje je prikazan na slici 14.



Slika 14. Postavka fantoma i ionizacione komore tokom merenja DLG-a na uređaju *Varian Edge*.

Metoda izračunavanja DLG-a zove se LoSasso, prema fizičaru koji ju je predložio.

Prvo je izmerena vrednost otvorenog polja M_o (kada je multilamelarni kolimator potpuno otvoren). Nakon toga je izmerena vrednost transmisije multilamelarnog kolimatora za jedan red lamela, red A – M_{TA} (jedan red lamela je skroz zatvoren dok je drugi skroz otvoreno). Ovo merenje je ponovljeno za skroz otvoren drugi red lamela (red B) - M_{TB} . Sva tri merenja (za M_o , M_{TA} i M_{TB}) su ponovljena tri puta, i u daljem računu je korišćena njihova srednja vrednost, radi smanjenja greške. Potom je izračunata srednja vrednost transmisije, po formuli:

$$M_T = \frac{M_{TA} + M_{TB}}{2}.$$

Takođe je izračunata procentualna vrednost transmisije, po formuli:

$$M_{TRANS} = \frac{M_T}{M_O} \cdot 100\%$$

Nakon toga je izmereno zračenje za različite širine procepa između lamela - M_g . To je izvršeno tako što se procep otvor na odgovarajuću vrednost, i onda se lamele pomeraju tako da procep pređe od jednog do drugog kraja. Ovo je ponovljeno za različite veličine procepa, i za svaku je očitano i zabeleženo merenje ionizacione komore. Takođe je, kao i za transmisiju, merenje za svaku debljinu procepa ponovljeno tri puta, i u daljem računu je korišćena srednja vrednost ta tri merenja.

Izračunat je srednji doprinos transmisije merenja sa odgovarajućim procepom po formuli:

$$M_{gT} = M_T \cdot \left(1 - \frac{g[\text{mm}]}{120\text{mm}}\right),$$

gde je g debljina procepa.

Uz pomoć prethodnog je izračunato korigovano merenje zračenja na transmisiju, po formuli:

$$M'_g = M_g - M_{gT}.$$

Konačno, iscrtan je grafik zavisnosti procepa od tog korigovanog merenja, i tražena je linearna funkcija: $g(M'_g) = aM'_g + b$. Apsolutna vrednost ovako dobijenog odsečka na y osi predstavlja traženi DLG.

Ova merenja su ponovljena za različite energije, za akceleratore *Varian Edge*, *Varian TrueBeam*, *Varian VitalBeam* i *Halcyon*. Za svaki akcelerator su korišćene sve energije snopa koje akcelerator može da proizvede.

Jedna razlika je bila kod *Halcyon*-a, jer on, kao što je već spomenuto, ima drugačije postavljen multilamelarni kolimator. U tom slučaju su umesto transmisije leve i desne strane reda lamela, merene transmisije kroz oba sloja lamela, odnosno, distalni sloj je bio skroz zatvoren a proksimalni skroz otvoren, i izvršeno je merenje transmisije kroz distalni sloj M_{TD} . Nakon toga je zatvoren proksimalni, a otvoren distalni, i dobijena je transmisija kroz proksimalni sloj lamela: M_{TP} . Ostatak

postupka i sama postavka merenja su bili isti kao i za ostale *Varian* uređaje. Postavka ionizacione komore za merenje vršeno na *Halcyon*-u se može videti na slici 15.



Slika 15. Postavka fantoma i ionizacione komore tokom merenja DLG-a na uređaju *Halcyon*.

Ceo prethodni proces je ponovljen, ali ovog puta je merenje vršeno uz pomoć portalne dozimetrije. Merenje je takođe vršeno za tri spomenuta akceleratora – *Varian Edge*, *Varian TrueBeam* i *Varian VitalBeam*. Postavka ovakvog merenja je prikazana na slici 16.



Slika 16. Merenje DLG-a portalnom dozimetrijom na akceleratoru *Varian VitalBeam*.

Vrednosti DLG-a su dobijene i uz pomoć sistema za planiranje. Postupak je bio sličan kao i u prethodna dva slučaja, osim što su umesto merenja, vrednosti za otvoreno polje, transmisiju i merenje zračenja za različite dimenzije procepa dobijeni iz sistema za planiranje, pa je ponovljen postupak za računanje DLG-a.

Konačno, ovako dobijene vrednosti DLG-a za svaki uređaj i svaku energiju su međusobno upoređene, i to je sve takođe upoređeno i sa vrednošću DLG-a koja je dobijena nekim ranijim rutinskim merenjem, i koja se koristi u sistemu za planiranje.

Bitno je napomenuti da, s obzirom da su *TrueBeam* i *VitalBeam* ‘beam matched’ (što znači da su njihove dubinske doze i profili snopa u izuzetnom slaganju za svaku energiju), oni imaju zajedničke vrednosti dobijene iz sistema za planiranje, za energije koje su im zajedničke. Međutim, postupci merenja DLG-a uz pomoć ionizacione komore i portalne dozimetrije su ponovljeni za svaki uređaj posebno.

Rezultati

Varian Edge

Akcelerator *Varian Edge* može da proizvede fotonske snopove od 6 MV, 6 MV FFF, 10MV i 10 MV FFF, i za svaki od njih je izvršeno merenje DLG-a. U tabeli 1 su prikazani rezultati merenja transmisije na *Varian Edge*-u, uz pomoć ionizacione komore i vodenog fantoma, za energiju od 6 MV, dok su u tabeli 2 prikazani rezultati daljeg merenja za različite procepe između lamela multilamelarnog kolimatora, za istu energiju. Rezultati merenja za ostale energije su navedeni u prilogu.

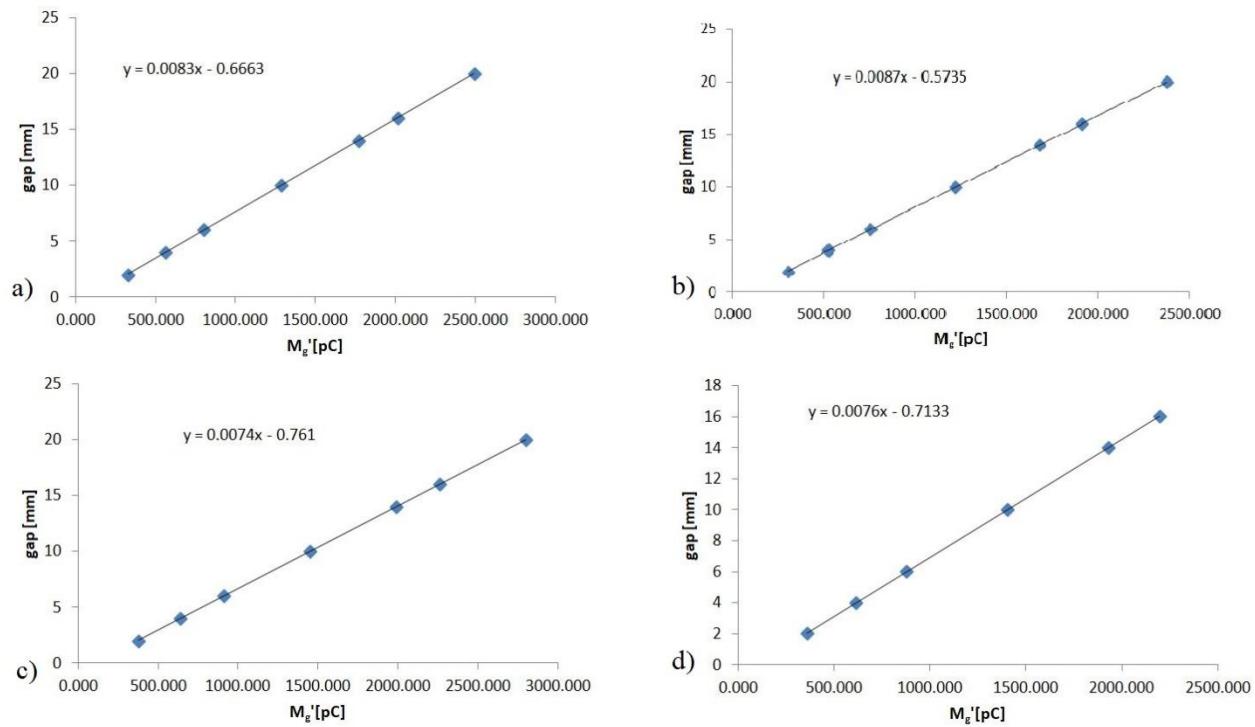
Tabela 1. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6MV.

