



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Implementacija sistema kontrole kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti

Master rad

Mentor:
doc. dr Borislava Petrović

Kandidat:
Milana Marjanović

Novi Sad, 2017

Iskreno se zahvaljujem svom mentoru, doc. dr Borislavi Petrović na odabiru teme, podršci i savetima, kao i na svoj pruženoj pomoći.

Posebnu zahvalnost dugujem celom kolektivu medicinskih fizičara na Institutu za onkologiju Vojvodine, koji su me prihvatili, pružili nesebičnu pomoć i znanje.

Zahvaljujem se roditeljima na njihovoj bezuslovnoj ljubavi i podršci, bez kojih ne bih bila ovo što jesam.

A posebno se zahvaljujem Nemanji Vezoroviću, bez čije ljubavi i strpljenja ne bih istrajala u ostvaranju svojih snova.

Milana Marjanović

SADRŽAJ

REZIME	IV
1. UVOD	1
1.1. Proces rada	2
2. MEDICINSKI LINEARNI AKCELERATOR	5
2.1. Osnovne komponente medicinskog linearног akceleratora	5
2.2. Nastajanje zračnog snopa	8
2.3. Linearni akceleratori naprednih tehničkih mogućnosti	11
3. OSNOVNI POJMOVI U RADIOTERAPIJI	15
3.1. Geometrija snopa	15
3.2. Dozimetrijski parametri	17
3.2. 1. Dozni profili snopova	19
4. OSIGURANJE KVALITETA	21
4.1. Osiguranje kvaliteta u radioterapiji	21
4.2. Radioterapijski tim	22
4.3. Program osiguranja kvaliteta aparata i opreme	23
4.3.1. Specifikacija opreme	24
4.3.2. Test prihvatanja	24
4.3.3. Test puštanja u rad	24
4.3.4. Kontrola kvaliteta	25
5. METODOLOGIJA RADA	29
5.1. Program kontrole kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti	30
5.1.1. Dnevne provere	32
5.1.2. Nedeljne provere	42
5.1.3. Mesečne provere	43
5.1.4. Tromesečne provere	60

5.1.5. Godišnje provere	63
6. REZULTATI MERENJA I DISKUSIJA	66
6.1. Dnevne provere	66
6.2. Nedeljne provere	73
6.3. Mesečne provere	74
6.4. Tromesečne provere	81
6.5. Godišnje provere	86
7. ZAKLJUČAK	88
LITERATURA	90
BIOGRAFIJA	92

REZIME

Cilj ovog rada je predstaviti kontrolu kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti, kao i pokazati koliko su ustvari ove provere bitne za pravilan rad linearnih akceleratora, a samim time i najbolje moguće terapije za pacijente. Prepisana doza i isplaniran plan sa tom prepisanom dozom, kao i doza koju isporuči medicinski linearni akcelerator zavise od mnoštva parametara. Ti parametri uključuju doznu kalibraciju, procentualnu dubinsku dozu i druge dozne odnose koje se koriste pri kalkulaciji dozne distribucije i podešavanja monitorskih jedinica aparata, zatim karakteristike snopa van centralne ose, faktori klina, višelamelarni kolimatori, kalibracije i drugo. Svi ovi parametri se moraju pažljivo odrediti tokom testova pre početka puštanja akceleratora u klinički rad, a nakon toga ih pažljivo i savesno proveravati.

Testovi kontrole kvaliteta su podeljeni na dnevne, nedeljne, mesečne, tromesečne i godišnje provere. Program kontrole kvaliteta obuhvata dozimetrijsku proveru snopova, mehaničku proveru, provere sistema za sliku, proveru klinova, višelamelarnog kolimatori. Skup svih provera daju celokupnu sliku o stanju linearног akceleratora. Pomoću posebno konstruisanih fantoma se rade provere, međutim kod nekih jednostavnih provera dovoljan je i milimetarski papir ili je dovoljno da je sistem koji se proverava funkcionalan.

Potrebno je da rezultati merenja budu u skladu sa postojećim preporukama, gde se navode tolerantne vrednosti. Kod dnevnih provera tolerancija je veća, jer se svakodnevno ima uvid u proveravani parametar. Dok je tolerancija kod godišnjih provera mnogo manja, baš zbog toga što se ne proverava svaki dan. Međutim, ne zavisi vrednost tolerancije samo od učestalosti testa, već i od vrste testa. Ukoliko rezultat nije u granicama tolerancije, potrebno je izvršiti korekcije.

Zbog sve složenosti u radioterapiji potrebno je dobro implementirati kontrolu kvaliteta, kako bi se obezbedila tačnost i ponovljivost isporuke doze linearног akceleratora. Linearni akceleratori naprednih tehničkih mogućnosti mogu u potpunosti biti iskorišćeni samo ako se postigne visok stepen tačnosti i konzistentnosti u njegovom radu.

1. UVOD

Radioterapija predstavlja granu medicine, u kojoj se jonizujućim zračenjem tretiraju benigna i maligna oboljena, uglavnom karcinomi. Jonizujuće zračenje deluje na DNK ćelije čime se ustvari kontroliše njen rast ili dolazi do njenog odumuranja, što znači da je isporučena energija ustvari lek koji se primenjuje. Osnovni cilj radioterapije je uništenje ćelija karcinoma, dok je potrebno minimizirati uništenje okolnog zdravog tkiva. Ono što je bitno u praksi jeste da se isporučena energija, odnosno doza, kontroliše u okviru nekoliko procenata, kao i da se precizno isporuči tačno prepisana doza na ciljanu zapreminu, što se omogućava novom, savremenijom, a time i preciznijom tehnologijom.

Unutrašnja i spoljašnja radioterapija predstavljaju različite kategorije radioterapije. Unutrašnja radioterapija ili brahiterapija predstavlja terapiju gde se koriste mali radioaktivni izvori, veličine do nekoliko milimetara, koji se plasiraju unutar ili u blizinu regije koja se tretira. Radioaktivni izvori koji se uglavnom koriste su Cs-137, Ir-192, I-125 i drugi, gde se koriste gama fotoni koje emituju ovi elementi. Ovakav vid radioterapije se uglavno koristi kod cervikalnih karcinoma, karcinoma pluća, prostate, dojke i kože. Spoljašnja radioterapija ili teletarapija predstavlja korišćenje linearnih akceleratora, koji stvaraju i isporučuju jonizujuće zračenje u svrhu lečenja. Ovo je ustvari terapija na daljinu, jer pacijent leži na terapijskom stolu i udaljen je od izvora jonizujućeg zračenja nekoliko desetina centimetara.

Najčešće se koristi fotonsko zračenje (X zračenje od kV do MV energija i gama zračenje (Co-60)) i zračenje sa elektronima. U bogatijim zemljama značajan deo radioterapije doprinosi i čestično zračenje, gde se koriste protoni, teški joni i neutroni u svrhu lečenja. Bitna razlika kod zračenja protonima i teškim jonima od zračenja fotonima i elektronima leži u njihovoј interakciji sa materijom. Kod protona i teških jona maksimum doze se isporučuje na samom kraju interakcije, dok je kod fotona i elektrona suprotno, na skoro samom i samom početku interakcije, respektivno.

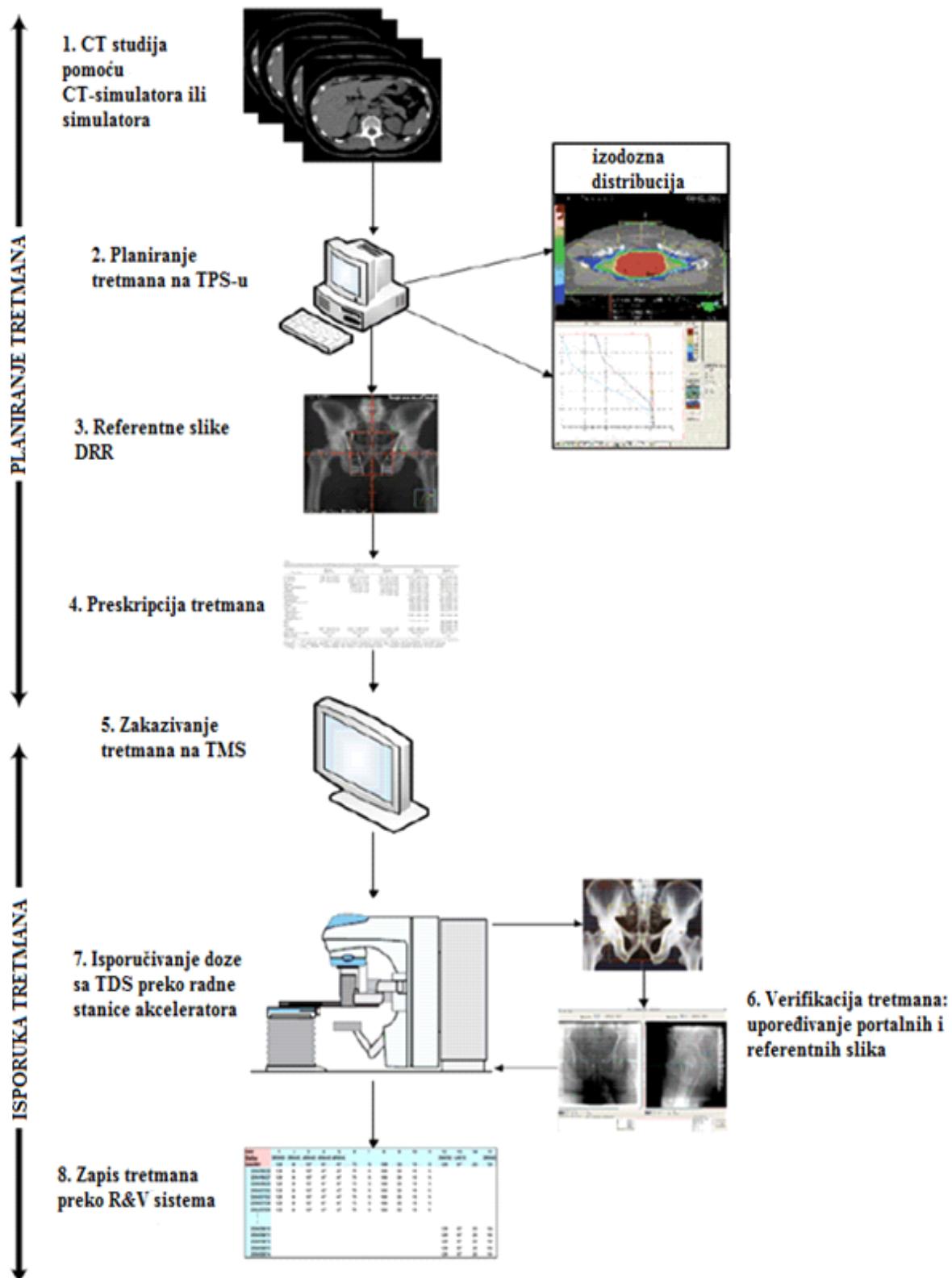
Radioterapija je, ustvari, rani primer računarskog programiranja u svrhu lečenja. Računarsko modelovanje koje je fokusirano na fiziku zračenja, odnosno apsorpciju zračenja u ljudskom telu u odnosu na geometriju snopa. Napredak u radioterapiji ustvari potiče od uspešne kombinacije tehnologije sa biološkim razumevanjem. Računarska revolucija karakteriše razvoj moćnih računara, koji imaju veliki uticaj na planiranje i pružanje tretmana zračenjem. Ustvari, radioterapija je kompleksna grana medicine koja se bazira na fizici, biologiji zračenja, matematici, informatici, električnom i mehaničkom inženjerstvu. [1]

1.1. Proces rada

Da bi se razumela radioterapija potrebno je uvideti šta sve čini njen tok rada. Osnovu radioterapije pokrivaju različiti aspekti radioterapijske procedure gde spadaju: imobilizacija, snimanje, lokalizacija tumora, planiranje tretmana, osiguranje kvaliteta, pozicioniranje pacijenta/verifikacija, sam tretman, pregled i praćenje. Da bi se celokupan tretman obavio neometano izuzetno je bitna saradnja tokom celog procesa rada između radijacionih onkologa, fizičara i radioterapijskih tehničara.

Radioterapijski proces rada ima dve različite faze: planiranje i isporuku tretmana, što je prikazano na slici 1. i objašnjeno u daljem tekstu.

U procesu planiranja lečenja se počinje sa CT slikom anatomske regije, gde se lokalizuje zapremina tumora, što se obavlja sa CT-simulatorom. Radioterapijski tehničari postavljaju pacijenta u poziciju u kojoj će se zračenje vršiti i tako prave CT snimak. Slike su povezane sa informacijama o pacijentu i sačuvane na radnoj stanici ili u sistemu za arhiviranje slika (engl.: *Picture Archiving Communication System*) (korak 1). Sistem za planiranje (engl.: *Treatment Planning System*) čita CT slike (korak 2) i druge prethodne dijagnostičke snimke (dijagnostički CT, MRI, PET). U sistemu za planiranje, ciljne zapremine i organi koji su od rizika se obeležavaju od strane radijacionog onkologa. Medicinski fizičar nakon toga, utvrđuje parametre mašine (energija, modifikator snopa i geometrija), gde se izračunava distribucija doze zračenja. Ovo planiranje zahteva ravnotežu između tačne pokrivenosti mete i okolnog zdravog tkiva, što se prikazuje doznim histogramom (engl.: *Dose Volume Histogram*), a distribucija izodozne linije se superponira na CT snimku. Od CT studija slike i projekcije X zraka se mogu rekonstruisati RT slike (engl.: *Digitally Reconstruction Radiograph*) (korak 3). Ove slike će služiti kao referentne slike za verifikovanje tretmana. Znači, u sistemu za planiranje se kreira novi RT plan i dobija DRR. Nakon procene i odobrenja od strane radijacionog onkologa tretman je propisan (korak 4), unose se frakcije lečenja u raspored u sistem za upravljanje tretmanom (engl.: *Treatment Management System*) (korak 5) i prebacuje se plan na stanicu akceleratora kroz završni RT plan preko mreže na sistem isporuke tretmana (engl.: *Treatment Delivery System*). [2]



Slika 1. Tok rada planiranja i isporuke tretmana u radioterapiji

U procesu isporuke terapije počinje se sa verifikacijom tretmana, portalna slika se dobija sa akceleratora, pa se upoređuje sa referentnom slikom, koristeći sistem za obradu slike (korak 6). Nakon ove procedure tretman se isporučuje (korak 7), ako su portalne slika usklađene sa poljem na referentnim slikama. Na svakoj frakciji, svaki parametar tretmana će biti snimljen na radnoj stanicu akceleratora, to jeste u sistemu za zapis i verifikaciju tretmana (engl.: *Record and Verify System*), kreirajući RT zapis snopa tretmana (korak 8). Obično je tretman svaki radni dan u nedelji, tokom 5 do 7 nedelja, u zavisnosti od vrste karcinoma. Radijacioni onkolog će razmotriti napredak pacijenta i praćenje će biti zapisano u TMS. [2]

Svaki od ovih procesa zavise jedan od drugog i izuzetno je važno voditi računa da se svaki od njih izvede sa najmanjom mogućom greškom. Ništa se ne može izvesti sa absolutnom tačnošću, zbog čega je u radioterapiji uveden sistem osiguranja kvaliteta, koji daje protokole čime se sve potencijalne greške svode na minimum, a time se obezbeđuje najbolji tretman za pacijente. S obzirom da se radioterapija priprema za svakog pacijenta ponaosob i da se tretman izvodi u nekoliko frakcija, bitno je da se kvalitet održava na konstantno najvišem novou, kako bi svaki pacijent svaki dan dobio odgovarajući propisan tretman.