	1	2	3	Avg		
M_o [pC]	14550	14550	14550	14550		
$M_{T,A}$ [pC]	165.5	165.7	165.8	165.67	M_T [pC]	168.650
$M_{T,b}$ [pC]	171.6	171.6	171.7	171.63	T [%]	1.159107

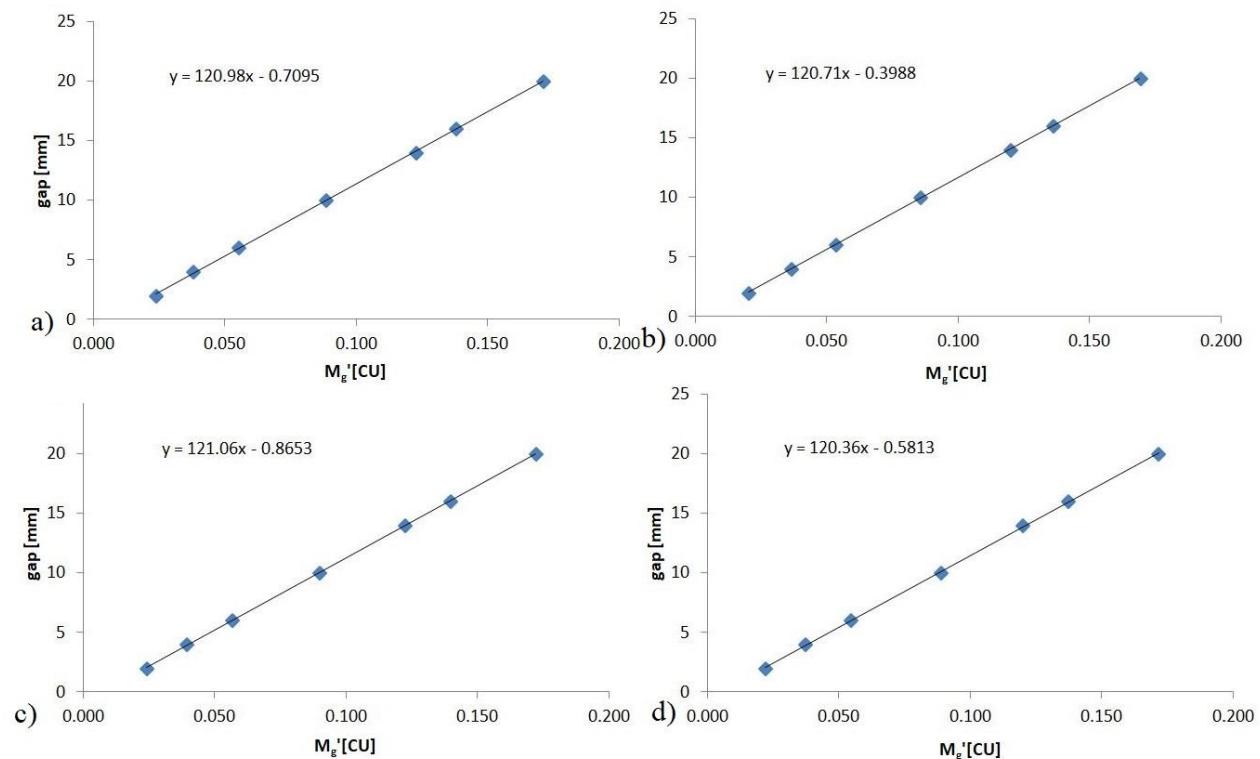
Tabela 2. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	492.1	492.1	492.0	492.07	165.839	326.228
4	722.5	722.5	722.5	722.50	163.028	559.472
6	962.0	962.0	961.5	961.83	160.218	801.616
10	1441.0	1441.0	1441.0	1441.00	154.596	1286.404
14	1919.0	1919.0	1919.0	1919.00	148.974	1770.026
16	2158.0	2159.0	2159.0	2158.67	146.163	2012.503
20	2636.0	2636.0	2626.0	2632.67	140.542	2492.125

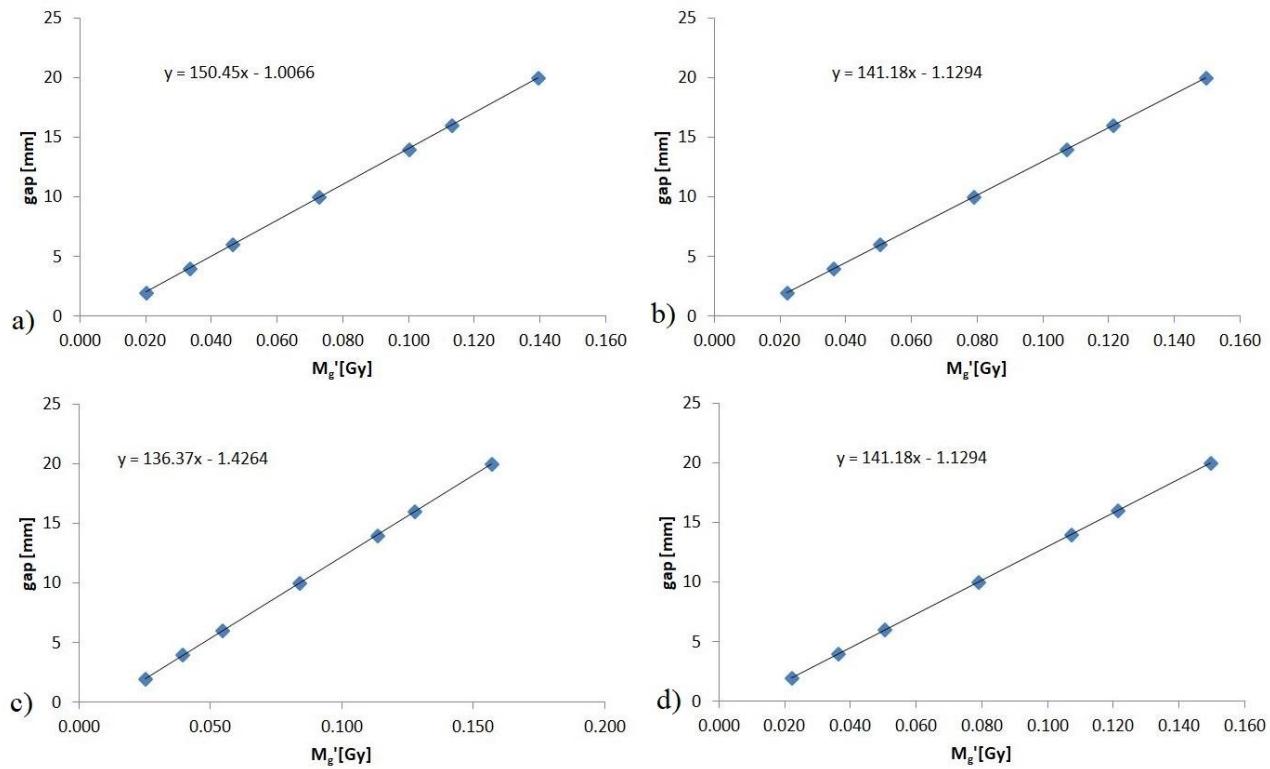
Na slici 17 je prikazan grafik zavisnosti procepa od merenja zračenja snopa korigovanog na transmisiju za energije snopa 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c) i 10 MV FFF (d), dok su na slikama 18 i 19 prikazane iste zavisnosti, ali za vrednosti dobijene, redom, portalnom dozimetrijom i iz sistema za planiranje.



Slika 17. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Varian Edge*, ionizacionom komorom, za energije 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c), 10 MV FFF (d).



Slika 18. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Varian Edge*, portalom dozimetrijom, za energije 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c), 10 MV FFF (d).



Slika 19. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Varian Edge*, dobijenih iz sistema za planiranje, za energije 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c), 10 MV FFF (d).

U tabeli 3 su prikazane upoređene sve vrednosti DLG-a za *Varian Edge*, dobijene jonizacionom komorom, portalnom dozimetrijom, iz sistema za planiranje, i trenutne vrednosti u upotrebi, za energije 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV i 10 MV FFF. U tabeli 4 su prikazane analogne vrednosti, ali za transmisiju.

Tabela 3. Vrednosti DLG-a, u milimetrima, za *Varian Edge*.

	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Sistem za planiranje	U upotrebi
6MV	0.666	0.710	1.006	1.05
6FFF	0.573	0.400	0.866	0.90
10MV	0.761	0.865	1.426	1.40
10FFF	0.713	0.581	1.129	1.10

Tabela 4. Vrednosti transmisije u %, za *Varian Edge*.

[%]	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Sistem za planiranje	U upotrebi
6MV	1.2	1.0	1.1	1.2
6FFF	1.0	0.6	1.1	1.0
10MV	1.3	1.0	1.4	1.3
10FFF	1.2	1.0	1.2	1.2

Tabela 5. Upoređene vrednosti DLG-a dobijenje merenjem jonizacionom komorom i portalnom dozimetrijom, za *Varian Edge*.

	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Apsolutno odstupanje	Relativno odstupanje [%]
6MV	0.666	0.710	0.044	6.6
6FFF	0.573	0.400	0.173	30.2
10MV	0.761	0.865	0.104	13.7
10FFF	0.713	0.581	0.132	18.5

Može se primetiti da se vrednosti dobijene iz sistema za planiranje kalkulacijom na opremi koja je korišćena za merenje odlično slažu sa podacima koji su trenutno u upotrebi – odnosno koji već postoje u sistemu za planiranje (koji su dobijeni tokom komisioniranja). Da bi se merenje kompleksnih planova terapije potpuno poklapalo sa planovima izračunatim u sistemu za planiranje, to jest da bi se do bile dobre vrednosti gama analize isporučenih planova, kalkulacija u sistemu za planiranje bazira na već utaćenjenim vrednostima dobijenim iterativnim postupkom malih promena DLG-a. Dakle, ovakvo blisko poklapanje tih vrednosti je bilo i očekivano.

Sa druge strane, kolone portalne dozimetrije i ionizacione komore su takođe vrlo slične, što se može videti u tabeli 5. Ovo ukazuje da bi se portalna dozimetrija, nakon kalibracije, mogla potencijalno koristiti za određivanje inicijalnog DLG-a prilikom komisioniranja akceleratora.

Varian TrueBeam i VitalBeam

U ovom odeljku su prikazani rezultati određivanja DLG-a na uređajima *Varian TrueBeam* i *Varian VitalBeam*. Akcelerator *TrueBeam* može da generiše snopove fotona energija 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV, 10 MV FFF i 15 MV, pa slede prikazani grafici zavisnosti procepa na multilamelarnom kolimatoru od snopa korigovanog na vrednost transmisije, za sve energije *TrueBeam*-a, merene ionizacionom komorom i fantomom sa osobinama sličnim vodi (slika 20), i portalnom dozimetrijom (slika 21).

Nakon toga su prikazana ista ova merenja ali na akceleratoru *Varian VitalBeam*. Ovaj akcelerator može da postigne energije snopa samo od 6 MV, 6 MV FFF i 10 MV, pa su izvršena merenja za te tri vrednosti energija snopa, opet uz pomoć ionizacione komore (slika 22), i portalnom dozimetrijom (slika 23). U tabelama 6 i 7 se mogu videti primeri ovakvih merenja, konkretno za *Varian VitalBeam*, za energiju snopa 6 MV, mereno ionizacionom komorom.

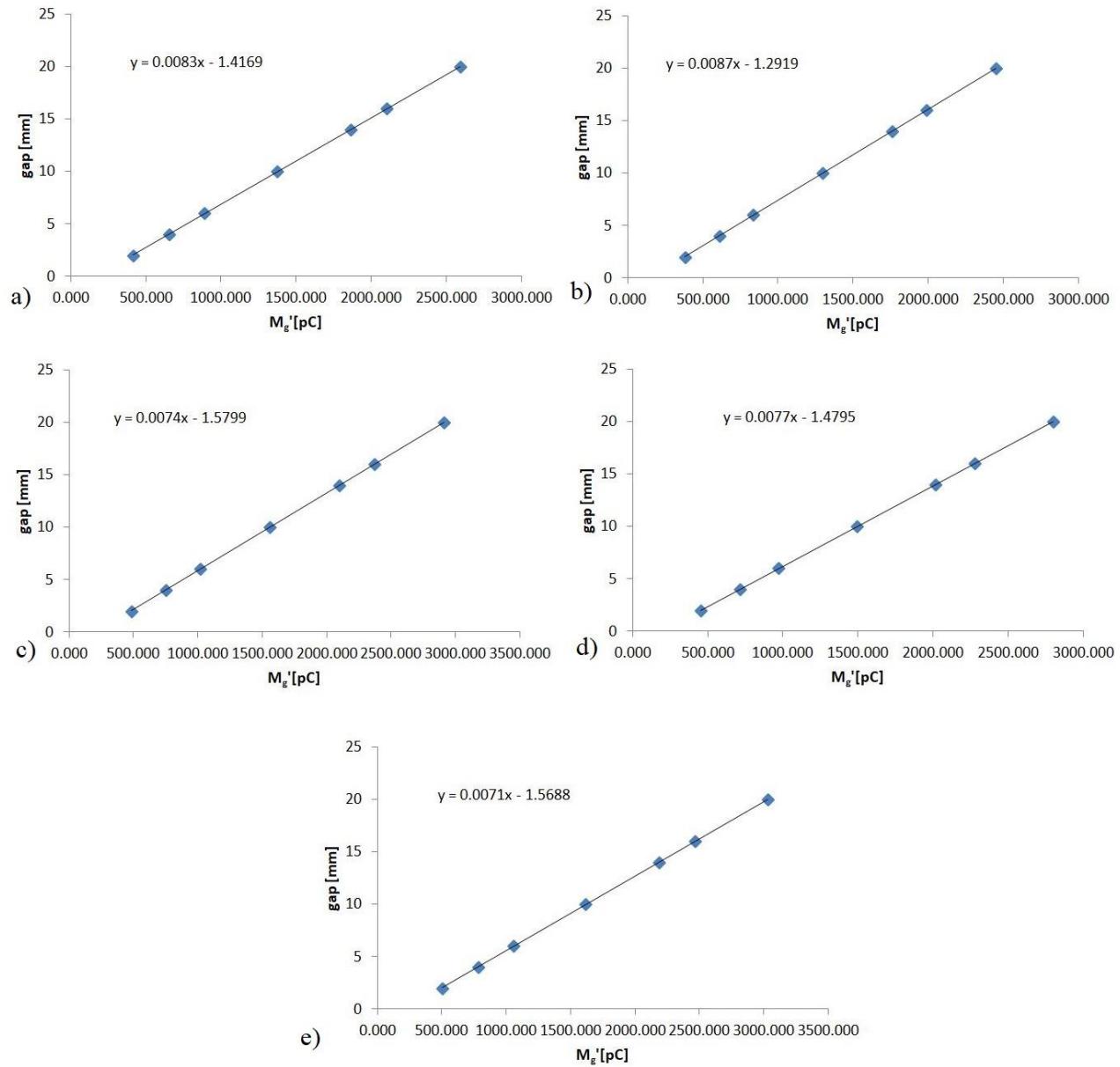
Tabela 6. Merenje transmisije na *Varian VitalBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV.

	1	2	3	Avg		
M_o [pC]	14580	14590	14590	14586.67		
$M_{T,A}$ [pC]	200.0	200.0	200.0	200.00	M_T [pC]	194.7
$M_{T,b}$ [pC]	189.4	189.4	189.4	189.40	T [%]	1.33

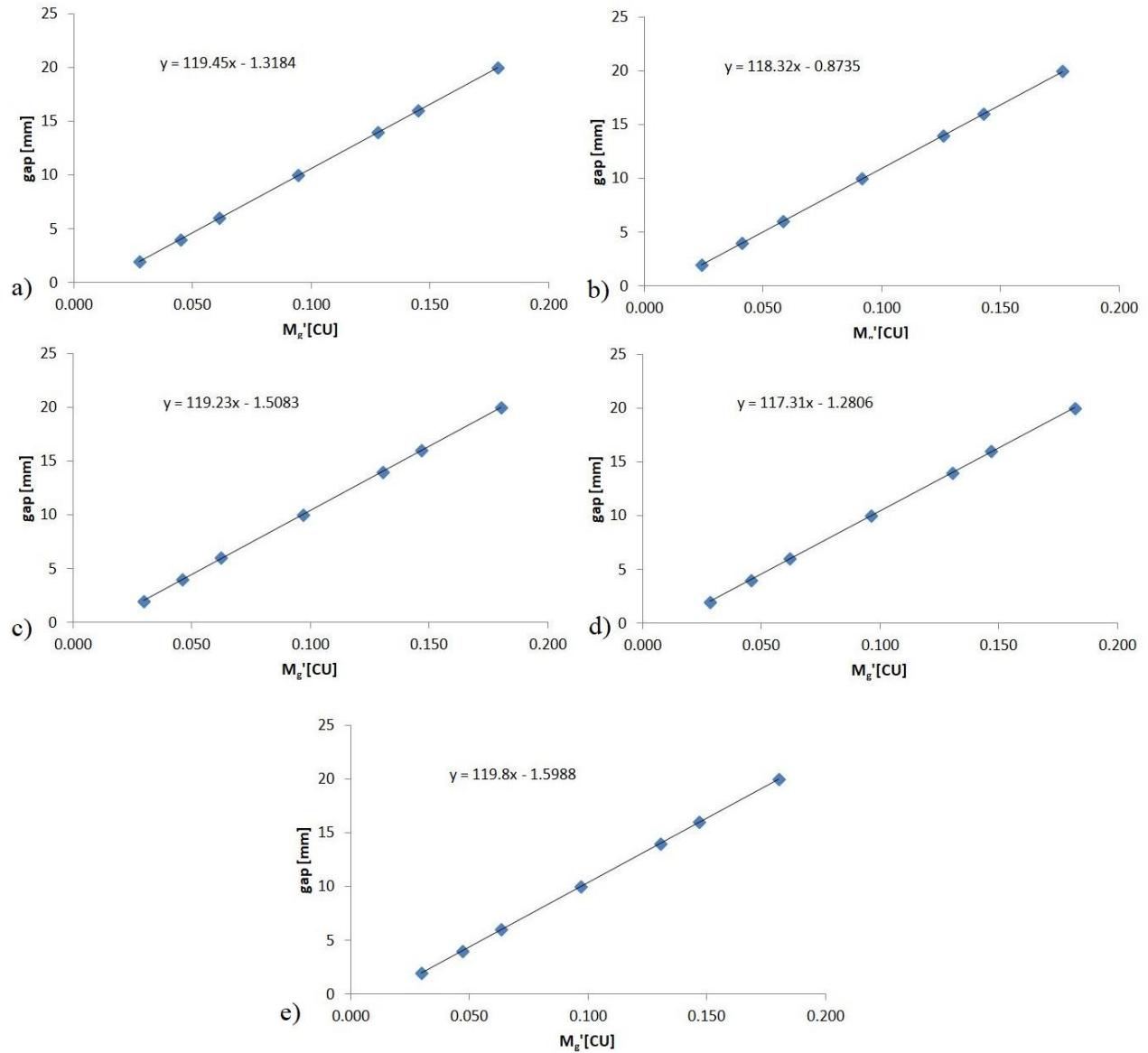
Tabela 7. Merenje snopa na *Varian VitalBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	631.7	629.1	629.1	629.97	191.455	438.512
4	866.5	866.5	866.5	866.50	188.210	678.290
6	1087.0	1087.0	1087.0	1087.00	184.965	902.035
10	1567.0	1567.0	1567.0	1567.00	178.475	1388.525
14	2047.0	2048.0	2048.0	2047.67	171.985	1875.682
16	2287.0	2288.0	2288.0	2287.67	168.740	2118.927
20	2766.0	2766.0	2766.0	2766.00	162.250	2603.750