2. MEDICINSKI LINEARNI AKCELERATOR

Prvi linearни akcelerator koji je korišćen u medicinske svrhe je postavljen 1952. godine u „Hammersmith Hospital“ u Londonu, gde su se sledeće godine počeli tretirati onkološki pacijenti [3]. Medicinski linearni akceleratori su mašine koje se koriste kod radioterapije spoljašnjim snopom zračenja. To je uređaj koji koristi visokofrekventne radio talase da ubrza nanelektrisane čestice, u našem slučaju elektrone, do određenih energija. U samom procesu terapije se koristi i elektronski snop, dok aparat poseduje i metu za X zrake koja je sačinjena od nekog teškog elementa, pomoću koje se stvara fotonski snop koji se češće koristi u praksi. Danas se koriste i protoni i joni u radioterapijske svrhe, pa dizajn linearog akceleratora zavisi koji tip čestica se ubrzava. Zbog svoje velike ionizacione moći potrebno je da se nalaze u odgovarajućim konstruisanim bunkerima, sa tačno proračunatim debljinama zidova, poda, plafona i vrata.

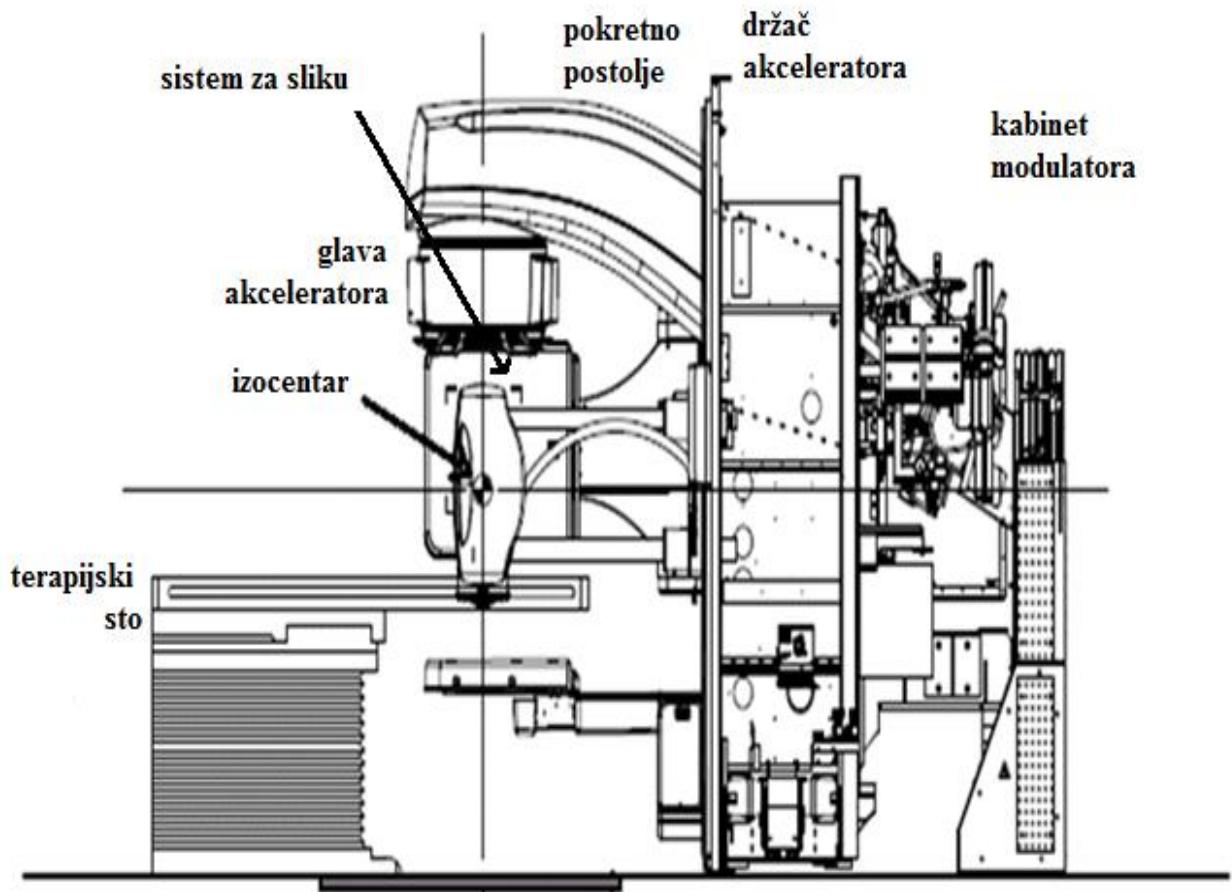
U medicinske svrhe se koriste linearni akceleratori samo određenih energija i to fotonske energije od 4 MV do 18 MV, a elektronske od 6 MeV do 22 MeV. Da bi se dobila određena energija potrebno je da aparat ima određenu dužinu talasovoda, odakle zaključujemo da ne može svaki aparat pružiti sve energije, već to zavisi od njegove konfiguracije.

Danas, nakon 65 godina, linearni akcelerator je dominantna mašina u radioterapiji i od tada je značajno promenila izgled, međutim i dalje se sastoji od glavnih komponenti, kao i što se bazira na istim principima rada. Ono što je još zajedničko jeste da su izocentrično postavljeni. Današnji medicinski linearni akceleratori su manji, brži i znatno precizniji.

2.1. Osnovne komponente medicinskog linearog akceleratora

Komponente medicinskog linearog akceleratora su prikazane na slici 2. i čine ih:

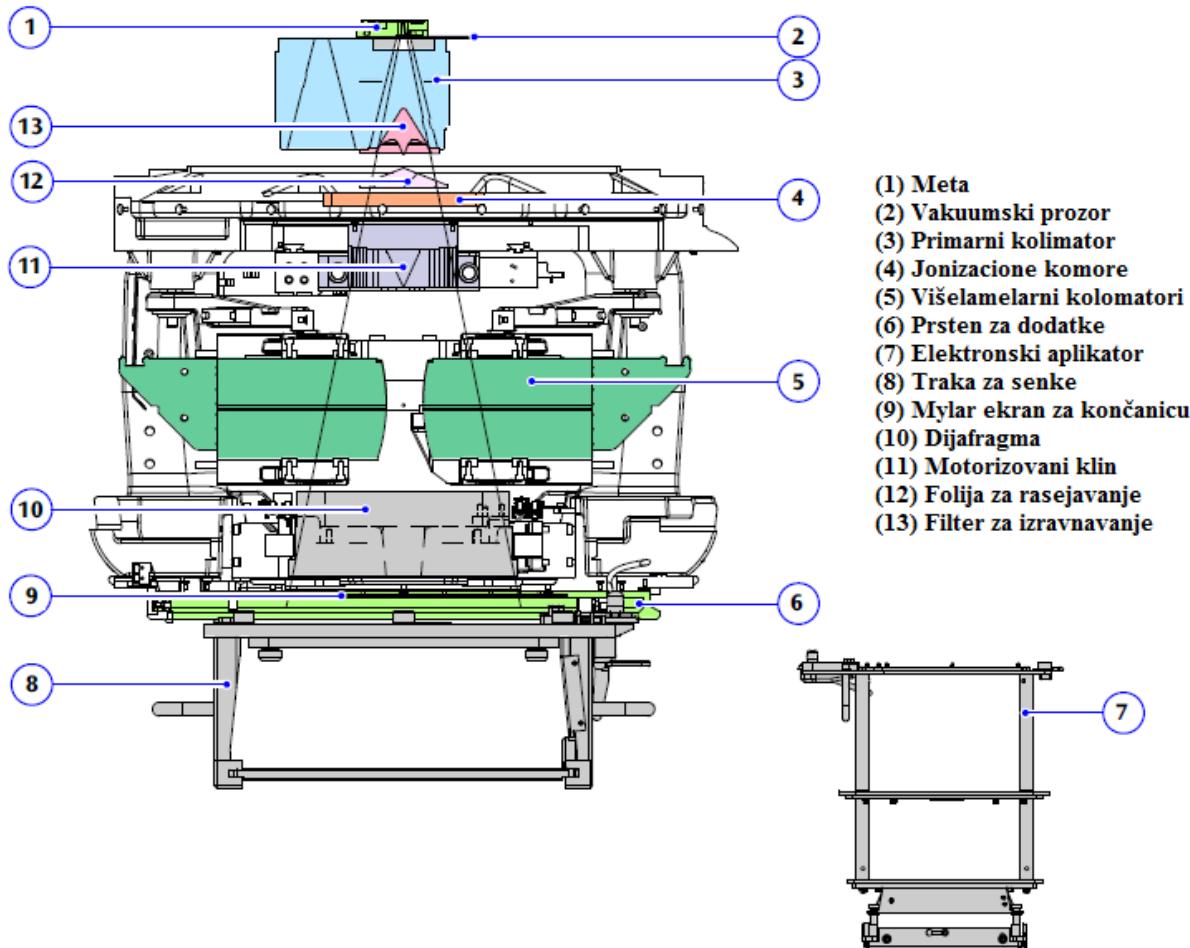
- pokretno postolje,
- glava akceleratora,
- držač akceleratora,
- sistem za sliku,
- kabinet modulatora,
- terapijski sto,
- kontrolna konzola (koja nije prikazana na slici).



Slika 2. Komponente medicinskog linearног akceleratora

U pokretnom postolju (engl.: *Gantry*) je smešten sistem za nastajanje i ubrzavanje elektrona, na čijem kraju je montirana glava akceleratora. Pokretno postolje se može rotirati oko horizontalne ose i može izvršiti pun krug rotacije. Ceo sistem pokretnog postolja je pričvršćen za držač akceleratora koji mu omogućava stabilnost.

Glava linearног akceleratora čini najznačajniji deo akceleratora i prikazana je na slici 3. U glavi linearног akceleratora se nalaze komponente koje su odgovorne za kolimaciju i isporuku snopa. Sastoji se od mete, vakuumskog prozora, primarnog kolimatora, jonizacionih komora, višelamelarnih kolimatora, prstena za dodatke, ekrana sa končanicom, sekundarnih kolimatora (čeljusti/dijafragme), klini, folija za rasejanje i filtera za izravnavanje snopa. Na prstenu za dodatke se može postaviti elektronski aplikator, traka za senku, kao i drugi dodaci. Glava linearног akceleratora poseduje centralnu osu, koja je postavljena vertikalno u odnosu na osu pokretnog postolja, ove dve ose se sekut u izocentru, koji je prikazan na slici 2. Sekundarni kolimator ima još jednu osu rotacije i može da se rotira oko centralne ose glave akceleratora. [4]



Slika 3. Glava linearog akceleratora

Sistem za sliku zajedno sa linearnim akceleratom čini IGRT¹. Svi medicinski linearni akceleratori poseduju elektronski portalni detektor za sliku (engl.: *Electronic Portal Imaging Device*) i pomoću njega se dobijaju portalne slike. Današnji savremeni linearni akceleratori pored ovog sistema za sliku poseduju i kV sistem za sliku, koji je postavljen na pokretno postolje, normalno u odnosu na MV izvor snopa i EPID.

Kabinet modulatora se sastoji od komponenata koji vrše distribuciju i praćenje električne struje samom aparatu i njegovim komponentama. Nalazi se u sobi iza gentrija, koja se još naziva i tehnička soba. Poseduje tri glavne komponente, a to su: kontrolor ventilacije, pomoći sistem za distribuciju snage i glavni sistem za distribuciju snage.

¹ IGRT (engl.: Imaging Guided Radiation Therapy) - predstavlja radioterapiju koja je vođena slikom.

Na terapijskom stolu (engl.: *Treatment Couch*) leže pacijenti tokom radioterapijskog tretmana. Kako se sto ne bi deformisao pod težinom pacijenta potrebno je da bude dovoljno čvrst, a istovremeno da bude transmisivan za snop, kako bi tretman mogao biti izvršen iz bilo kog ugla pokretnog postolja. Terapijski sto poseduje četiri stepena slobode, od kojih su tri kretanje po pravcima vertikalno, lateralno, longitudinalno i osa rotacije stola koja je vertikalna i prolazi kroz izocentar.

Kontrolna konzola se nalazi u sobi iza zaštitnih vrata sa kojima su odvojeni od terapijske sobe, odnosno bunkera. Nju čini centralni računar koji prati i kontroliše linearni akcelerator, gde se mogu videti parametri snopa kao i digitalno praćenje isporučenog snopa. Samo jedan računarski sistem kontroliše linearni akcelerator, što omogućava eliminaciju grešaka zbog kašnjenja u vremenu, na primer između isporuke snopa i podešavanja željene geometrije snopa. Zbog cele kompleksnosti linearnog akceleratora njegovu značajnu osobinu čini to da se sve komponente aparata kontrolišu digitalno.

Jedna od najbitnijih postavki linearnog akceleratora je ispravnost izocentra, kojeg čine osa centralnog MV i kV snopa, centar rotacije gentrija, kolimatora i centar rotacije terapijskog stola, koji je prikazan na slici 2. Izocentar se postavlja na 100 cm od prividnog fokusa izvora.