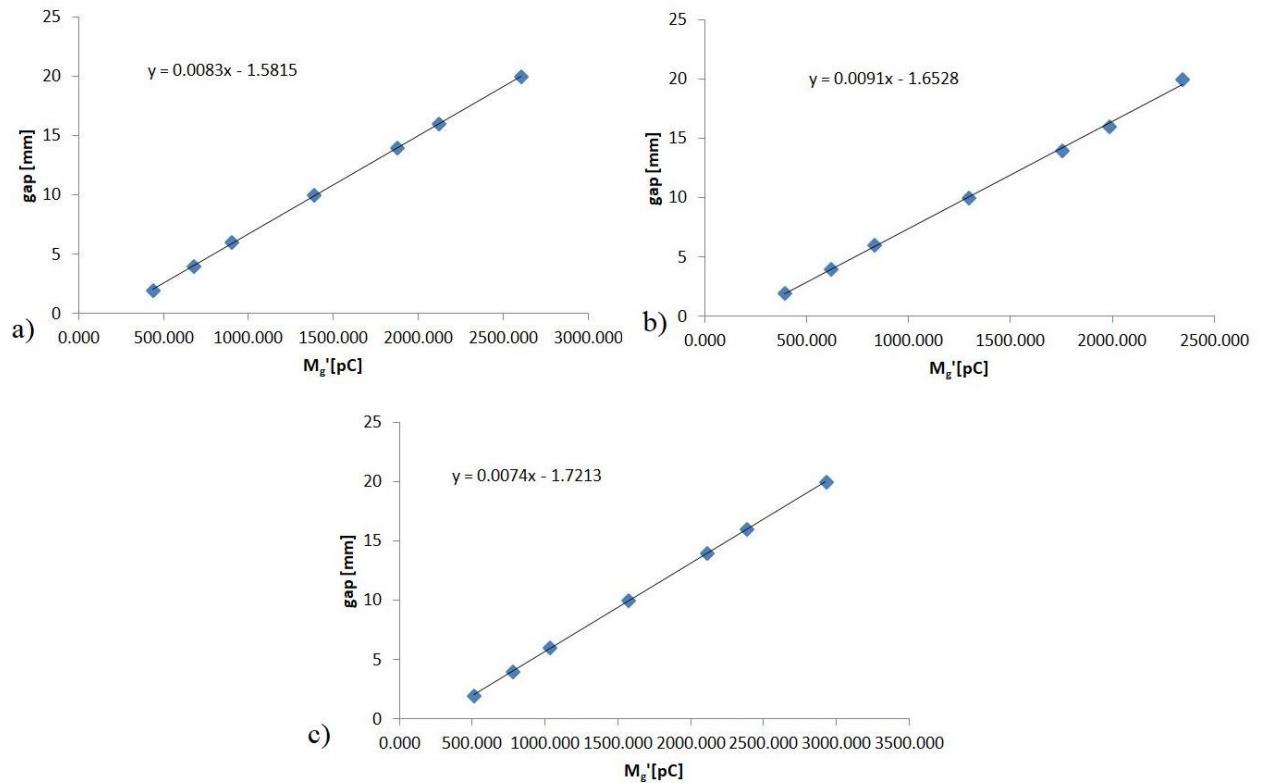
Konačno, prikazani su rezultati dobijeni iz sistema za planiranje. Oni su zajednički za oba akceleratora, međutim, pošto, kao što je već rečeno, *VitalBeam* proizvode samo snopove energija 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV, grafici 24a, 24b i 24c su za oba akceleratora, dok su 24d, i 24e, koja su za energije snopa 10 MV FFF i 15 MV, zapravo samo za *Varian TrueBeam*.



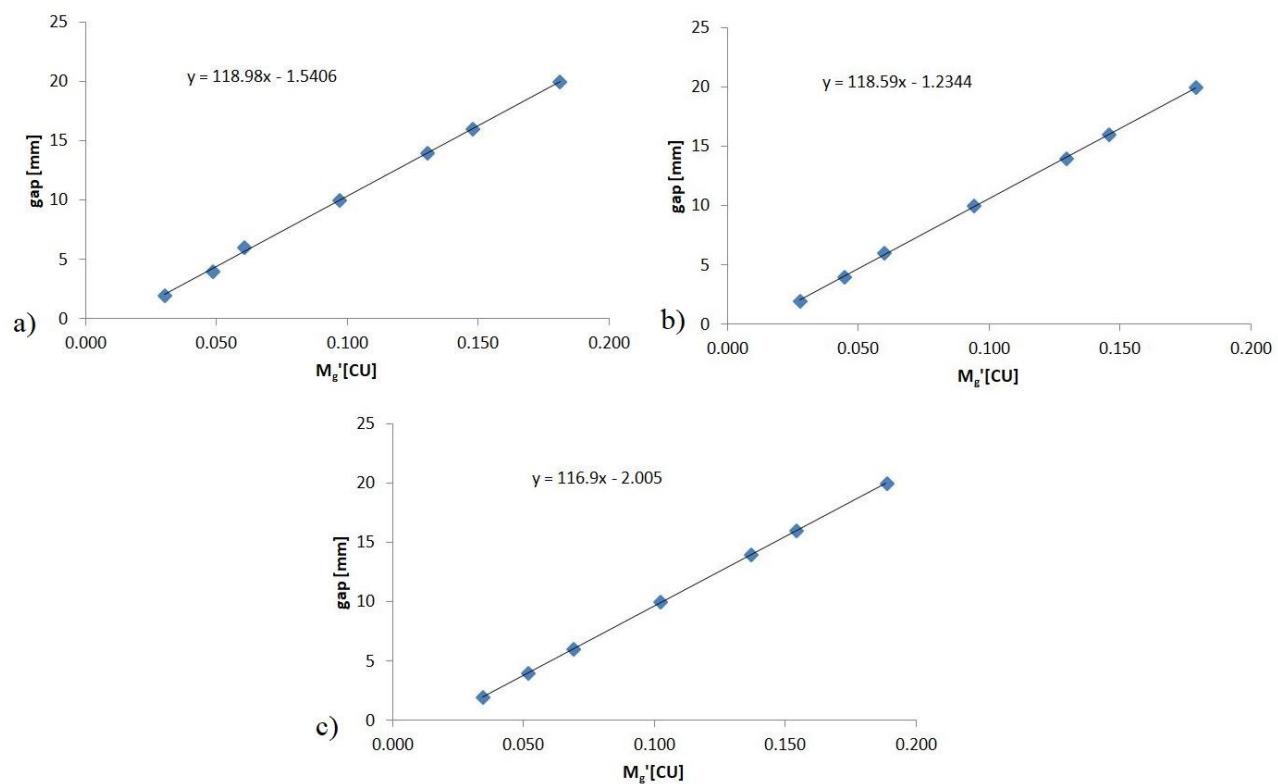
Slika 20. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Varian TrueBeam*, ionizacionom komorom, za energije 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c), 10 MV FFF (d), 10 MV (e).