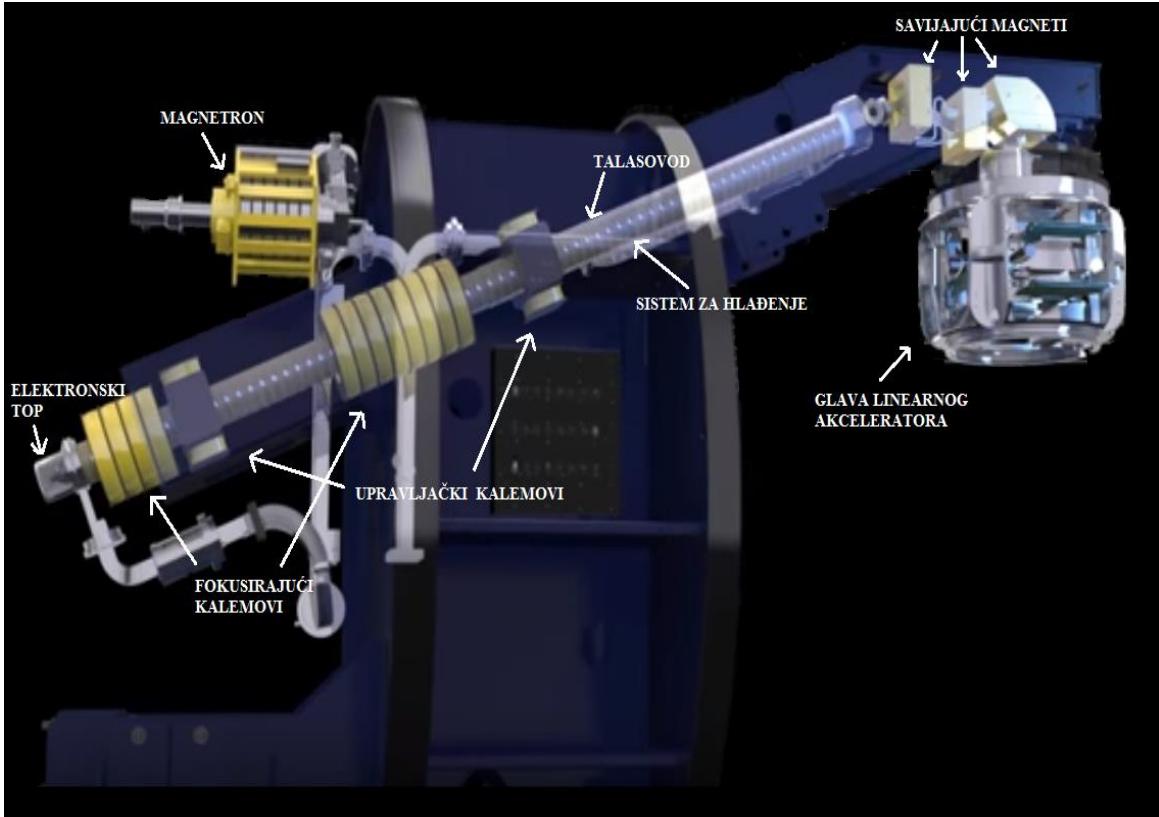
Komponente za formiranja snopa se mogu podeliti u šest grupa [5]:

- I) Injekcioni sistem - čini izvor elektrona.
- II) RF generator - stvara radiofrekventne talase.
- III) Talasovod za ubrzavanje - čini metalna struktura gde se ubrzavaju čestice.
- IV) Pomoći sistem - čine vakumska pumpa, sistem za hlađenje, sistem za održavanje pritiska, zaštita od curećeg zračenja.
- V) Sistem za transport snopa - tu su smešteni savijajući magneti.
- VI) Sistem za kolimaciju i nadgledanje snopa - čine glavu lineranog akceleratora.

2.2. Nastajanje zračnog snopa

Zračni snop, koji se koristi u radioterapiji, nastaje tako što se u linearnom akceleratoru elektroni generišu pomoću elektronskog topa i snop se fokusira ka pravoj evakuisanoj cevi, koja se naziva talasovod i služi za ubrzavanje ovih elektrona. Pulsnii radiofrekventni talasi se dovode do talasovoda pomoću magnetrona ili klistrona, što je sinhronizovano sa ubacivanjem elektrona u talasovod. Elektroni nastali termoemisijom imaju malu početnu kinetičku energiju, pa se pomoću

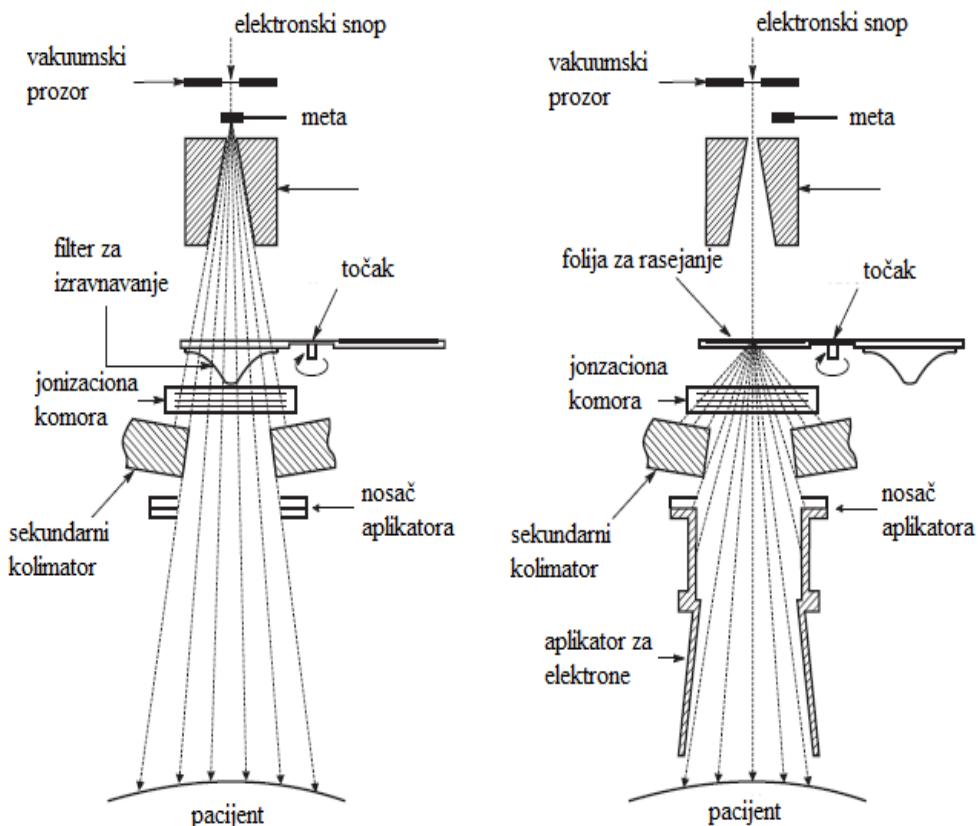
radiofrekventnih talasa ubrzavaju do brzine svetlosti. Snop X zraka se kreira kada elektroni udare i interaguju sa metom od volframa na drugom kraju.



Slika 4. Antomija linearnog akceleratora

Drugim rečima, digitalni akceleratori koriste diodni tip elektronskog topa koji se nalazi na početku talasovoda, gde se proizvode elektroni, tako što dolazi do termoemisije zagrejanog vlakna volframa koji predstavlja katodu, a zatim se pomoću anode elektroni usmeravaju ka talasovodu. Broj stvorenih elektrona se kontroliše temperaturom vlakana, veća temperatura znači veći broj emitovanih elektrona. U međuvremenu, magnetron ili klistron dovode pulsni radiofrekventni talas. Oni kontrolišu snagu i frekvenciju radiofrekventnih talasa, što ustvari jednim delom određuje energiju stvorenih X zraka. Elektroni se ubrzavaju duž talasovoda sve do mete pomoću radiofrekventnih talasa. Talasovod sadrži seriju bakarnih čelija, koje sadrže male otvore, između tih čelija elektroni putuju duž talasovoda, gde se pritom i fokusira snop. Koju energiju će imati elektron kada izade iz talasovoda zavisi i od njegove dužine, ne samo snage radiofrekventnog talasa. Bitno je napomenuti da se ceo sistem kroz koji putuju elektroni nalazi u vakuumu, kako bi se izbegli sudari sa drugim česticama. Talasovod okružuje dva seta kvadropolnih magneta, koji se nazivaju upravljački kalemovi koji ustvari kontrolišu put kroz koji prolaze elektroni. Postoje još i dva seta fokusirajućih kalemova koji omogućavaju dalje definisanje

elektronskog snopa kroz talasovod. Potrebno je da veličina elektronskog snopa bude reda veličine glave čiode kada udari u metu. Ceo sistem se hlađi pomoću sistema za hlađenje, odnosno vode. Kada elektron izade iz talasovoda ulazi u sistem za transport snopa, gde se usmerava ka meti. U ovom delu elektroni prelaze vijugavu putanju, što omogućavaju tri savijajuća magneta (engl.: *Bending Magnet*). Ovaj proces ne samo da pozicionira snop da udari u metu, već i fokusira veličinu snopa do jednog milimetra. Dizajn magneta omogućava fokusiranje elektrona iste energije na isti deo mete, što elektrone čini monohromatskim, to jeste imaju samo jednu vrednost energije. Ovi savijajući magneti su jedinstveni za linearne akceleratore, oni pomažu da se minimizuje veličina aparata i omogući „nizak“ izocentar, što je bitno za nameštanje pacijenta. Elektroni velikih energija udaraju malu metu od volframa, elementa koji ima veliki atomski broj $Z=74$ i veliku tačku topljenja ($3422\text{ }^{\circ}\text{C}$). Ovako veliki atomski broj omogućava veću verovatnoću stvaranja X zračenja, takozvani kontinualni X zraci (engl.: *Bremsstrahlung X ray*), nego što je to slučaj kod „obične“ rendgenske cevi. Ovde se izgubi oko 90% energije na zagrevanje, dok se preostali deo energije konvertuje u X zrake ili fotone. Fotonski snop koji tako nastaje koristi se u kliničke svrhe. [4]



Slika 5. Sistemi za formiranje fotonskog (levo) i elektronskog (desno) snopa

Kako bi se dobio elektronski snop, koji se koristi u kliničke svrhe potrebno je ukloniti metu za nastajanje X zraka i umesto filtera za izravnavanje staviti foliju za rasejavanje snopa. Ono što je još karakteristično kod upotrebe elektronskog snopa je korišćenje aplikatora koji ograničavaju snop. Na slici 5. su predstavljeni sistemi za nastajanje fotonskog i elektronskog snopa.

Primarni kolimator, koji se nalazi u glavi linearog akceleratora, dozvoljava prolazak fotonskog/elektronskog snopa u obliku konusa i definiše maksimalnu veličinu zračnog snopa. On, takođe, minimizuje curenje snopa što smanjuje totalnu dozu koju primi pacijent, tako što apsorbuje rasejano zračenje u lateralnim pravcima. U ovoj fazi fotoni nisu uniformno distribuirani duž polja, da bi se omogućila uniformna distribucija snopa, koriste se filtri za izravnavanje snopa (engl.: *Flattening Filter*), koji se postave na put snopa. Filter je u obliku konusa, čime se omogućava veća apsorbacija u centru snopa i tako se ustvari dobija uniforman snop. Dok se kod elektronskog snopa koriste folije za rasejanje, kao što je već napomenuto ove folije „šire“ elektronski snop. Fotoni/elektroni potom prolaze kroz jonizacione komore, koje mere dozu i prate kvalitet snopa. Izlazna doza (engl.: *Dose Output*) se meri i kontroliše simultano sa dve jonizacione komore, koje su nezavisne jedna od druge. Jedna komora je primarna komora i ona meri i zaustavlja snop kada je isporučena željena doza. Druga komora je „*backup*“ komora, koja bi merila i zaustavila snop u željenom momentu, u slučaju da je primarna komora otkazala sa radom. Ovakav snop je skoro spreman za tretman pacijenata. Ono što je bitno u svetu savremene radioterapije je korišćenje višelamelarnih kolimatore (engl.: *Multi-Leaf Collimator*), oni omogućavaju oblikovanje snopa na osnovu oblika karcinoma. Višelamelarni kolimator čine nekoliko desetina tankih lamela od volframa, koje se pomeraju nezavisno jedna od druge i oblikuju snop različitih oblika. [5]

2.3. Linearni akceleratori naprednih tehničkih mogućnosti

Na Institutu za onkologiju Vojvodine implementirana su dva linearne akceleratori naprednih tehničkih mogućnosti, to su Elekta Versa HD linearni akceleratori koje proizvodi *Elekta*, Stockholm, iz Švedske. Kao i svaki linearni akcelerator, sastoji se od pokretnog postolja, glave akcelatora, kao i osnovnih sastavih delova i terapijskog stola.



Slika 6. Elekta Versa HD linearni akcelerator na Institutu za onkologiju Vojvodine

Ono što akcelerator čini jedinstvenim jeste glava akceleratora, koja se razlikuje od proizvođača do proizvođača. Glava Versa HD linearog akceleratora je prikazana na slici 3. Za Versa HD mašine na Institutu za onkologiju Vojvodine karakteristično je to da ona isporučuje fotonske snopove energija 6 MV, 10 MV, 15 MV i 6 MV FFF i elektronske snopove od 6 MeV, 8 MeV, 9 MeV, 12 MeV i 15 MeV. U tabeli 1. prikazane su neke od karakteristike glave linearog akceleratora.

Kao i u većini slučajeva medicinskih linearnih akceleratora, maksimalna veličina polja je $40 \times 40 \text{ cm}^2$, koje je definisano MLC u Y pravcu i čeljustima u X pravcu. Debljina MLC je 5 mm i ima ih 80 parova. Ono što je još značajno za MLC, a samim time i ovaj aparat, jeste da oni imaju malu vrednost transmisije, čime je obezbeđeno malo rasejanje, a time i mala doza rasejanog zračenja za pacijenta. Ovakav izbor MLC omogućava ekstremnu preciznost, visoku pouzdanost i poboljšava usaglašenost za veliki broj slučajeva. Još jedna prednost MLC je njihova velika brzina, koja omogućava korišćenje novih tehnika, kao što su IMRT² i VMAT³.

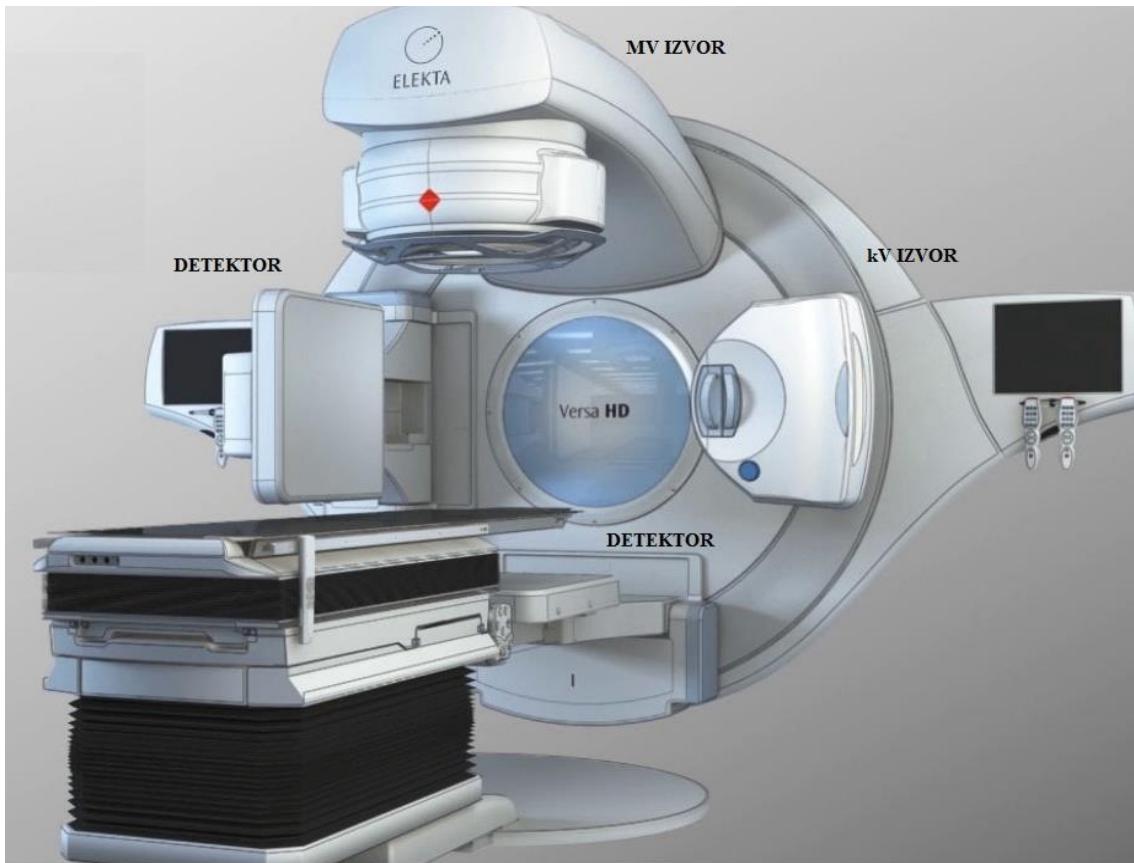
² IMRT (engl.: Intensity-Modulated Radiation Therapy) je savremena tehnika u radioterapiji, gde se plan dobija na inverzan način za razliku od klasične konformalne tehnika. Ona još spada u rotacione tehnike.

³ VMAT (engl.: Volumetric Modulated Arc Therapy) je savremena tehnika u radioterapiji, gde se plan dobija na inverzan način, kao i kod IMRT. Kod ove tehnike, tretman se isporučuje po luku.

Osobine	Elekta Versa HD
Mehaničke	
Broj lamela	160
Širina lamela	5 mm
Maksimalna veličina polja	40 cm x 40 cm
Putovanje lamela preko centralne ose	15 cm
Nominalna visina lamela	90mm
Rezolucija pozicioniranja lamela	0.1 mm
Metod verifikacije pozicioniranja lamela	optički i mašinski sistem (Rubicon)
Preterano putovanje dijafragme	12 cm
Dimenzije/težina/brzina	
Rotacija glave	365°
Težina glave	420kg
Prečnik glave kroz koji prolazi zračenje	815mm najšire, 694 mm najuže
Distanca od glave do izocentra	45 cm
Rotacija glave u set-up modalitetu	12°/s
Rotacija glave kod dinamičke tehnike isporuke tretmana	6°/s
Brzina lamela u dinamičkom modalitetu	do 6.5 cm/s
Brzina lamela	do 3.5 cm/s
Brzina dijafragme	do 9 cm/s
Klin	
Integrisana veličina klina	Automatsko, od 0° do 60°
Veličina polja klina	30 cm x 40 cm
Fizičke osobine	
Tačnost pozicije lamela	1 mm na izocentru 0.5 mm RMS
Ponovljivost pozicije lamela	0.5 mm
Prosečna transmisija kroz lamele	<0.375%
Najviša transmisija kroz lamele	<0.5%
Curenje X-zračenja u ravni pacijenta izvan kolimatora	<0.2% max, <0.1% prosečno
Curenje X-zračenja izvan ravni pacijenta	<0.5% (na 1m)

Tabela 1. Karakteristike glave Elekta Versa HD linearog akceleratora

Sistem za sliku (slika 7.) čini bitan deo akceleratora, Versa HD ima dva sistema za verifikaciju pozicioniranja pacijenta. Sastoje se od MV izvora snopa i kV izvora snopa, koji su postavljeni normalno jedan u odnosu na drugi. Oba sistema sadrže amorfni silikonski (a-Si) detektor sa ravnom pločom, pomoću koje se stvara slika. Izocentri ova dva sistema se poklapaju sa izocentrom aparata.



Slika 7. MV i kV sistem za sliku

Sistem za sliku koji koristi kV izvor X zraka je moguće dobiti 2D slike, takozvane projekcione slike, kao i 3D slike koje su ustvari zapreminske slike. Zbog mogućnosti stvaranje 3D slike ovaj sistem se zove i zapreminski sistem za sliku (engl.: *X-ray Volumetric Imaging System*). Projekcione slike prvenstveno služe za proveru korektnog pozicioniranja pacijenta na terapijskom stolu, na osnovu razlike u atenuacionim koeficijentima između tkiva i kostiju. Dok volumetrijska slika, pored toga, služi još i ja proveru lokalizacije karcinoma. Zbog korišćenja X zraka u dijagnostičkom opsegu energija (od 60kV do 150kV), prikupljanjem slike tokom rotacije oko pacijenta i interakcije ovih zraka sa materijom kroz koju prolazi omogućava se bolja razlika između tkiva različite gustine, zbog čega se ustvari lako može uočiti i karcinom, kao i okolno zdravo tkivo. Ono što je cilj ovakvog sistema jeste da se pacijent korektno pozicionira tokom celog tretmana, kako bi doza bila precizno isporučena regiji od interesa.

3. OSNOVNI POJMOVI U RADIOTERAPIJI

Propagacijom fotonskog snopa kroz vazduh ili vakuum upravlja inverzni kvadratni zakon, na osnovu koga se zračenje nastalo iz tačkastog izvora slabih sa kvadratom udaljenosti. Međutim, izvor nije tačkast već ima neku svoju dimenziju, što dodatno komplikuje celu situaciju i ima posledica na konačan ishod snopa. Sa druge strane, propagacijom fotonskog snopa kroz fantom ili pacijent, pored inverznog kvadratnog zakona, utiče i atenuacija i rasejanje snopa u fantomu ili pacijentu. Kako merenje doze kroz pacijenta nije moguće većina ih se meri pomoću fantoma čiji je ekvivalent približan tkivu čoveka. Najčešće je to u pitanju vodeni fantom, koji je, sem te osobine, pogodan i zbog homogenosti i ravne površine fantoma.

Danas je radioterapija znatno napredovala od njenih početaka, jer smo u mogućnosti da sa velikom preciznošću izvršimo radioterapijski tretman, što možemo zahvaliti napretku u tehnologiji medicinskih linearnih akceleratora, kao i sistema za planiranje. Zbog razvijanja sve manjih višelamelarnih kolimatora u mogućnosti smo da ciljanoj zapremini isporučimo prepisanu dozu, a da pritom maksimalno moguće zaštitimo organe od rizika, što se postiže odgovarajućim veličinama polja i samoj postavci pacijenta na terapisjki sto. Ustvari, geometrija snopa ima značajnu ulogu kod isporuke tretmana.

Pored geometrije snopa, doza je ono što „leči“, kako se prostire i šta je definiše su pojmovi koji nam pomažu pri merenjima. Zbog značajnosti doze u celom radioterapijskom tretmanu, kontrola kvaliteta ovih vrednosti je od suštinskog značaja. Zbog čega se većina parametara vezanih za dozu proverava na dnevnom nivou.

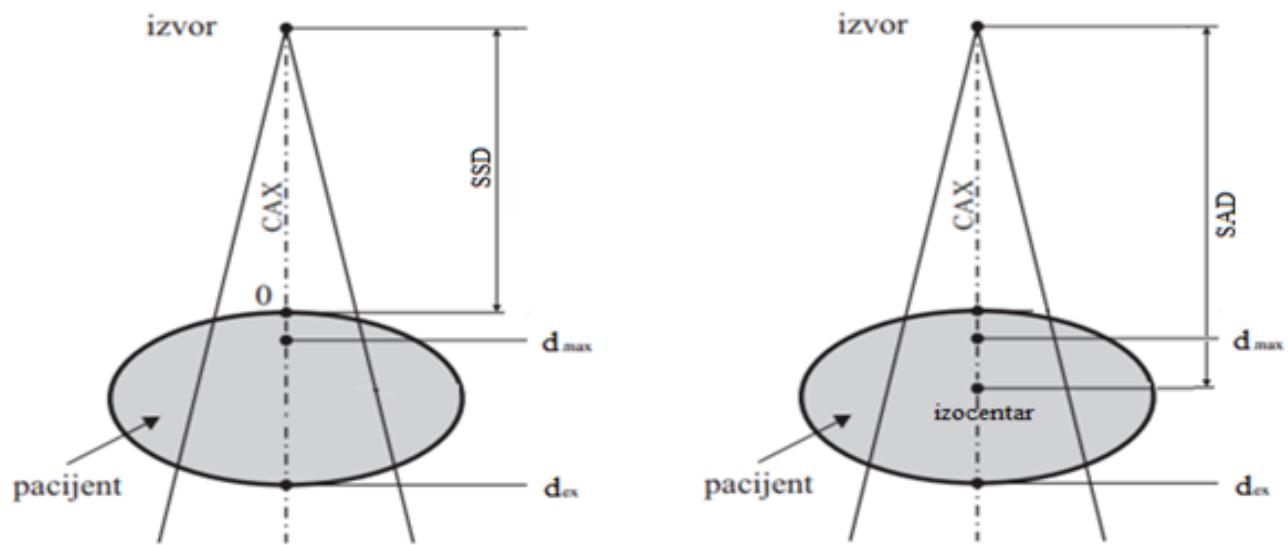
3.1. Geometrija snopa

Geometrija snopa čini značajan deo radioterapijskog tretmana, jer se na osnovu postavke pacijenta, orijentacije i dimenzije polja tretman vrši.

Važne geometrijske veličine su prikazane na slici 8 i čine ih:

- CAX (engl.: *Central Axis*) je centralna osa glave akceleratora, a samim time i centralna osa snopa,
- SSD (engl.: *Source to Skin Distance*) je rastojanje od izvora do kože pacijenta duž centralne ose,

- SAD (engl.: *Source to Axis Distance*) je rastojanje od izvora do neke dubine duž centralne ose, koja u većini slučajeva predstavka izocentar i iznosi 100 cm,
- oznakom „0“ je obeleženo mesto ulaska snopa, od te vrednosti se računa dubina d u pacijentu i definiše ulazna doza D_s ,
- d_{max} predstavlja tačku na centralnoj osi gde apsorbovana doza ostiže svoj maksimum, ona zavisi od energije snopa,
- d_{ex} predstavlja tačku na centralnoj osi gde snop napušta pacijenta i tu se može definisati izlazna doza D_{ex} . [6]



Slika 8. Geometrijske veličine

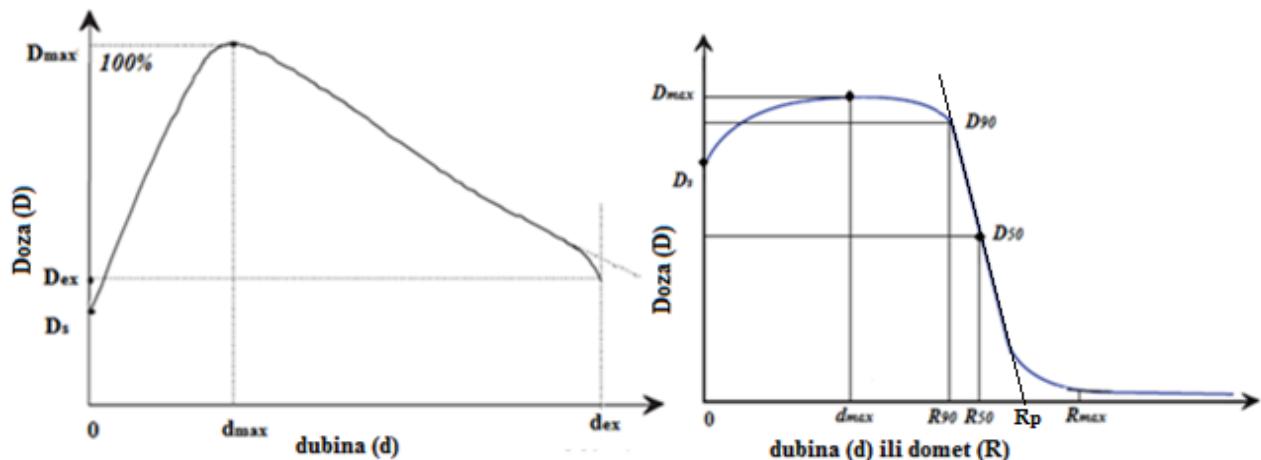
Dimenzije polja se definišu sekundarnim kolimatorom i MLC u ravni normalnoj na CAX, na referentnom rastojanju od izvora, koje se uzima da je 100 cm, odnosno SAD.

Sem prethodno navedenih veličina, u radioterapiji je bitna i postavka pacijenta. Postoje dve postavke: SSD i SAD, ono što je zajedničko jeste da su obe ove vrednosti 100 cm. Kod postavke SSD ova vrednost od 100 cm se postavlja na kožu pacijenta, odnosno površinu fantoma, dok se kod SAD postavke vrednost od 100 cm nalazi u centru tretirane zapremine. Prednost SSD postavke jeste to da se pacijent nalazi relativno daleko od izvora, dok je prednost SAD postavke da se tretman može isporučiti iz bilo kog ugla pokretnog postolja. Isporuka tretmana iz bilo kog ugla je bitna kod naprednih tehnika, čime se ustvari smanjuje vreme provedeno pri ozračivanju. Ovom metodom, ne samo da se dobija na brzini, već i na jednostavnosti i na većoj bezbednosti, tako što se pacijent postavlja samo jednom i nema potrebe da se za svako naredno polje pacijent pomera, već ostaje u

jednoj istoj poziciji, a za svaku sledeću frakciju se pozicionira kao što je bio pozicioniran tokom prvobitnog postavljanja. [7]

3.2 Dozimetrijski parametri

Parametri koji utiču na doznu raspodelu snopa su kvalitet snopa, veličina izvora, kolimacija snopa, veličina polja i rastojanja od izvora do površine.