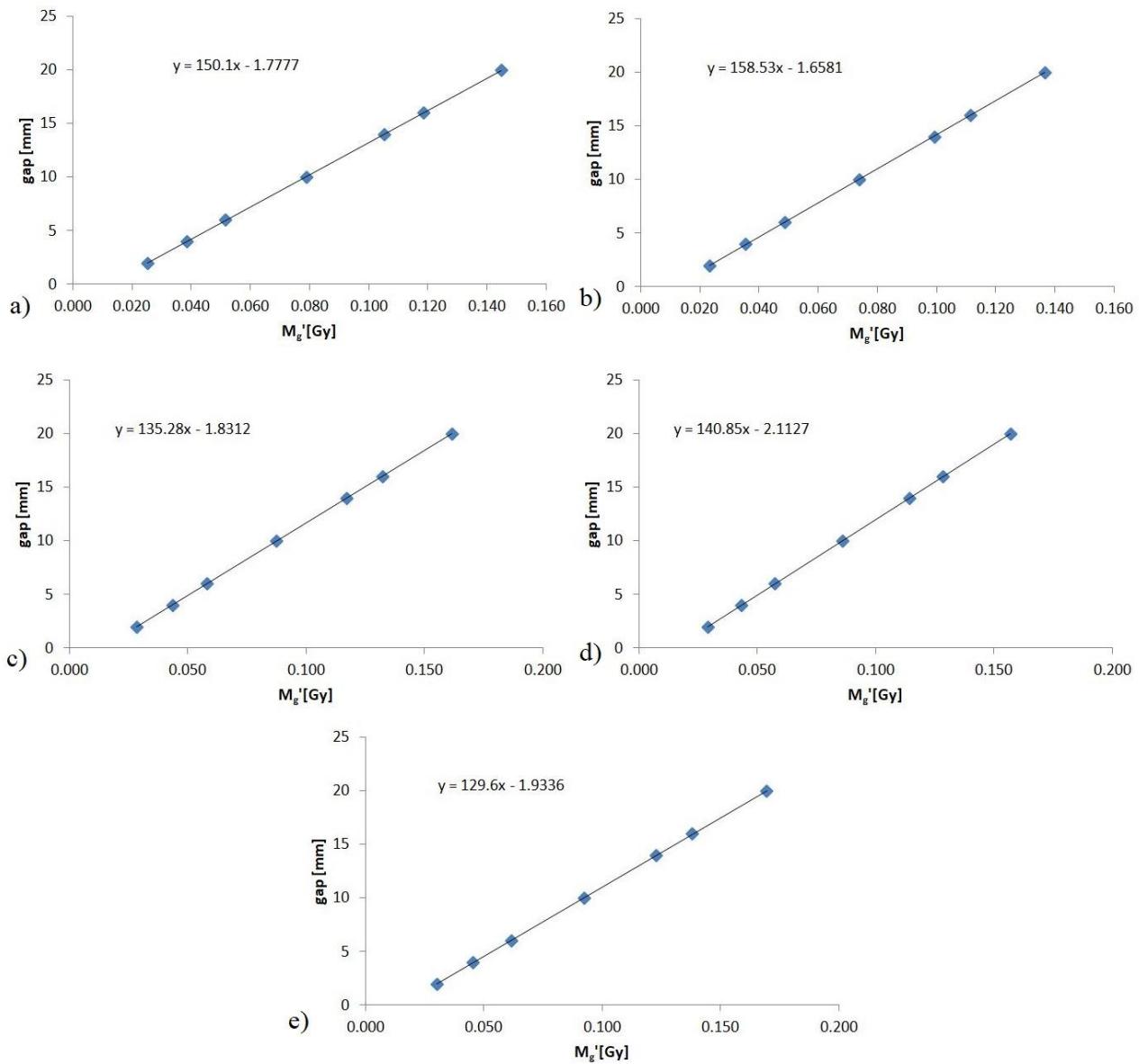
Slika 21. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Vairan TrueBeam*, portalnom dozimetrijom, za energije 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c), 10 MV FFF (d), 15 MV (e).



Slika 22. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Varian VitalBeam*, ionizacionom komorom, za energije 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10MV (c).



Slika 23. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Vairan VitalBeam*, portalnom dozimetrijom, za energija 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c).



Slika 24. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, dobijenih iz sistema za planiranje za akceleratore *Varian TrueBeam* i *Varian VitalBeam*, za energije 6 MV (a), 6 MV FFF (b), 10 MV (c), 10 MV FFF (d), 15 MV (e).

Na tabelama 8 i 9 se mogu videti sve vrednosti DLG-a za akceleratore *TrueBeam* i *VitalBeam*, dobijene preko četiri metode – merenjem uz pomoć ionizacione komore, uz pomoć portalne dozimetrije, dobijene iz sistema za planiranje, i vrednosti koje su u upotrebi u sistemu za planiranje, dok se na tabelama 10 i 11 mogu videti vrednosti transmisije dobijene na isti način, za sve energije, za akceleratore *TrueBeam* i *VitalBeam* redom.

Tabela 8. Vrednosti DLG-a, u milimetrima, za *Varian TrueBeam*.

	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Sistem za planiranje	U upotrebi
6MV	1.417	1.318	1.777	1.8
6FFF	1.292	0.874	1.658	1.7
10MV	1.580	1.506	1.831	1.9
10FFF	1.480	1.281	2.113	2.1
15MV	1.569	1.599	1.934	2.0

Tabela 9. Vrednsoti DLG-a, u milimetrima, za *Varian VitalBeam*.

	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Sistem za planiranje	U upotrebi
6MV	1.582	1.541	1.777	1.8
6FFF	1.653	1.234	1.658	1.7
10MV	1.721	2.005	1.831	1.9

Tabela 10. Vrednosti transmisije u %, za *Varian TrueBeam*.

[%]	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Sistem za planiranje	U upotrebi
6MV	1.4	1.2	1.4	1.4
6FFF	1.2	0.7	1.2	1.2
10MV	1.6	1.6	1.7	1.6
10FFF	2.7	1.2	1.4	1.4
15MV	1.6	1.6	1.6	1.6

Tabela 11. Vrednosti transmisije u %, za *Varian VitalBeam*.

[%]	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Sistem za planiranje	U upotrebi
6MV	1.3	1.3	1.4	1.4
6FFF	1.1	0.8	1.2	1.2
10MV	1.5	1.5	1.7	1.6

Tabela 12. Upoređene vrednosti DLG-a dobijenje merenjem jonizacionom komorom i portalnom dozimetrijom, za *Varian TrueBeam*.

	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Apsolutno odstupanje	Relativno odstupanje [%]
6MV	1.417	1.318	0.099	7.0
6FFF	1.292	0.874	0.418	32.4
10MV	1.580	1.506	0.074	4.7
10FFF	1.480	1.281	0.199	13.4
15MV	1.569	1.599	0.03	1.9

Tabela 13. Upoređene vrednosti DLG-a dobijene merenjem jonizacionom komorom i portalnom dozimetrijom, za *Varian TrueBeam*.

	Jonizaciona komora	Portalna dozimetrija	Apsolutno odstupanje	Relativno odstupanje [%]
6MV	1.582	1.541	0.041	2.6
6FFF	1.653	1.234	0.419	25.3
10MV	1.721	2.005	0.284	16.5

Slično kao u prethodnom odeljku, i ovde se može primetiti da se vrednosti dobijene iz sistema za planiranje kalkulacijom na opremi koja je korišćena za merenje odlično slažu sa podacima koji su trenutno u upotrebi – odnosno koji već postoje u sistemu za planiranje (koji su dobijeni tokom komisioniranja), i za *Varian TrueBeam*, i za *Varian VitalBeam*. Ovakvo blisko poklapanje tih vrednosti je bilo i očekivano: da bi se merenje kompleksnih planova terapije potpuno poklapalo sa planovima izračunatim u sistemu za planiranje, to jest da bi se dobole dobre vrednosti gama analize isporučenih planova, kalkulacija u sistemu za planiranje bazira na već utaćnjениm vrednostima dobijenim iterativnim postupkom malih promena DLG-a. Još treba napomenuti, da su, kao što je već spomenuto, ova dva akceleratora ‘beam matched’, i u sistemu za planiranje postoji samo jedan zajednički model snopa za njih, pa je početni DLG za iterativni postupak utaćnjavanja prilikom komisioniranja uzet kao srednja vrednost ova dva (za energije koje ova mogu da proizvedu).

Sa druge strane, kolone portalne dozimetrije i ionizacione komore su i ovde takođe vrlo slične (i njihova relativna odstupanja se mogu videti na tabelama 12 i 13, za *Varian TrueBeam* i *Varian VitalBeam*, redom), za oba akceleratora, što ukazuje da bi se i ovde portalna dozimetrija, nakon kalibracije, mogla potencijalno koristiti za određivanje inicijalnog DLG-a prilikom komisioniranja akceleratora.

Halcyon

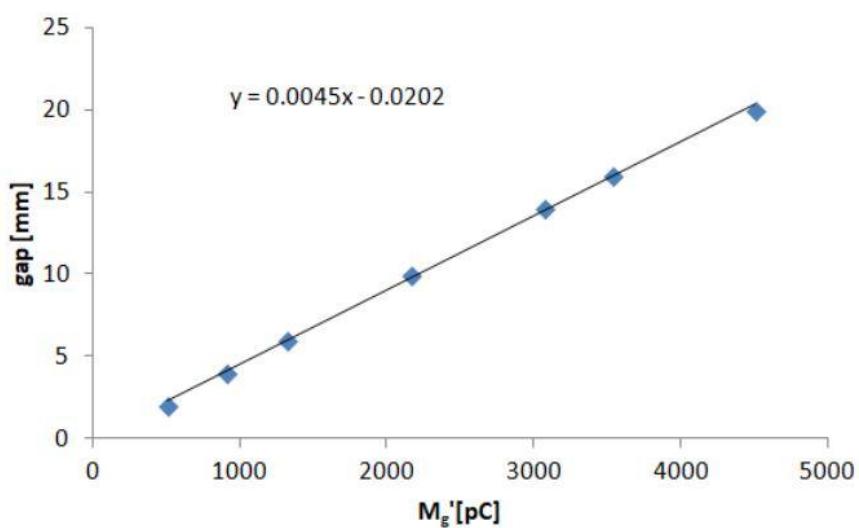
Za *Halcyon* je vršeno merenje za jedinu energiju snopa od 6 MV FFF, i dobijeni podaci su prikazani u tabelama 14 i 15.

Tabela 14. Merenje transmisije na *Halcyon*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF.

M_o [pC]	27380		
$M_{T,A}$ [pC]	49	M_T [pC]	49.5
$M_{T,b}$ [pC]	50	T [%]	0.180789

Tabela 15. Merenje transmisije na *Halcyon*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	554.7	553.8	554.4	554.3	48.675	505.63
4	952.5	952	952	952.167	47.85	904.32
6	1361	1361	1361	1361	47.025	1314
10	2210	2212	2211	2211	45.375	2165.6
14	3108	3112	3109	3109.67	43.725	3065.9
16	3575	3575	3576	3575.33	42.9	3532.4
20	4549	4547	4548	4548	41.25	4506.8



Slika 25. Grafici zavisnosti procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju, na akceleratoru *Halcyon*, ionizacionom komorom, za energije 6 MV FFF.