Grafik 1. (a) Dozna distribucija MV fotonskog snopa i (b) dozna distribucija MeV elektronskog snopa

Tipična dozna distribucija na centralnoj osi MV fotonskog snopa je prikazana na grafiku 1. (a), ovo je ustvari karakteristična distribucija X zračenja. Za elektrone dozna distribucija je prikazana na grafiku 1. (b) i slična je kao i kod fotona. Elektronski snop je monohromatski dok ne dođe do rasejavajućih folija, jonizacionih komora i pređenog puta, nakon čega im je doza distribucija slična kao kod fotona. Njihov domet je samo do nekoliko cm u vodi/tkivu, za razliku od fotonskog snopa koji ima domet i do nekoliko metara u vazduhu. Snop ulazi u fantom ili pacijenta kroz površinu ili kožu gde isporučuje neku površinsku dozu D_s . Zatim, doza prvo raste dok ne dostigne maksimalnu vrednost D_{max} na dubini d_{max} . Kod fotonskog snopa doza naglo raste, dok je kod elektronskog snopa potrebno malo da ona dođe do maksimuma. Nakon maksimuma ona opada do izlazne tačke d_{ex} , što je kod elektronskog snopa to baš izraženo naglim padom. Kako elektroni pri interakciji sa materijom imaju izlomljeni pređeni put, ne može se sa precizošću odrediti maksimalan domet R_{max} , već se pri njegovom definisanju sem maksimalne vrednosti prate i vrednosti na 90% i 50% doze. Ove vrednosti su značajne jer se pri planiranju prate ove vrednosti doza. Region između površine i dubine $d=d_{max}$ se naziva „*buildup*“ region, jer tu doza još raste. [5]

Fotoni vrše indirektnu ionizaciju, tako da deponovanu dozu čine sekundarno stvoreni (rasejani) elektroni, koji svoju dozu deponuju na dubinu. U zavisnosti od svoje energije, za veću fotonsku energiju biće veći domet rasejanih elektrona, a time i površinska doza će biti manja. Znači, površinska doza kod MV fotonskog snopa je manja od maksimalne doze. Elektroni direktno ionizuju sredinu kroz koju prolaze, tako da u ovom regionu nema nanelektrisanih čestica. Međutim, površinska doza nije 100%, već je oko 75-95% zbog mnogostruktih rasejanja koji doprinose povećanju doze na dubini, tako da je i ovde maksimum doze veći od površinske doze. Nakon maksimuma doza opada, sporije sa porastom energije snopa, ali ne opada na nulu, jer dolazi do stvaranja kontinuiranih X zraka, čiji je glavni uzrok rasejavajuća folija. Za elektronski snop se još definiše i R_p dubina, koja predstavlja dubinu koju definiše provučena tangenta kroz najveći nivo doze, kao što je to prikazano na grafiku 1. (b). [8]

Na kojoj dubini će biti dozni maksimum zavisi od energije snopa i u manjem slučaju od veličine polja. Najveći dozni maksimum se javlja kod polja $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Tako da imamo da je za energiju od 6 MV to vrednost od 1.5 cm, za energiju od 10 MV to vrednost 2.2 cm i za energiju od 15 MV to vrednost od 2.5 cm, pri veličini polja od $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A za elektrone na 80% doze to su sledeće vrednosti: za 6 MeV 20 mm, 8 MeV 26.7 mm, 10 MeV 33.3 mm, 12 MeV 40 mm i za 15 MeV je 50 mm.⁴

Doza duž centralne ose se definiše pomoću procentualne dubinske doze (engl.: *Percentage Depth Dose*) i ona služi za određivanje kvaliteta snopa. Procentualna dubinska doza se definiše kao procenat razlike doze na nekoj dubini d u fantomu i doze na referentnoj dubini, za koju se uglavnom uzima vrh apsorbovane doze d_{max} . Što znači da kriva procentualne dubinske doze predstavlja doznu distribuciju na centralnoj osi, kada je doza za vrednost dubine d_{max} normalizovana na 100% doze. [7] Formulom predstavljeno to izgleda ovako:

$$PDD(d, d_{max}, A_d, SSD, E) = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \times 100$$

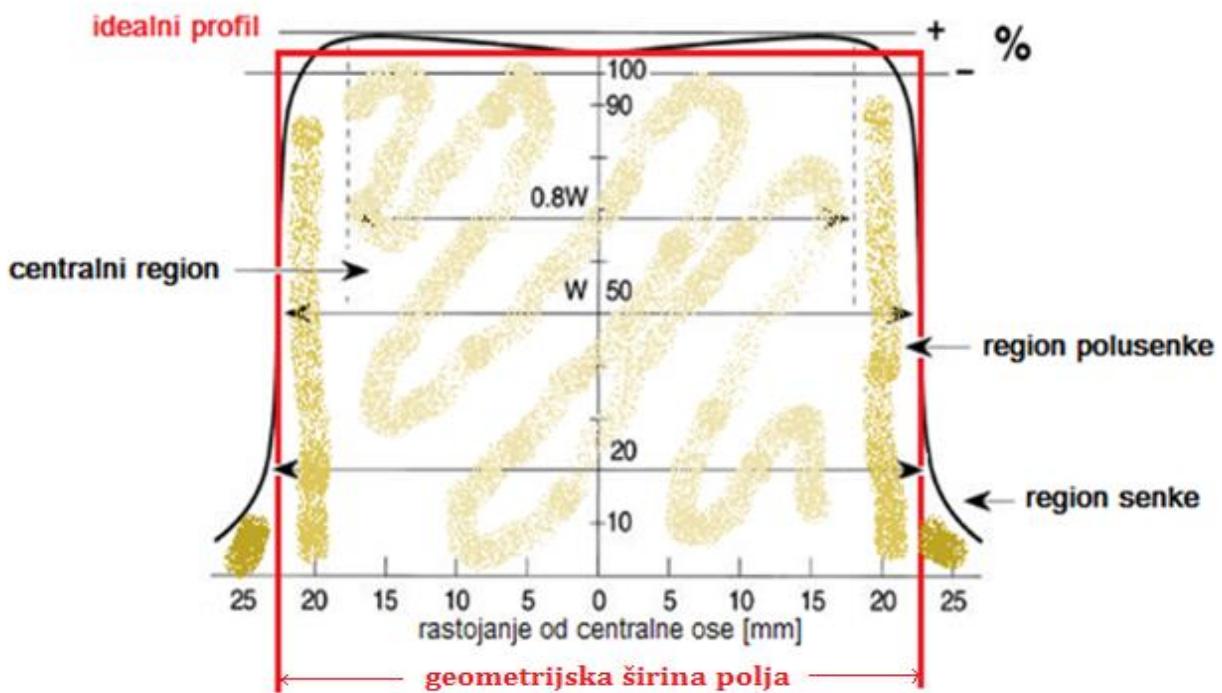
Parametri koji su prikazani u jednačini su: d je merena dubina, d_{max} je referentna dubina, A_d je veličina polja na dubini d , SSD je rastojanje od izvora do površine vode i E je energija snopa. Procentualna dubinska doza zavisi od ovih parametara, mada na nju utiču još i nehomogenosti.

⁴ Vrednosti doznog maksimuma su navedene za energije koje se koriste na Institutu za onkologiju Vojvodine

3.2. 1. Dozni profili snopova

Dozna distribucija duž centralne ose daje samo deo informacija koji je potreban za tačan proračun dozne distribucije u pacijentu. Znači, dozna distribucija za 2D i 3D sistem je definisana sa podacima sa centralne ose i doznim podacima u drugim pravcima, odnosno u X i Y pravcima.

Dozni profili snopova se sastoje od tri regiona: centralnog, polusenke (engl.: *Penumbra*) i senke (engl.: *Umbra*), što je prikazano na grafiku 2. Centralni region predstavlja terapijsko polje koje se „koristi“ i na njega utiče energija, atomski broj mete i atomski broj filtra za izravnavanje i geometrijski oblik. Region polusenke predstavlja deo blizu geometrijskih ivica polja, tu se doza naglo menja. Ovaj region nastaje zbog konačne veličine izvora i transmisije kolimatora, kao i zbog rasejanja. Region senke se nalazi izvan zračnog polja daleko od ivica snopa, doza u ovom regionu je veoma niska, a doprinosi joj transmisija kroz kolimatore i kroz zaštitu glave aparata. [5]



Grafik 2. Idealni i realni dozni profil

Na prethodnom grafiku prikazani su idealni i realni dozni profil. Kod idealnog doznog profila, centralni deo je konstantan do geometrijskih ivica polja, dok region poluseke ima nulu vrednost širine, a region senke ima nulu vrednost doze. Međutim, u realnosti to nije tako, već centralni region

predstavlja površinu do 80% doze, region polusenke predstavlja površinu između 80% i 20% doze kada je doza normalizovana na 100% i region senke je obično manji od 1% doze.

Profili snopova se obično mere za kvadratna polja od $5 \times 5 \text{ cm}^2$ do $40 \times 40 \text{ cm}^2$, na nekoliko vrednosti dubina u vodenom fantomu. Uglavnom se merenja rade za dve ose (x i y), pa tako dobijamo profile na x osi (engl.: *Crossline*) i y osi (engl.: *Inline*).

Uniformnost doznih profila se meri duž dve centralne ose, a parametri koji definišu uniformnost polja su ravnoća (engl.: *Flatness*) i simetrija (engl.: *Symmetry*) snopa.

Ravnoću polja (F) definiše dozni maksimum i dozni minimum u intervalu od 80% širine snopa u centralnom delu, izračunava se preko sledeće formule [5]:

$$F = 100 \times \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}}$$

Simetriju polja (S) određuje d_{\max} (dubina na kojoj je doza maksimalna), odnosno površina ispod d_{\max} profila snopa sa svake strane (levo i desno) na centralnoj osi pretežno do nivoa doze od 50% i računa se pomoću sledeće formule [5]:

$$S = 100 \times \frac{površina_{levo} - površina_{desno}}{površina_{levo} + površina_{desno}}$$

4. OSIGURANJE KVALITETA

Sam cilj programa osiguranja kvaliteta (engl.: *Quality Assurance*) jeste da se osigura ceo procesa rada i to tako što se na odgovarajući način definišu, dokumentuju, sprovode i redovno pregledaju svi tokovi rada. Ono što obuhvata ovaj program su fizički, mehanički i tehnički aspekti opreme koja se koristi za isporuku tretmana i za administraciju. Prema Međunarodnoj organizaciji za standardizaciju - *International Organization for Standardization 9000*:

„Osiguranje kvaliteta su sve one planirane i sistematske akcije koje su potrebne da se obezbedi adekvatna sigurnost, kako bi se osigurao proizvod ili zadovoljila usluga.“

Kako bi imali celokupan uvid, potrebno je definisati još i kontrolu kvaliteta i standarde kvaliteta. Kontrola kvaliteta (engl.: *Quality Control*) je regulatorni proces kroz koji se mere stvarne performanse kvaliteta, u poređenju sa postojećim standardim. Ona je ustvari deo ukupnog osiguranja kvaliteta, koji je odgovoran za proveru kvaliteta, kao i za podešavanje i tačan učinak. Dok je kvalitet standarda (engl.: *Quality Standards*) skup prihvaćenih kriterijuma na osnovu kojih se može proceniti kvalitet aktivnosti. Organizacije kao što su: Svetska zdravstvena organizacija (engl.: *World Health Organization - WHO*), Američko udruženje fizičara u medicini (engl.: *American Association Physics in Medicine - AAPM*), Evropsko društvo za terapijsku radijacionu onkologiju (engl.: *European Society for Therapeutic Radiation Oncology - ESTRO*) i Informaciona mreža za kliničku onkologiju (engl.: *Clinical Oncology Information Network - COIN*) su izdale preporuke za standarde. [5]

4.1. Osiguranje kvaliteta u radioterapiji

Osiguranje kvaliteta u radioterapiji predstavljaju sve one procedure koje obezbeđuju doslednost lekarske preskripcije, da se preskripcija sigurno izvrši, da normalno tkivo primi minimalno moguće doze, da osoblje bude minimalno izloženo i da se adekvatno prati stanje pacijenta. Neophodna je visoka tačnost tokom celog toka rada radioterapije, kako bi se dobili željni rezultati. [9]

Redovna konzistentnost testiranja, dozimetrije i preventivnog održavanja opreme treba da se obavlja na odgovarajući način i da se redovno prati, da bi se to obezbedilo potrebno je pratiti odgovarajuće protokole. Zbog varijacije između mesta i opreme, ustanova je u mogućnosti napisati svoje sopstvene

protokole koji neće kršiti nijedno pravilo propisano načelnim protokolom, već će ga prilagoditi sopstvenim mogućnostima.

Potrebno je voditi računa i o bezbednosti pacijenta, javnosti i osoblja koja se nalaze u neposrednoj blizini i to tako što će se informisati pacijent kako treba da se ponaša u takvom okruženju, naznačiti vidljivim i razumljivim oznakama da je u pitanju zona zračenja, kako se na primer trudnice ne bi uputile u te prostorije. Zatim je potrebno da profesionalno izloženo osoblje ima lične dozimetre, da bi se zabeležila doza koji primi tokom svog rada u toj oblasti, kako bi se mogle preduzeti mere bezbednosti u slučaju da dođe do prekoračenja u primljenoj dozi.

4.2. Radioterapijski tim

Radioterapijski proces zahteva mnogo radnih grupa sa različitim profesijama. Svaka grupa ima značajnu ulogu tokom radioterapijskog tretmana, a kako bi se on najbolje moguće izvodio potrebno je definisati odgovornost svake grupe.

- Radijacioni onkolozi su odgovorni za: konsultacije, preskripciju doze, nadzor i procenu tretmana, celokupni izveštaj nakon tretmana, praćenje i evaluacije ishoda tretmana.
- Medicinski fizičari su odgovorni za: specifikaciju, test prihvatanja, puštanje u klinički rad, kalibraciju, kvalitet osiguranja sve radioterapijske opreme, merenje podataka snopa, procedure za određivanje i verifikaciju doze za pacijenta, planiranje tretmana, nadgledanje održavanja, sigurnosti i učinka opreme, uspostavljanje i revizija procedura kvaliteta osiguranja, radijacionu sigurnost i bezbednost na radioterapijskom departmanu.
- Radioterapijski tehničari su odgovorni za: klinički rad za simulatorom, CT skenerom, akceleratorom, preciznom postavkom pacijenta i isporuke tretmana, dokumentovanje tretmana i posmatranje kliničkog procesa pacijenta i bilo kojih znakova komplikacija; u nekim centrima oni su zaduženi za: dnevne provere kontrole kvaliteta opreme, planiranje tretmana, izradu imobilizacionih sredstava.
- Dozimetristi su odgovorni za: precizno prikupljanje podataka o pacijentu, planiranje tretmana, kalkulaciju doze, merenja vezana za pacijenta, kalibraciju opreme, izradu imobilizacionih i drugih sredstava potrebnih za tretman.
- Inženjerski tehničari su odgovorni za: električne i mehaničke popravke opreme. [10]

Greške koje se mogu desiti u radioterapiji uključuje svaki deo procesa radioterapijskog tremana, to uključuje lokalizaciju karkoma, imobilizaciju pacijenta, izradu plana, greške u kalibraciji aparata, zatim u kalkulaciji, dnevnim podešavanjima pacijenta i drugim. Kako do grešaka ne bi došlo i da bi sve funkcionalno kako se očekuje, potrebano je da se uključe sve grupe radioterapijskog tima, da bi se precizno i sigurno izvršio ceo proces tretmana.

4.3. Program osiguranja kvaliteta aparata i opreme

U poslednjih nekoliko decenija došlo je do naglog razvoja tehnologije u oblasti radioterapije, čime se omogućavaju bolji uslovi za lečenje pacijenata, kako povećavanjem njihove sigurnosti, tako i povećavanjem preciznosti samog tretmana, ovo ustvari vodi povećanju verovatnoće izlečenja. Tako da se svaki deo procesa rada u radioterapiji sprovodi na visokom nivou preciznosti i pouzdanosti, kako bi to postigli potrebno je primeniti dobro razvijen program osiguranja kvaliteta aparata i opreme.

Cilj programa osiguranja kvaliteta aparata i opreme jeste da se obezbedi poštovanje standarda vezanih za bezbednost pacijenta, osoblja i stanovništva, kao i da se poštuje standard koji se tiče kvaliteta rada samih aparata i tehničkog održavanja tokom njihovog radnog veka.

Program za osiguranje kvaliteta aparata i opreme uključuje početnu specifikaciju, test prihvatanja (engl.: *Acceptance*) i puštanje u rad za kliničku upotrebu (engl.: *Commissioning*), potom testove kontrole kvaliteta koji se izvode tokom celog životnog veka mašine ili testovi kontrole kvaliteta nakon neke značajne popravke, intervencije ili prilagođavanja kada za to postoji potreba. [11]

Prilikom postavljanja programa osiguranja kvaliteta (nove) opreme treba uzeti u obzir postojeće nacionalne i međunarodne preporuke. Treba videti koji parametri se mere, koje metode se pri tome koriste i koje su dozvoljene tolerancije.

Preporuke međunarodnih institucija i udruženja se mogu pronaći u dokumentima koje izdaju: Međunarodna agencija za atomsku energiju (engl.: *International Atomic Energy Agency - IAEA*), Američko udruženje fizičara u medicini (engl.: *American Association of Physicists in Medicine - AAPM*), Evropsko društvo za terapijsku radijacionu onkologiju (engl.: *European Society for Therapeutic Radiation Oncology - ESTRO*), Međunarodna komisija za radijacione jedinice i merenja (engl.: *International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU*), Institut fizike i inženjerstva u medicini (engl.: *Institute of Physics and Engineering in Medicine - IPEM*),

Međunarodna elektrotehnička komisija (engl.: *International Electrotechnical Commission - IEC*), Svetska zdravstvena organizacija (engl.: *World Health Organization - WHO*) i drugi.

4.3.1. Specifikacija opreme

Pre nabavke nove opreme, potrebna je priprema koja će prikazati detaljnu specifikaciju, gde će se utvrditi suštinski aspekti rada opreme, objekata, učinka, usluge i drugoga što zahteva kupac. Poželjno je da ceo radioterapijski tim bude uključen u pripremu specifikacije, kako bi svako izneo svoje zahteve. U odgovoru na specifikaciju, razni dobavljači navode kako će oprema koju onu nude zadovoljiti specifikacije, šta je to što oni ne mogu da ispune i tako dalje. Konačnu odluku o nabavci razmatra ceo radioterapijski tim, upoređujući specifikacije i razmatranje troškova, kao i drugih faktora. [5]

4.3.2. Test prihvatanja

Test prihvatanja se sastoji od toga da dobavljač demonstrira osnovni učinak opreme, to jeste da postavi opremu i omogući njenu funkcionalnost kako bi se moglo nastaviti sa testom puštanja u rad. Potrebno je da dobavljač postavi osnovne parametre aparata, čiji će se kvalitet ispitati tokom testa puštanja u rad. Šta će se obuhvatati pod testom prihvatanja zavisi isključivo od opreme. Uglavno tu spadaju, osnovni parametri rada mašine, kao i operacije i uređaju koji su ključni za sigurnost i kliničku tačnost.

4.3.3. Test puštanja u rad

Kao što je spomenuto, nakon prihvatanja opreme potrebno je proveriti ceo učinak rada opreme i ovo se naziva puštanje u rad. Na osnovu testova koji će biti urađeni, omogući će se postavka osnovnih vrednosti, na osnovu kojih će se svi budući testovi kontrole kvaliteta oslanjati.

Testovi puštanja u rad uključuju pripremu procedure, protokola, uputstava, podataka i tako dalje. Pored raznih mehaničkih provera radi se i kalibracija opreme. Ovi testovi traju nekoliko nedelja od prihvatanja opreme i čine jedan od najodgovorniji delova rada medicinskih fizičara.

Klinička upotreba može početi tek kada medicinski fizičari završe sve testove koje je potrebno izvesti, čime se omogućava precizna i sigurna upotreba testirane opreme. [5]

4.3.4. Kontrola kvaliteta

Ceo tok rada radioterapije je kompleksan, što je bilo prikazano na početku samog rada, što znači da i kada je u pitanju program kvaliteta kontrole rada treba da je svaki deo osoblja uključen, kako medicinski fizičari, dozimetristi, inženjeri, pa i radijacioni onkolozi i radioterapijski tehničari. Mada krajnju odgovornost za program kontrole kvaliteta teleterapijskih aparata treba da ima jedan od medicinskih fizičara.

Testom prihvatanja i puštanja u rad za kliničku upotrebu podešavaju se parametri maštine i ona će kao takva da služi tokom tretmana. Iz ovoga se može zaključiti da je bitno da performanse maštine budu dosledne tim merenjima tokom njenog radnog veka i zbog toga je potrebo da postoji program redovne kontrole kvaliteta. Ako se u bilo kom procesu rada identifikuju odstupanja, potrebno je razmotriti greške i izvršiti potrebne korekcije.

Program kontrole kvaliteta treba da sadrži sledeće:

- parametre koji se kontrolisu i testove koje se obavljuju,
- sprecifična oprema koja se koristi za obavljanje testova,
- testovi geometrije,
- testovi učestalosti,
- grupu ili pojedinca koji obavlja testove, kao i pojedinca koji čini nadzor i odgovoran je za testove,
- očekivane rezultate,
- novo tolerancije i nivo akcije,
- korake koje treba preduzeti ako se premaši nivo tolerancije. [5]

Program kontrole kvaliteta teleterapijskih aparata treba da odredi hijerarhiju testova, kako vrste testova, tako i njihovu učestalost, što zavisi od realne potrebe da se neki test preduzme kao i od same kompleksnosti testa. Program treba da bude prilagođen lokalnoj situaciji u radioterapijskom centru, u smislu tehničkih mogućnosti da se određeni testovi sprovedu i u smislu raspolaganja stručnim osobljem koje bi sprovodilo testove. Još jedan bitan detalj je taj da je potrebno napraviti raspored rada testova koji bi u najmanjoj mogućoj meri remetio dnevni tretman pacijenta.

Program kontrole kvaliteta treba da osigura poštovanje bar minimuma zahteva i to se odnosi na to da se testovi sprovode sa manjom učestalosti, a nikako da imaju šire nivoe tolerancije ili nivoe akcije.

Ono na šta se mora voditi računa jeste da sadržaj testova trebaju biti što jednostavniji, da su u skladu sa definicijom cilja i da se vodi računa o vremenu izvođenja istih, kao i o njihovoj reproducibilnosti. Potrebno je i da on bude fleksibilan kako bi se dozvolilo dodatno testiranje, kad god je to neophodno ili kada su načinjene neke popravke.

4.3.4.1. Vrste testova

Program za kontrolu kvaliteta teleterapijskih aparata uključuje testove koji proveravaju konstantnost održavanja mehaničko - geometrijskih parametara, konstantnost u dozimetrijskom smislu i testove za proveru funkcionalnosti bezbednosnih sistema.

Pod kontrolom mehaničkih, odnosno geometrijskih parametara se podrazumeva provera izocentra mašine, optičkog indikatora distance, lasera, veličine i položaja polja, provera slaganja svetlosnog i zračnog polja, provera stabilnosti i pokretanja terapijskog stola, provera stabilnosti gentrija i kolimatora, proveru sistema za sliku, kao i ispravnost ostalih delova terapijske opreme.

Dozimetrijska kontrola podrazumeva kalibraciju zračnih snopova, proveru konstantnosti zračnog izlaza aparata, kvaliteta zračnog snopa i procentualnih dubinskih doza, proveru karakteristika dozne raspodele zračnog snopa u smislu uniformnosti, simetrije, ravnoće polja i polusenke, proveru promena zračnog izlaza sa veličinom polja, proveru uticaja različitih modifikatora zračnog snopa na zračni izlaz i na raspodelu doze, kao i dozimetrijsku proveru višelamelarnog kolimatora.

Kontrola bezbednosnih sistema (engl.: *Interlock System*) zahteva proveru rada automatskih mehanizama koji služe da spreče rad aparata izvan zadatih parametara, odnosno u nedozvoljenom režimu rada. Zatim, zahteva proveru prekidača za hitne slučajeve i prekidača koji kontrolišu mehanička pokretanja vrata, proveru sistema za nadzor pacijenta za vreme terapije (kamere i monitor), proveru upravljača, proveru sistema za izbegavanje sudara terapijskog stola i aparata u toku tretmana (engl.: *Touchgard System*).

4.3.4.2. Test učestalosti

Osobine linearног akceleratora treba testirati nakon popravke ili modifikacije mašine, bar u oblasti gde je popravka vršena, pored toga, određene testove treba izvoditi u redovnim intervalima. Učestalost različitih testova treba obrnuto da odgovara stabilnosti ispitivanih parametara i treba da se zasniva na iskustvu sa opremom.

Minimalna učestalost različitih provera uglavnom zavisi od:

- verovatnoće nastanka kvara,
- šanse ako se kvar dogodi, a da se isti neće primetiti tokom tretmana,
- ozbiljnost mogućih posledica neprimetnog kvara,
- verovatnoća ovih posledica kao rezultat kvara.

Kako bi se obezbedila sigurnost tokom rada sledeća tabela može predstavljati vodič za minimalni test učestalosti.

	Mala verovatnoća nedetektovanog kvara	Velika verovatnoća nedetektovanog kvara
Nema direktnih štetnih efekata	mala učestalost (godišnji)	srednja učestalost (mesečni)
Mogući štetni efekti	srednja učestalost (mesečni)	velika učestalost (dnevni, nedeljni)
Direktни štetni efekti	stalni bezbednosni sistema	

Tabela 2. Kriterijum za test učestalnosti

Iz tabele zaključujemo da su:

- Dnevni i nedeljni testovi - namenjeni proveravanju onih parametara kod kojih velika verovatnoća nedetektovanog kvara dovodi do štetnih efekata, odnosno, mogu da dovedu do ozbiljnih grešaka. Na primer, pri pozicioniranju- provera lasera, provera optičkog indikatora udaljenosti, provera veličine svetlosnog polja, pri dozi zračenja koja se daje pacijentu- provera konstantnosti zračnog izlaza aparata i pri bezbednosti- provera bezbednosnih sistema i sistema za zaštitu od sudara.
- Mesečni testovi - namenjeni za proveravanje parametara kod kojih velika verovatnoća nedetektovanog kvara neće dovesti do direktnih štetnih efekata ili kod kojih mala verovatnoća nedetektovanog kvara može da dovede do štetnog efekta. Odnosno, mesečni testovi se rade pri proveri parametara koji imaju manji uticaj na pacijenta ili kod kojih je verovatnoća za nastanak odstupanja od željene vrednosti u toku od mesec dana manja.
- Godišnji testovi - namenjeni za proveravanje parametara kod kojih mala verovatnoća nedetektovanog kvara nema direktnih štetnih efekata, to jeste kao i mesečni testovi, namenjeni

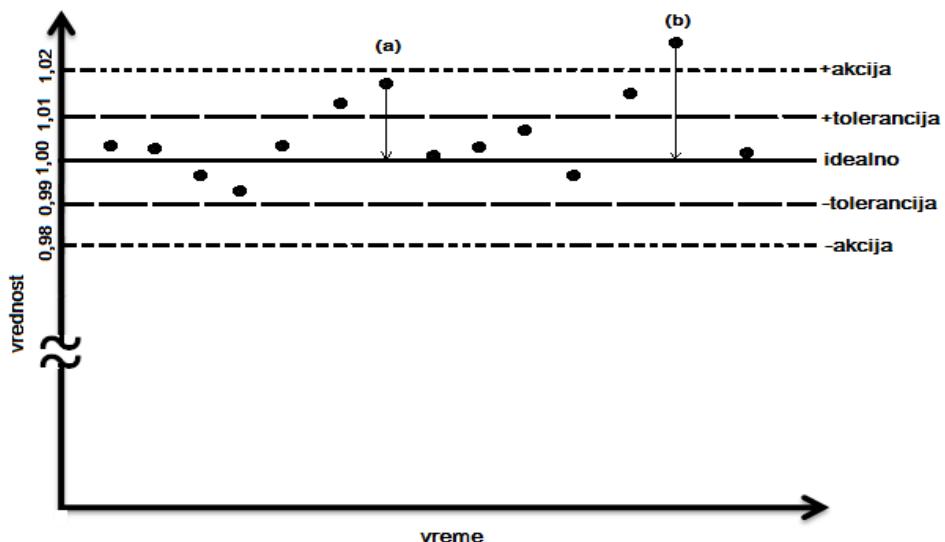
su za proveravanje parametara koji imaju manji uticaj na pacijenta ili kod kojih je verovatnoća za nastanak odstupanja veoma mala.