Na slici 25 prikazana je linearna zavisnost procepa multilamelarnog kolimatora od zračenja snopa korigovanog na transmisiju za Halcyon, i odatle je dobijeno da u ovom slučaju DLG iznosi 0.02mm, dok je vrednost upisana u sistemu za planiranje koja je trenutno u upotrebi 0.01mm.

Za transmisiju je dobijeno da je 0.18%, dok je trenutno u upotrebi korišćena vrednost od 0.47%. Ovako male vrednosti DLG-a i transmisije su bile i očekivane, zbog specifične izgradnje *Halcyon*-a čiji i jeste cilj što veće smanjenje transmisije.

Diskusija

Kao što je već spomenuto, za merenja na *Varian Edge-u*, *TrueBeam-u* i *VitalBeam-u* se može primetiti da se vrednosti dobijene iz sistema za planiranje kalkulacijom na opremi koja je korišćena za merenje odlično slažu sa podacima koji su trenutno u upotrebi, što je bilo i očekivano.

Bitno je napomenuti da je fantom koji je korišćen za merenje jonizacionom komorom, RW3, fantom sa osobinama sličnim vodi, a ne vodenim fantom kako je preporučeno za ovakva merenja DLG-a. Ovo je rađeno zbog brzine i efikasnosti postavke i merenja – ali su fantomi dovoljno bliski, i dobijeni rezultati su dovoljno relevantni.

Dakle, takođe se može primetiti, za sva tri akceleratora, i sličnost između rezultata dobijenih merenjem jonizacionom komorom i portalnom dozimetrijom, što, kao što je već spomenuto, ukazuje da bi se portalna dozimetrija mogla potencijalno koristiti tokom komisioniranja za određivanje DLG-a. Sličnost dobijenih vrednosti uz pomoć ove dve metode je već primećena u drugim istraživanjima, mada su Balasingh *et al* dobili veće vrednosti portalnom dozimetrijom u odnosu na ionizacionu komoru [7], što je suprotno od onoga dobijenog u ovom radu. Pored toga, može se i primetiti da je odstupanje rezultata dobijenih portalnom dozimetrijom od rezultata dobijenih ionizacionom komorom veće za FFF energije snopa, što je nešto na šta potencijalno treba обратити pažnju. Jedno moguće objašnjene ove pojave je činjenica da FFF snopovi imaju veliku brzinu doze, pa može doći do saturacije detektora.

Sa druge strane, dok DLG raste sa povećanjem energije snopa, uklanjanje FF filtera smanjuje DLG, što je i očekivano, i poklapa se sa drugim istraživanjima rađenim na istu temu [8]. Naime, uklanjanje filtera smanjuje energiju, pa se samim tim smanjuje i DLG.

Vrednosti DLG-a za *Varian Edge* se nalaze u opsegu 0.6mm-0.8mm, dok su za *Varian TrueBeam* i *Varian VitalBeam* ove vrednosti veće – 0.8mm-1.5mm i 1.5mm-2mm, redom. Ove vrednosti se uglavnom poklapaju sa veličinama dobijenim u drugim istraživanjima [7]. Vrednosti DLG-a dobijene jonizacionom komorom i portalnom dozimetrijom su manje od vrednosti dobijenih iz sistema za planiranje. Ovo se može objasniti time što su, prema preporučenoj metodi, merenja jonizacionom komorom tek početna merenja sa kojima se kreće u modelovanje DLG-a. Takođe, pošto, kad je to moguće, više akceleratora bude predstavljeno istim modelom, pojedinačna merenja

ne budu blizu zajedničkog modela. Dakle, retko kad početna vrednost dobijena komorom odgovara krajnjoj modelovanoj vrednosti.

Konačno, kod *Halcyon*-a, vrednosti DLG-a i transmisije su znatno manji od ostalih akceleratora, što potvrđuje činjenicu da je izgradnja mulilamelarnog kolimatora kod *Halcyon*-a takva da se što više umanji ‘curenje’ između lamela.

Literatura

1. International Atomic Energy Agency. Radiation Oncology Physics. IAEA; 2005.
2. Greene D, Williams PC. Linear Accelerators for Radiation Therapy. CRC Press; 2017.
3. Petrović B. Fizičke osnove radioterapije. Novi Sad: Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matematički fakultet, Departman za fiziku; 2018.
4. Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, Mah K, Yu C. Basic Applications of Multileaf Collimators. American Association of Physicists in Medicine by Medical Physics Publishing. 2001;72.
5. Lim TY, Dragojević I, Hoffman D, Flores-Martinez E, Kim G. Characterization of the Halcyon multileaf collimator system. Journal of Applied Clinical Medical Physics [Internet]. 2019 Mar 19;20(4):106–14. Dostupno na:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6448159/>
6. van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, and Mijnheer B, A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry., Radiother. Oncol., vol. 88, no. 3, pp. 289–309, 2008.
7. Balasingh ST, Singh IR, Rafic KM, Babu SE, Ravindran BP. Determination of dosimetric leaf gap using amorphous silicon electronic portal imaging device and its influence on intensity modulated radiotherapy dose delivery. J Med Phys 2015;40:129-35.
8. Shende R, Patel G. Validation of Dosimetric Leaf Gap (DLG) prior to its implementation in Treatment Planning System (TPS): TrueBeamTM millennium 120 leaf MLC. Reports of Practical Oncology & Radiotherapy. 2017 Nov;22(6):485–94.
9. Marques Ladeira T. Initial Testing of EPID Pre-Treatment Dosimetry for the Varian LINAC. Universidade de Lisboa, Faculdade de Ciencias, Departamento de Fisica. 2016.

Prilog

Varian Edge – ionizaciona komora

Tabela 16. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF.

	1	2	3	Avg		
M_o [pC]	13880.0	13880.0	13890.0	13883.33		
$M_{T,A}$ [pC]	134.7	134.6	134.8	134.70	M_T [pC]	136.817
$M_{T,b}$ [pC]	138.8	139.0	139.0	138.93	T [%]	0.985474

Tabela 17. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	436.5	436.7	436.2	436.47	134.536	301.930
4	658.0	657.5	657.5	657.67	132.256	525.411
6	887.0	886.0	886.5	886.50	129.976	756.524
10	1344.0	1345.0	1345.0	1344.67	125.415	1219.251
14	1804.0	1803.0	1802.0	1803.00	120.855	1682.145
16	2032.0	2032.0	2032.0	2032.00	118.574	1913.426
20	2491.0	2490.0	2490.0	2490.33	114.014	2376.319

Tabela 18. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV.

	1	2	3	Avg		
M_o [pC]	16200.0	16200.0	16200.0	16200.00		
$M_{T,A}$ [pC]	210.5	210.5	211.0	210.67	M_T [pC]	214
$M_{T,b}$ [pC]	217.0	217.5	217.5	217.33	T[%]	1.320988

Tabela 19. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	586.5	588.0	588.0	587.50	210.433	377.067
4	845.5	845.5	845.5	845.50	206.867	638.633
6	1112.0	1112.0	1112.0	1112.00	203.300	908.700
10	1645.0	1645.0	1645.0	1645.00	196.167	1448.833
14	2177.0	2178.0	2177.0	2177.33	189.033	1988.300
16	2444.0	2444.0	2445.0	2444.33	185.467	2258.867
20	2977.0	2977.0	2977.0	2977.00	178.333	2798.667

Tabela 20. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV FFF.

	1	2	3	Avg
M_o [pC]	15780.0	15780.0	15780.0	15780.00
$M_{T,A}$ [pC]	184.0	185.0	184.5	184.50
$M_{T,b}$ [pC]	190.0	190.5	190.0	190.17
			T[%]	1.187157

Tabela 21. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	545.0	545.5	545.5	545.33	184.211	361.122
4	797.0	798.0	797.5	797.50	181.089	616.411
6	1057.0	1058.0	1058.0	1057.67	177.967	879.700
10	1578.0	1579.0	1578.0	1578.33	171.722	1406.611
14	2098.0	2099.0	2099.0	2098.67	165.478	1933.189
16	2360.0	2360.0	2360.0	2360.00	162.356	2197.644

Varian Edge – portalna dozimetrija

Tabela 22. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV.

	[CU]		
M_o	1.000		
$M_{T,A}$	0.009		
$M_{T,b}$	0.010		
		M_T [CU]	0.0095
		T [%]	1.0

Tabela 23. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.033	0.009	0.024
4	0.047	0.009	0.038
6	0.064	0.009	0.055
10	0.097	0.009	0.088
14	0.131	0.008	0.123
16	0.146	0.008	0.138
20	0.179	0.008	0.171

Tabela 24. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV FFF.

	[CU]		
M_o	0.999		
$M_{T,A}$	0.006		
$M_{T,b}$	0.006		
		M_T [CU]	0.006
		T [%]	0.6

Tabela 25. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.026	0.006	0.020
4	0.042	0.006	0.036
6	0.059	0.006	0.053
10	0.091	0.006	0.086
14	0.125	0.005	0.120
16	0.141	0.005	0.136
20	0.174	0.005	0.169

Tabela 26. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV.