4.3.4.3. Nesigurnost, tolerancija i nivo akcije

Svaki test kontrole kvaliteta treba da koristi mernu opremu koja će dati najbolju moguću procenu samog kvaliteta. Potrebno je da test koji se izvodi bude u toleranciji, što omogućava prihvatanju tačnost pri svakoj situaciji. Ako je test izvan tolerantnih vrednosti, potrebno je uvideti gde je greška i obavestiti servisera opreme o kakvom je problemu reč, nakon čega će on izvršiti dodatnu korekciju (grafik 3. (a)). Nivoi akcije se odnose na toleranciju, oni su uglavnom dva puta veći od nivoa tolerancije, oni ne dozvoljavaju da se nastavi klinička upotreba i zahtevaju da se izvrši hitna korekcija (grafik 3. (b)). Slučajevi koji se mogu desiti:

- svakodnevno merenja koje je unutar tolerancije - nisu potrebne dodatne mere,
- ako merenje prevaziđe nivo akcije - potrebno je hitno angažovanje oko korekcija,
- ako je merenje između nivoa tolerancije i nivoa akcije - mogu se smatrati prihvatljivim do sledećeg dnevnog merenja,
- ako ponovljena merenja ostaju između nivoa tolerancija i nivoa akcije - potrebne su korekcije,
- ako su merenja u bilo kom trenutku izvan nivoa akcije - potrebna je hitna istraga i korekcija.

[5]



Grafik 3. Nivo akcije i tolerancije, za vrednost (a) prilagođavanja su preporučena, dok je za vrednost (b) potrebna hitna korekcija

5. METODOLOGIJA RADA

Medicinski linearni akceleratori su najčešće korišćeni aparati kada je u pitanju teleterapija karcinoma. Krajem 2015. godine i početkom 2016. godine na Institutu za onkologiju Vojvodine, instalirana su dva linearna akceleratora Elekta Versa HD, serijskih brojeva 153913 i 153916, respektivno.

Tehnologija je toliko napredovala na polju radioterapije, ne samo kada su u pitanju linearni akceleratori, već i kada su u pitanju instrumenti namenjeni za kontrolu kvaliteta. Teži se ka jedinstvenom instrumentu koji bi mogao proveriti veći broj parametara, ali ono što je u kliničkoj upotrebi značajno jeste da se testovi mogu sprovesti za što kraće vreme i što jednostavnije, kako se ne bi remetio redovan rad sa pacijentima.

Pri implementaciji sistema kontrole kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti korišćena je sledeća oprema:

- StarTrack detektor (IBA Dosimetry) se koristi kod dnevnih dozimetrijskih provera snopa.
- MatriXX detektor (IBA Dosimetry) sa MultiCube fantomom (IBA Dosimetry) se koristi kod provera MLC i kod verifikacije planova⁵.
- Blue fantom (IBA Dosimetry) se koristi kod relativne dozimetrije.
- Vodeni fantom WP1D (IBA Dosimetry) sa Dose1 elektrometrom (IBA Dosimetry) se koristi kod apsolutne dozimetrije.
- Ostala oprema:
 - za mehaničke provere: lenjir, milimetarski papir, libela, mehanički pokazivač distance, fantom sa milimetarskim papirom, pločasti fantom;
 - za provere sistema za sliku: Penta Guide fantom (Modus Media), Iso Cube fantom (CIRS), Catphan503 (The Phantom Laboratory), Ball bearing fantom (Elekta), Las Vegas fantom (Varian);
 - jonizacione komore za relativnu i apsolutnu dozimetriju: Farmerova ionizaciona komora FC65-G (IBA Dosimetry), ionizaciona komora CC13 (IBA Dosimetry), planparalelna ionizaciona komora PPC40 (IBA Dosimetry);
 - radiohromatski film za proveru koïncidencije svetlosnog i zračnog polja: Gafchromic EBT2 i RTQA;

⁵ Verifikacija planova se ubraja u pacijent-specifične kontrole kvaliteta i neće biti navedena u ovom radu.

- programi: OmniPro Advance (IBA Dosimetry), Iso Analyse (CIRS), Penta-Guide Lite (Modus Media), OmniPro Accept (IBA Dosimetry), MyQAPatients (IBA Dosimetry), XVI, iViewGT, Mosaiq.

5.1. Program kontrole kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti

Posebnu pažnju treba obratiti na testiranje bezbednosnog sistema. Bezbednosni sistem se razlikuje u zavisnosti od proizvođača, tako da je najbolje prihvatići njihove sugestije u vezi ovih testiranja. Svakodnevno čišćenje opreme je jedno od obaveznih održavanja linearnih akceleratora i to tako što će se mekom tkaninom koja ne ostavlja dlačice prebrisati sistem za sliku i terapijski sto, kao i svi računari. Funkcionalnost svakog dela opreme je značajan za normalana rad tokom svakog radnog dana, zbog čega je potrebno na dnevnom nivou proveravati ispravnost opreme, kao i da nema nekih fizičkih oštećenja.

Geometrijska i mehanička ispravnost aparata i snopa se provjerava sa različitim učestalošću, u zavisnosti od verovatnoće kvara i udela u svakodnevnom radu.

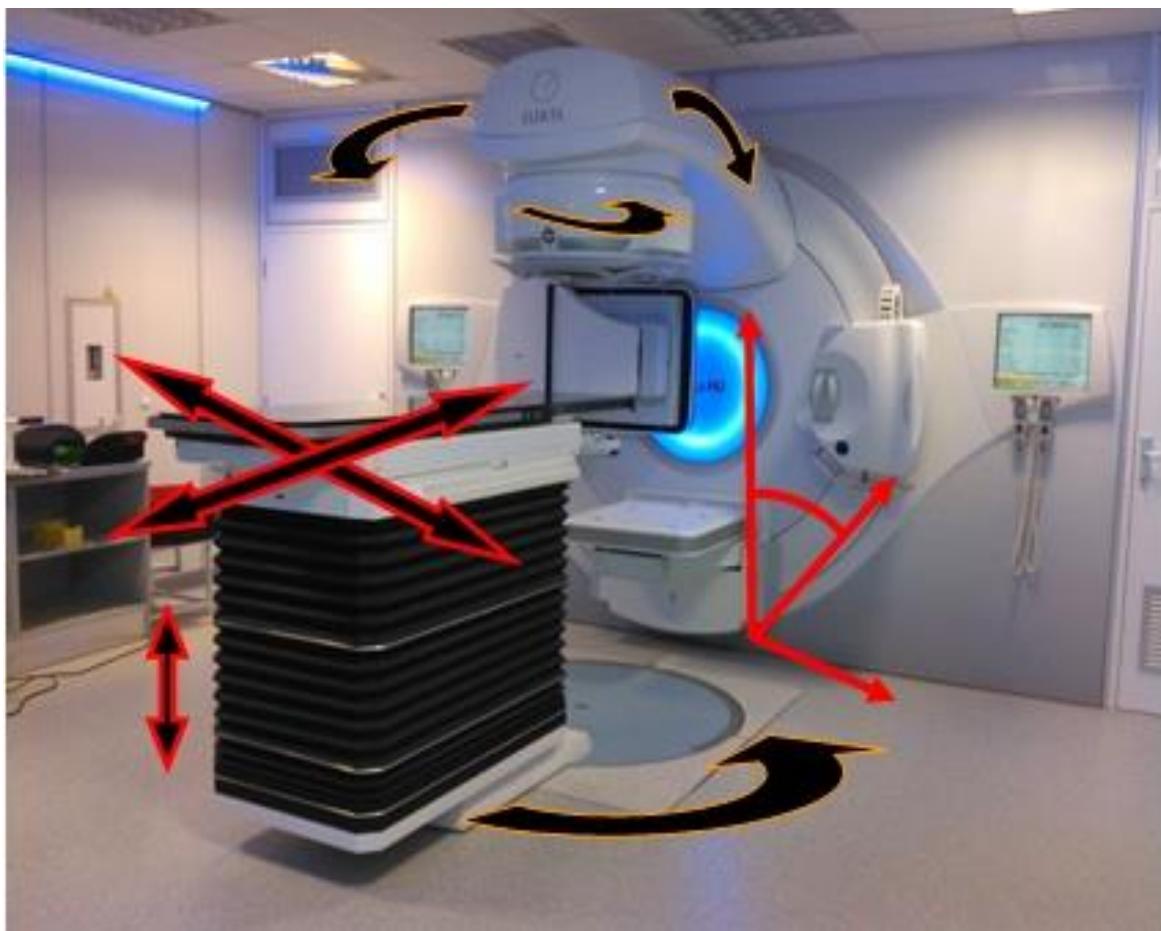
Dozimetrijska provera fotonskog, elektronskog snopa i dozimetrijska provera klina, potrebno je proveravati svaki radni dan, jer planirana i isporučena doza treba da su u minimalnim tolerantnim vrednostima, kako bi pacijent primo odgovarajuću prepisanu dozu.

Provera sistema za sliku i višelamelarnog kolimatora je specifična za linearne akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti. Ponovljivost pozicioniranja iz tretmana u tretman je krucijalna u radioterapiji, kod savremenih tehnika ona treba da je izuzetno precizna. Provera sistema za sliku se vrši na dnevnom i mesečnom nivou. Provera se geometrijska preciznost, koincidencija, kvalitet slike MV i kV sistema za sliku. Dok se provera višelamelarnog kolimatora vrši na mesečnom nivou.

Rutinska dnevna merenja najčešće izvodi radioterapijski tehničar ili dozimetrista, dok mesečna i godišnja merenja treba da izvodi fizičar. Za dnevna merenja je karakteristično da se uglavno izvode sa komercijalnim instrumentima, dok se mesečna i godišnja merenja rade korišćenjem kalibrisane ionizacione komore i elektrometra.

Raspored i orijentacija koordinatnog sistema:

- Koordinatni centar (0,0,0) je u izocentru aparata.
- X-osa je u pravcu levo-desno od terapijskog stola (smer A-B).
- Y-osa leži u pravcu terapijskog stola, tada se poklapa sa kranio-kaudalnom pozicijom pacijenta i usmerena je ka aparatu (smer T-G).
- Z-osa je usmerena ka gore (smer F-C).⁶



Slika 9. Raspored i orijentacija osa kod Elekta Versa HD linearogn akceleratora

Postoje različite preporuke koje se mogu koristiti pri implementaciji kontrole kvaliteta kod lineranih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti, a to su preporuke AAPM TG 142, AAPM TG 179, preporuke proizvođača. Međutim svaka klinika može da ima svoje interne protokole kojih će se pridržavati, a koji neće biti protivrečni postojećim preporukama.

⁶ Po konvekciji proizvođanja orijentacija se označava: A-B je levo- desno u odnosu na terapijski sto, G-T je pravac gentri-terapijski sto, a C-F je pravac plafon-pod.

5.1.1. Dnevne provere

5.1.1.1. Dozimetrija

5.1.1.1.1. Konstantnost fotonskog i elektronskog izlaza snopa, energetska konstantnost fotonskog i elektronskog snopa, konstantnost profila fotonskog i elektronskog snopa

Oprema: StarTrack detektor, OmniPro Advance program.

Postupak:

Pre početka izvođenja dnevnih dozimetrijskih provera snopa, potrebno je postaviti osnovne, odnosno kalibracione vrednosti, koje će služiti kao referente vrednosti tokom dnevних merenja.

Pre svake dnevne provere, potrebno je uključiti Star Track 15 minuta pre početka provere, kako bi se uređaj temperirao.

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja je $20 \times 20 \text{ cm}^2$.
2. StarTrack se postavi na terapijski sto na SSD 100 cm.
3. Namesti se končanica polja na glavne ose Star Track-a (slika 10).
4. Postaviti build up ploču, za fotonski snop ona je 5 cm, a za elektronski snop ona je 1 cm.
5. Proveriti da su uređaj i računar na kome se obrađuju merenja priključeni na lokalnu mrežu, kao i da je uspostavljena komunikacija između istih.
6. Isporuči se 100 MU za svaku energiju.
7. Za dozimetrijsku proveru elektronskog snopa koristi se veličina aplikatora 10×10 .



Slika 10. Postavka StarTrack-a pri dnevnim dozimetrijskim proverama fotonskog snopa

Tolerancija: 3% za uniformnost profila i 2% za energetsku verifikaciju i dozni izlaz.

5.1.1.2. Mehaničke povere

5.1.1.2.1. Optički indikator distance u izocentru

Oprema: Mehanički indikator distance.

Postupak:



Slika 11. Postavka mehaničkog indikatora distance

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° .
2. Postaviti terapijski sto na SSD 100 cm pomoću mehaničkog indikatora distance (slika 11.).
3. Potom proveriti da optički indikator distance pokazuje 100 cm.

Tolerancija: 2 mm.

5.1.1.2.2. Lokalizacija lasera

Oprema: StarTrack detektor ili Penta-Guide fantom.

Postupak:

StarTrack:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja je $20 \times 20 \text{ cm}^2$.
2. StarTrack se postavi na terapijski sto na SSD 100 cm.

3. Namesti se končanica polja na glavne ose StarTrack-a.
4. Potom se provere laseri da li su poravnati kao na sledećoj slici.



Slika 12. Izgled poravnatih lasera na StarTrack-u, za sve tri koordinate

Penta-Guide fantom:



Slika 13. Postavka Penta-Guide fantoma pri proveri lokalizacije lasera

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Fantom se postavi na terapijski sto na izocentar pomoću končanica polja pri vrednosti gentrija 0° i 270° (slika 13.).
3. Potom se provere laseri da li su poravnati sa iscrtanim končanicama na fantomu.

Tolerancija: 1.5 mm.

5.1.1.2.3. Indikator veličine polja

Oprema: StarTrack detektor, Penta-Guide fantom ili milimetarski papir.

Postupak:

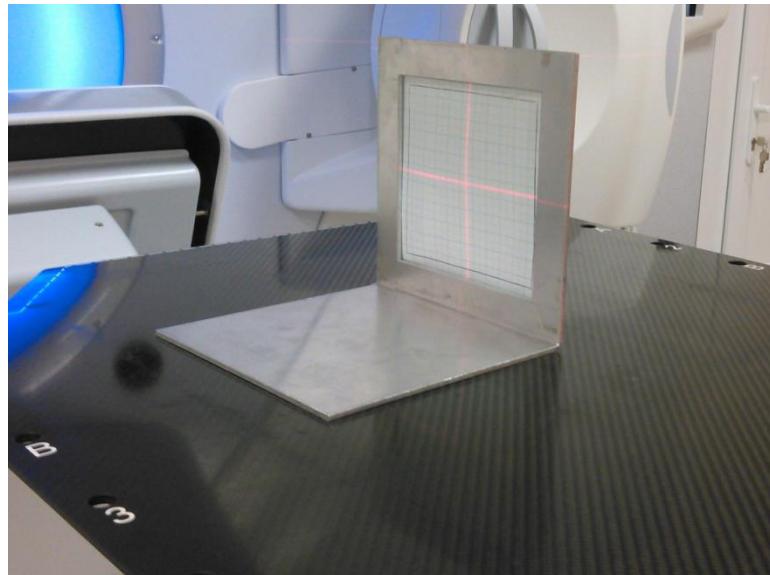
1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° .
2. StarTrack/fantom/milimetarski papir se postavi na terapijski sto na SSD 100 cm (StarTrack i milimetarski papir) ili izocentar (fantom).
3. Namesti se končanica polja na glavne ose StarTrack-a/fantoma/milimetarskog papira.
4. Zatim proveriti da li ivice svetlosnog polja odgovaraju sa ivicama StarTrack-a/fantoma/milimetarskog papira za sledeće veličine polja: $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ (za StarTrack i milimetarski papir) ili $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$ (za fantom).