	[CU]		
M_o	0.999		
$M_{T,A}$	0.010	M_T [CU]	0.010
$M_{T,b}$	0.010	T [%]	1.0

Tabela 27. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.032	0.010	0.022
4	0.047	0.010	0.037
6	0.064	0.010	0.055
10	0.098	0.009	0.089
14	0.129	0.009	0.120
16	0.146	0.009	0.137
20	0.180	0.008	0.172

Tabela 28. Merenje transmisije na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV FFF.

	[CU]		
M_o	0.999		
$M_{T,A}$	0.010	M_T [CU]	0.010
$M_{T,b}$	0.010	T [%]	1.0

Tabela 29. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.032	0.010	0.022
4	0.047	0.010	0.037
6	0.064	0.010	0.055
10	0.098	0.009	0.089
14	0.129	0.009	0.120
16	0.146	0.009	0.137
20	0.180	0.008	0.172

Varian Edge – sistem za planiranje

Tabela 30. Transmisija na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV.

	[Gy]		
M_o	0.794		
$M_{T,A}$	0.009	M_T [Gy]	0.009
$M_{T,b}$	0.009	T [%]	1.1

Tabela 31. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.029	0.009	0.020
4	0.042	0.009	0.033
6	0.055	0.009	0.046
10	0.081	0.008	0.073
14	0.108	0.008	0.100
16	0.121	0.008	0.113
20	0.147	0.008	0.140

Tabela 32. Transmisija na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV FFF.

	[Gy]		
M_o	0.759		
$M_{T,A}$	0.008	M_T [Gy]	0.008
$M_{T,b}$	0.008	T [%]	1.1

Tabela 33. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.026	0.008	0.018
4	0.038	0.008	0.030
6	0.051	0.008	0.043
10	0.076	0.007	0.069
14	0.101	0.007	0.094
16	0.113	0.007	0.106
20	0.138	0.007	0.131

Tabela 34. Transmisija na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV.

	[Gy]		
M_o	0.884		
$M_{T,A}$	0.012	M_T [Gy]	0.012
$M_{T,b}$	0.012	T [%]	1.4

Tabela 35. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.037	0.012	0.025
4	0.051	0.012	0.039
6	0.066	0.011	0.055
10	0.095	0.011	0.084
14	0.124	0.011	0.113
16	0.138	0.010	0.128
20	0.167	0.010	0.157

Tabela 36. Transmisija na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV FFF.

	[Gy]		
M_o	0.851		
$M_{T,A}$	0.010	M_T [Gy]	0.010
$M_{T,b}$	0.010	T [%]	1.2

Tabela 37. Merenje snopa na *Varian Edge*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.032	0.010	0.022
4	0.046	0.010	0.036
6	0.060	0.010	0.051
10	0.088	0.009	0.079
14	0.116	0.009	0.107
16	0.130	0.009	0.121
20	0.158	0.008	0.150

Varian TrueBeam – ionizaciona komora

Tabela 38. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV.

	[pC]		
M_o	14500		
$M_{T,A}$	210	M_T [pC]	209.800
$M_{T,b}$	209.6	T [%]	1.4

Tabela 39. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV, za razlicite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	623	206.303	416.697
4	860.5	202.807	657.693
6	1091	199.310	891.690
10	1570	192.317	1377.683
14	2051	185.323	1865.677
16	2288	181.827	2106.173
20	2767	174.833	2592.167

Tabela 40. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF.

	[pC]		
M_o	13850		
$M_{T,A}$	169.2	M_T [pC]	166.650
$M_{T,b}$	164.1	T [%]	1.2

Tabela 41. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF, za razlicite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	545.5	163.873	381.628
4	772	161.095	610.905
6	992	158.318	833.683
10	1449	152.763	1296.238
14	1905	147.208	1757.793
16	2134	144.430	1989.570
20	2589	138.875	2450.125

Tabela 42. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV.

	[pC]		
M_o	16250		
$M_{T,A}$	269.3	M_T [pC]	265.650
$M_{T,b}$	262	T [%]	1.6

Tabela 43. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	746.8	261.223	485.578
4	1012	256.795	755.205
6	1269	252.368	1016.633
10	1801	243.513	1557.488
14	2333	234.658	2098.343
16	2601	230.230	2370.770
20	3132	221.375	2910.625

Tabela 44. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV FFF.

	[pC]		
M_o	8392		
$M_{T,A}$	231.7	M_T [pC]	228.350
$M_{T,b}$	225	T [%]	2.7

Tabela 45. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	680	224.544	455.456
4	938	220.738	717.262
6	1187	216.933	970.068
10	1703	209.321	1493.679
14	2218	201.709	2016.291
16	2476	197.903	2278.097
20	2991	190.292	2800.708

Tabela 46. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 15 MV.

	[pC]		
M_o	16930		
$M_{T,A}$	271.5	M_T [Gy]	267.700
$M_{T,b}$	263.9	T [%]	1.6

Tabela 47. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 15 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	767.5	263.238	504.262
4	1045	258.777	786.223
6	1313	254.315	1058.685
10	1863	245.392	1617.608
14	2422	236.468	2185.532
16	2699	232.007	2466.993
20	3255	223.083	3031.917

Varian VitalBeam – ionizaciona komora

Tabela 48. Merenje transmisije na *Varian VitalBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF.

	1	2	3	Avg			
M_o [pC]	13790	13780	13780	13783.3			
$M_{T,A}$ [pC]	160.3	160.3	160.3	160.30	M_T [pC]		155.683
$M_{T,b}$ [pC]	151.0	151.1	151.1	151.07	T [%]		1.13

Tabela 49. Merenje snopa na *Varian VitalBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 6 MV FFF, za razlicite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	546.0	547.0	547.0	546.67	153.089	393.578
4	772.5	774.0	773.0	773.17	150.494	622.673
6	982.5	983.5	983.0	983.00	147.899	835.101
10	1437.0	1438.0	1437.5	1437.50	142.710	1294.790
14	1891.0	1892.0	1891.5	1891.50	137.520	1753.980
16	2119.0	2119.0	2119.0	2119.00	134.926	1984.074
20	2572.0	2573.0	2472.5	2539.17	129.736	2342.764

Tabela 50. Merenje transmisije na *Varian VitalBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV.

	1	2	3	Avg
M_o [pC]	16290.0	16290.0	16290.0	16290.00
$M_{T,A}$ [pC]	257.2	257.2	257.2	257.20
$M_{T,b}$ [pC]	244.1	244.1	244.1	244.10
			T [%]	1.54

Tabela 51. Merenje snopa na *Varian VitalBeam*-u, ionizacionom komorom na vodenom fantomu, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_{g1} [pC]	M_{g2} [pC]	M_{g3} [pC]	M_g [pC]	M_{gT} [pC]	M_g' [pC]
2	753.5	753.5	753.5	753.50	246.473	507.028
4	1019.0	1019.0	1019.0	1019.00	242.295	776.705
6	1264.0	1264.0	1264.0	1264.00	238.118	1025.883
10	1798.0	1798.0	1798.0	1798.00	229.763	1568.238
14	2332.0	2332.0	2332.0	2332.00	221.408	2110.593
16	2599.0	2599.0	2599.0	2599.00	217.230	2381.770
20	3134.0	3134.0	3134.0	3134.00	208.875	2925.125

Varian TrueBeam – portalna dozimetrija

Tabela 52. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV.

	[CU]		
M_o	1.015		
$M_{T,A}$	0.013	M_T [CU]	0.0125
$M_{T,b}$	0.012	T [%]	1.2

Tabela 53. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.04	0.012	0.028
4	0.057	0.012	0.045
6	0.073	0.012	0.061
10	0.106	0.011	0.095
14	0.139	0.011	0.128
16	0.156	0.011	0.145
20	0.189	0.010	0.179

Tabela 54. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV FFF.

	[CU]		
M_o	1.023		
$M_{T,A}$	0.007	M_T [CU]	0.007
$M_{T,b}$	0.007	T [%]	0.7

Tabela 55. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.031	0.007	0.024
4	0.048	0.007	0.041
6	0.065	0.007	0.058
10	0.098	0.006	0.092
14	0.132	0.006	0.126
16	0.149	0.006	0.143
20	0.182	0.006	0.176

Tabela 56. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV.

	[CU]		
M_o	1.014		
$M_{T,A}$	0.017	M_T [CU]	0.0165
$M_{T,b}$	0.016	T [%]	1.6

Tabela 57. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.046	0.016	0.030
4	0.062	0.016	0.046
6	0.078	0.016	0.062
10	0.112	0.015	0.097
14	0.145	0.015	0.130
16	0.161	0.014	0.147
20	0.194	0.014	0.180

Tabela 58. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV FFF.

	[CU]		
M_o	1.03		
$M_{T,A}$	0.012	M_T [CU]	0.012
$M_{T,b}$	0.012	T [%]	1.2

Tabela 59. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.04	0.012	0.028
4	0.057	0.012	0.045
6	0.073	0.011	0.062
10	0.107	0.011	0.096
14	0.141	0.011	0.130
16	0.157	0.010	0.147
20	0.192	0.010	0.182

Tabela 60. Merenje transmisije na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 15 MV.

	[CU]		
M_o	1.009		
$M_{T,A}$	0.017	M_T [CU]	0.0165
$M_{T,b}$	0.016	T [%]	1.6

Tabela 61. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 15 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.046	0.016	0.030
4	0.063	0.016	0.047
6	0.079	0.016	0.063
10	0.112	0.015	0.097
14	0.145	0.015	0.130
16	0.161	0.014	0.147
20	0.194	0.014	0.180

Varian VitalBeam – portalna dozimetrija

Tabela 62. Merenje transmisije na *Varian VitalBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV.

	[CU]		
M_o	0.984		
$M_{T,A}$	0.014	M_T [CU]	0.013
$M_{T,b}$	0.012	T [%]	1.3

Tabela 63. Merenje snopa na *Varian VitalBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.043	0.013	0.030
4	0.061	0.013	0.048
6	0.073	0.012	0.061
10	0.109	0.012	0.097
14	0.142	0.011	0.131
16	0.159	0.011	0.148
20	0.192	0.011	0.181

Tabela 64. Merenje transmisije na *Varian VitalBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV FFF.

	[CU]		
M_o	0.99		
$M_{T,A}$	0.008	M_T [CU]	0.008
$M_{T,b}$	0.007	T [%]	0.8

Tabela 65. Merenje snopa na *Varian VitalBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 6 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.035	0.007	0.028
4	0.052	0.007	0.045
6	0.067	0.007	0.060
10	0.101	0.007	0.094
14	0.136	0.007	0.129
16	0.152	0.007	0.146
20	0.185	0.006	0.179

Tabela 66. Merenje transmisije na *Varian VitalBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV.

	[CU]		
M_o	0.996		
$M_{T,A}$	0.016	M_T [CU]	0.015
$M_{T,b}$	0.014	T [%]	1.5

Tabela 67. Merenje snopa na *Varian VitalBeam*-u, portalnom dozimetrijom, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [CU]	M_{gT} [CU]	M_g' [CU]
2	0.049	0.015	0.034
4	0.066	0.015	0.052
6	0.083	0.014	0.069
10	0.116	0.014	0.102
14	0.15	0.013	0.137
16	0.167	0.013	0.154
20	0.201	0.013	0.189

Varian TrueBeam i VitalBeam – sistem za planiranje

Tabela 68. Transmisija na *Varian TrueBeam*-u i *VitalBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV.

	[Gy]		
M_o	0.799		
$M_{T,A}$	0.011	M_T [Gy]	0.011
$M_{T,b}$	0.011	T [%]	1.4

Tabela 69. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u i *VitalBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.036	0.011	0.025
4	0.049	0.011	0.038
6	0.062	0.010	0.052
10	0.089	0.010	0.079
14	0.115	0.010	0.105
16	0.128	0.010	0.118
20	0.154	0.009	0.145

Tabela 70. Transmisija na *Varian TrueBeam*-u i *VitalBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV FFF.

	[Gy]		
M_o	0.759		
$M_{T,A}$	0.009	M_T [Gy]	0.009
$M_{T,b}$	0.009	T [%]	1.2

Tabela 71. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u i *VitalBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 6 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.032	0.009	0.023
4	0.044	0.009	0.035
6	0.057	0.009	0.048
10	0.082	0.008	0.074
14	0.107	0.008	0.099
16	0.119	0.008	0.111
20	0.144	0.008	0.137

Tabela 72. Transmisija na *Varian TrueBeam*-u i *VitalBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV.

	[Gy]		
M_o	0.888		
$M_{T,A}$	0.015	M_T [Gy]	0.015
$M_{T,b}$	0.015	T [%]	1.7

Tabela 73. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u i *VitalBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.043	0.015	0.028
4	0.058	0.015	0.044
6	0.072	0.014	0.058
10	0.101	0.014	0.087
14	0.130	0.013	0.117
16	0.145	0.013	0.132
20	0.174	0.013	0.162

Tabela 74. Transmisija na *Varian TrueBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV FFF.

	[Gy]		
M_o	0.854		
$M_{T,A}$	0.012	M_T [Gy]	0.012
$M_{T,b}$	0.012	T [%]	1.4

Tabela 75. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 10 MV FFF, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.041	0.012	0.029
4	0.055	0.012	0.043
6	0.069	0.011	0.058
10	0.097	0.011	0.086
14	0.125	0.011	0.114
16	0.139	0.010	0.129
20	0.167	0.010	0.157

Tabela 76. Transmisija na *Varian TrueBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 15 MV.

	[Gy]		
M_o	0.924		
$M_{T,A}$	0.015	M_T [Gy]	0.015
$M_{T,b}$	0.015	T [%]	1.6

Tabela 77. Merenje snopa na *Varian TrueBeam*-u, iz sistema za planiranje, za energiju snopa 15 MV, za različite dimenzije procepa multilamelarnog kolimatora.

Gap [mm]	M_g [Gy]	M_{gT} [Gy]	M_g' [Gy]
2	0.045	0.015	0.030
4	0.060	0.015	0.046
6	0.076	0.014	0.062
10	0.106	0.014	0.092
14	0.136	0.013	0.123
16	0.151	0.013	0.138
20	0.182	0.013	0.170



Biografija

Petra Šešelja je rođena u Novom Sadu, 17. avgusta, 1996. godine. Tu je završila OŠ „Jožef Atila“, kao vukovac, i Gimnaziju „Jovan Jovanović Zmaj“ kao vukovac i đak generacije. Tokom školovanja je učestvovala na takmičenjima iz matematike i fizike, gde je osvajala nagrade na takmičenjima državnog nivoa. Dobijala je četiri godine nagradu Dositeja od Ministarstva za sport i omladinu, a jedne godine i Specijalnu nagradu za mlađe talente od Pokrajinskog sekretarijata za obrazovanje. Tokom srednje škole je pohađala i seminare iz fizike u Istraživačkoj stanici „Petnica“, i dva rada su joj

objavljena u Petničkim sveskama.

Upisala je 2015. godine smer Teorijska i eksperimentalna fizika na Fizičkom fakultetu, na Univerzitetu u Beogradu, koje je završila 2020. godine sa prosekom 9.38. Tokom studija je dve godine radila kao mlađi saradnik u Istraživačkoj stanici „Petnica“, a i pohađala je i nekoliko seminara i letnjih škola. Tokom studija je četiri godine dobijala stipendiju za sportste nacionalnog ranga od Ministarstva za sport i omladinu, zbog planinarenja.

Upisala je master studije iz Medicinske fizike na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu 2023. godine, a od februara 2024. godine radi kao saradnik u nastavi na Fakultetu tehničkih nauka u Novom Sadu.

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: Diplomski rad

VR

Autor: Petra Šešelja

AU

Mentor: prof. dr Borislava Petrović

MN

Naslov rada: Karakterizacija multilamelarnog kolimatora linearnog akceleratora

NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja: Srbija

ZP

<i>Uže geografsko područje:</i>	Vojvodina
UGP	
<i>Godina:</i>	2024
GO	
<i>Izdavač:</i>	Autorski reprint
IZ	
<i>Mesto i adresa:</i>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
MA	
<i>Fizički opis rada:</i>	7 poglavља/61 strana/25 slika/77 tabela/9 referenci
FO	
<i>Naučna oblast:</i>	Fizika
NO	
<i>Naučna disciplina:</i>	Medicinska fizika
ND	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	multilamelarni kolimator, MLC, DLG, linearni akcelerator, portalna dozimetrija, sistem za planiranje
PO	
UDK	
<i>Čuva se:</i>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	
<i>Važna napomena:</i>	nema
VN	
<i>Izvod:</i>	Cilj ovog rada je bilo određivanje ‘dosimetric leaf gap’-a multilamelarnog kolimatora za četiri različita linearna akceleratora, koristeći jonizacionu komoru, portalnu dozimetriju i sistem za planiranje. Merenje je izvršeno za više energije snopa na svakom akceleratoru, i dobijeni rezultati su upoređeni.
IZ	
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i>	12. 8. 2024.
DP	
<i>Datum odbrane:</i>	22. 9. 2024.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: doc. dr Sofija Forkapić

član/mentor: prof. dr Borislava Petrović

član: doc. dr Jovana Knežević-Radić

član: prof. dr Tomas Nemeš

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type: Monograph publication

DT

Type of record: Textual printed material

TR

Content code: Final paper

CC

Author: Petra Šešelja

AU

Mentor/comentor: prof. dr Borislava Petrović

MN

Title: Characterisation of Linear Accelerator Multileaf Collimator

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year:

2024

PY

Publisher:

Author's reprint

PU

Publication place:

Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PP

Physical description:

7 chapter/61 pages/25 images/77 tables/9 references

PD

Scientific field:

Physics

SF

Scientific discipline:

Medical Physics

SD

Subject/ Key words:

multileaf collimator, MLC, DLG, linac, portal dosimetry, treatment planning system

SKW

UC

Holding data:

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note:

none

N

Abstract:

The aim of this thesis was to determine the dosimetric leaf gap of multileaf collimators for four different linear accelerators, using an ion chamber, portal dosimetry, and the treatment planning system. The measurement was done for different beam energies for each accelerator, and the obtained results were compared.

Accepted by the Scientific Board:

12. 8. 2024

ASB

Defended on:

22. 9. 2024.

DE

Thesis defend board:

DB

President: doc. dr Sofija Forkapić

Member/Supervisor: prof. dr Borislava Petrović

Member: doc. dr Jovana Knežević-Radić

Member: prof. dr Tomas Nemeš