Tolerencija: 2 mm.

5.1.1.2.4. Indikator pozicije terapijskog stola

Oprema: Fantom sa milimetarskim papirom.

Postupak:



Slika 14. Postavka fantoma s milimetarskim papirom pri proveri indikatora pozicije terapijskog stola

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti fantom na terapijski sto na izocentar (slika 14.).
3. Podesiti končanice polja na iscrtanu končanicu na fantomu.
4. Zabeležiti vrednost uzdužnog kretanja stola sa ekrana u bunkeru.
5. Pomoću ručnog upravljača pomeriti terapijski sto za 2 cm po uzdužnoj osi.
6. Izmeriti pređeni put.
7. Potrebno je da izmereni pređeni put bude isti kao i vrednost promene na ekranu u bunkeru.
8. Ponoviti korake od 2-7 za druge dve koordinate.

Tolerancija: 2 mm.

5.1.1.3. Sigurnosne provere

Oprema: Indikator zračenja i monitor zračenja.

Postupak:

5.1.1.3.1. Blokiranje vrata

Dok je zračenje u toku, otvoriti vrata i proveriti da se zračenje prekinulo.

5.1.1.3.2. Sigurnost zatvaranja vrata

Proveriti da li se vrata otvaraju/zatvaraju/zaustavljaju za komande koje im odgovaraju. Vrata se ne bi trebala zatvarati dok se ručno ne da instrukcija.

5.1.1.3.3. Audiovizuelna provera

Proveriti da se terapijski sto može posmatrati preko video monitora, i da se može vršiti zvučna komunikacija sa bunkerom i komandnom sobom.

5.1.1.3.4. Provera indikatora zračenja i monitora zračenja

Proveriti da li je uključen indikator zračenja i monitor zračenja kada je zračenje uključeno i pri prekidu zračenja iz kontrolne sobe proveriti da li se indikator zračenja isključio, kao i monitor zračenja.

5.1.1.3.5. Vizuelna provera oštećenja

Uveriti se da nema vizuelnih kvarova ili oštećenja na aparatu.

Tolerancija: Funkcionalnost.

5.1.1.3.6. Provera ručnog upravljača i upravljača na terapijskom stolu

Oprema: Ručni upravljač i upravljač na terapijskom stolu.

Postupak:

1. Proveriti da svako dugme ispunjava željene akcije.
2. Kada se gentri okreće puno brzinom, pritisnuti stop na ručnom upravljaču i proveriti da li će se gentri zaustaviti u intrevalu od 4° .

Tolerancija: Funkcionalnost.

5.1.1.3.7. Provera sistema za zaštitu od sudara

Oprema: Ništa.

Postupak:

1. Tokom rotacije gentrija aktivirati zaštitu od sudara i proveriti da li se rotacija gentrija zaustavila.
2. Proveriti da li se na terapijskom stolu ugasio indikator za zaštitu od sudara.
3. Ukloniti zahteve pomoću ručnog upravljača, tako što se pritisne dugme za zaštitu od sudara i proveri da se rotacija gentrija može nastaviti.

Primeniti sledeće koraka za terapijski sto:

1. Rotirati gentri i aktivirati zaštitu od sudara, proveriti da li se rotacija gentrija zaustavila.
2. Pritisnuti dugme za zaštitu od sudara na terapijskom stolu i proveriti da li se rotacija gentrija može nastaviti.

Proveriti sledeće korake za MV detektor:

1. Kada je MV detektor povučen, izvršiti pritisak na detektorski krak i proveriti da li se uključila zaštita od sudara.
2. Otvoriti MV detektor do pozicije izocentra i izvršiti pritisak na sva četiri ugla detektorskog kraka i proveriti da li se uključila zaštita od sudara.
3. Rotirati gentri za 360° i proveriti da se kretanje može izvršiti bez uključenja zaštite od sudara.
4. Povući MV detektor do stožera, zaustaviti pomeranje i proveriti da li se zaštita od sudara uključila. Kada je zaštita od sudara pokvarena, čuje se alarm.

5. Proveriti da li je nemoguće izvršiti rotaciju gentrija dok je sistem za zaštitu od sudara na MV detektoru uključena.

Proveriti sledeće korake za kV izvor i kV detektor:

1. Otvoriti kV detektor do pozicije izocentra i izvršiti pritisak na sva četiri ugla detektorskog kraka i proveriti da se uključila zaštita od sudara.
2. Izvršiti pritisak na sva četiri ugla kraka kV izvora i proveriti da se uključila zaštita od sudara.
3. Rotirati gentri za 360° i proveriti da se kretanje može izvršiti bez uključenja zaštite od sudara.
4. Povući kV detektor do stožera, zaustaviti pomeranje i proveriti da li se zaštita od sudara uključila.
5. Proveriti da li je nemoguće izvršiti rotaciju gentrija dok je sistem za zaštitu od sudara na kV detektoru i kV izvoru uključena.

Proveriti sledeće korake za elektronski aplikator:

1. Ako mogu da se postave aplikatori, proveriti da se uključila zaštita od sudara pri kretanju mašine nakon što se dodirne aplikator.
2. Proveriti da se blokiranje snopa skloni kada je aplikator korektno postavljen.

Tolerancija: Funkcionalnost.

5.1.1.4. Provera univerzalnog klina

5.1.1.4.1. Dozimetrija⁷

Oprema: StarTrack detektor, OmniPro Advance program.

Postupak:

Pre početka izvođenja dnevnih dozimetrijskih provera snopa, potrebno je postaviti osnovne, odnosno kalibracione vrednosti, koje će služiti kao referente vrednosti tokom dnevnih merenja.

Pre svake dnevne provere, potrebno je uključiti Star Track 15 minuta pre početka provere, kako bi se uređaj temperirao.

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja je $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

⁷ Dozimetrija univerzalnog klina se radi zajedno sa dozimetrijom fotonskog snopa.

2. StarTrack se postavi na terapijski sto na SSD 100 cm.
3. Namesti se končanica polja na glavne ose Star Track-a (slika 10).
4. Proveriti da su uređaj i računar na kome se obrađuju merenja priključeni na lokalnu mrežu, kao i da je uspostavljena komunikacija između istih.
5. Isporuči se 100 MU za svaku energiju pri vrednosti klina od 60° .

Tolerancija: 2%.

5.1.1.4.2. Sigurnosna provera klina

Oprema: Ništa.

Postupak:

Proveriti da se ne javlja blokiranje kada se isporuči snop koji poseduje klin.

Tolerancija: Funkcionalnost.

5.1.1.5. Provera sistema za sliku

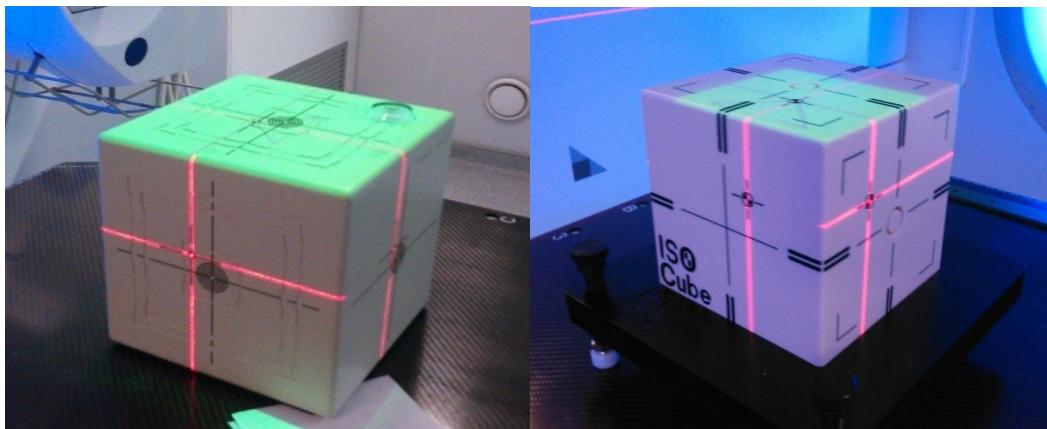
5.1.1.5.1. Planarni kV i MV sistem za sliku

5.1.1.5.1.1. Pozicioniranje/repozicioniranje

Oprema: Penta-Guide fantom ili IsoCube fantom, XVI i iViewGT program, Mosaiq program.

Postupak:

Pre početka korišćenja fantoma u svrhu provera, potrebno ga je skenirati na CT-simulatoru sa veličinom preseka od 1mm. Potom prebaciti na TPS, kreirati određene konture i postaviti polja sa vrednošću gentrija od 0° , 90° , 180° i 270° , kolimacije 0° i veličine polja $10 \times 10 \text{ cm}^2$ i prebaciti na TDS da bi merenje moglo biti izvršeno.



Slika 15. Postavka IsoCube i Penta Guide fantoma pri dnevnim proverama kV i MV sistema za sliku

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , velicina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti fantom na terapijski sto na offset koordinate pomoću lasera (slika 15.).
3. Snimiti PA i levu lateralnu sliku sa kV izvorom u XVI programa, potom uraditi 2D/2D podudaranje u Mosaiq programu.
4. Proveriti da se dobijene vrednosti za X, Y i Z koordinate podudaraju sa već poznatim offset koordinatama (date u priručniku fantoma, ili dobijene iz TPS).
5. Zatim izvršiti repozicioniranje pomoću Mosaiq programa i vizuelno proveriti poziciju fantoma, tako da se centar fantoma nalazi u izocentru.
6. Ponoviti korake od 1-4, ali snimiti AP i lateralnu desnu sliku sa MV izvorom u iViewGT programu i u Mosaiq programu uraditi 2D/2D podudaranje.

Tolerancija: 2 mm.

5.1.1.5.1.2. Koincidencija koordinata terapijskog stola i sistema za sliku

Oprema: Penta-Guide fantom ili IsoCube fantom, XVI i iViewGT program, Mosaiq program.

Postupak:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , velicina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti fantom na terapijski sto na izocentar pomoću lasera.
3. Snimiti AP sliku sa kV izvorom i desnu lateralnu sliku sa MV izvorom u XVI i iViewGT programu, pa izvršiti 2D/2D podudaranje u Mosaiq programu.
4. Proveriti da se pozicija sfera slažu sa izocentrom.

Tolerancija: 2 mm.

5.1.1.5.1.3. Geometrijska provera kV i MV slike

Oprema: Penta-Guide fantom i Penta-Guide Lite program, XVI i iViewGT program.

Postupak:

Pre početka geometrijskih provera kV i MV slike pomoću Penta-Guide programa, potrebno je postaviti kalibracione vrednosti. Kao i postaviti tolerante vrednosti za geometrijsku proveru kV i MV slike.

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su 0° , veličina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti fantom na terapijski sto na izocentar pomoću lasera.
3. Snimiti AP sliku sa MV izvorom u iViewGT programu i lateralnu desnu sa kV izvorom u XVI programu.
4. Poslati slike u Penta-Guide Lite program i obraditi ih.

Tolerancija: 2 mm i 1° .

5.1.1.5.2. Cone-beam CT (kV) sistem za sliku

5.1.1.5.2.1. Pozicioniranje/repozicioniranje

Oprema: Penta-Guide fantom ili IsoCube fantom, XVI program, Mosaiq program.

Postupak:

1. Postavka aparata: ugao stola je na 0° .
2. Postaviti fantom na terapijski sto na offset koordinate pomoću lasera (slika 15.).
3. Načiniti snimak pomoću CBCT, potom pomoću XVI programaa uraditi 3D/3D podudaranje.
4. Proveriti da se dobijene vrednosti za X, Y i Z koordinate podudaraju sa već poznatim offset koordinatama (date u priručniku fantoma, ili dobijene iz TPS).
5. Zatim izvršiti repozicioniranje pomoću Mosaiq programa i vizuelno proveriti poziciju fantoma, tako da se centar fantoma nalazi u izocentru.

Tolerancija: 1 mm.

5.1.1.5.2.2. Koincidencija koordinata terapijskog stola i sistema za sliku

Oprema: Penta-Guide fantom ili IsoCube fantom, XVI program, Mosaiq program.

Postupak:

1. Postavka aparata: ugao stola je 0° .
2. Postaviti fantom na terapijski sto na izocentar pomoću lasera.
3. Načiniti snimak pomoću CBCT, pa izvršiti 3D/3D podudaranje u XVI programu.
4. Proveriti da se pozicija sfere slažu sa izocentrom.

Tolerancija: 2 mm.

5.1.1.5.2.3. Geometrijska proverai provera kvaliteta CBCT slike

Oprema: Penta-Guide fantom i Penta-Guide Lite program.

Postupak:

Pre početka geometrijskih provera kV i MV slike pomoću Penta-Guide programa, potrebno je postaviti kalibracione vrednosti. Kao i postaviti tolerante vrednosti za geometrijske provere i provere kvaliteta CBCT slike.

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su 0° , veličina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti fantom na terapijski sto na izocentar pomoću lasera.
3. Snimiti CBCT sliku pomoću XVI programa.
4. Poslati slike u Penta-Guide Lite program i obraditi ih.

Tolerancija: 2 mm, za ugaone parametre 1° , za šum i uniformnost 10%, za CT broj vazduha je ± 10 CT, dok je za CT broj akrila ± 4 CT, MTF 1lp/mm.

5.1.2. Nedeljne provere

5.1.2.1. Mehaničke provere

5.1.2.1.1. Provera mehaničkog i zračnog (MV i kV) izocentra, izocentra rotacije gentrija, kolimatora i stola

Oprema: IsoCube fantom, Iso Analyze program.

Postupak:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

2. Postaviti IsoCube fantom na terapijski sto, tako da je centar fantoma u izocentru i to tako da se prvo poravnaju končanice polja sa končanicama na fantomu kada je vrednost gentrija 0° , potom okrenuti gentri na 90° i tako poravnati končanice polja sa končanicama na fantomu.
3. Prikupiti slike sa sledećim parametrima prikazanim u tabeli 3.

Broj polja	Ugao gentrija ($^\circ$)	Ugao kolimatora ($^\circ$)	Ugao stola ($^\circ$)
kV izvor			
1.	0	0	0
2.	90	0	0
3.	180	0	0
4.	270	0	0
MV izvor			
5.	0	0	0
6.	0	180	0
7.	90	0	0
8.	90	180	0
9.	180	0	0
10.	180	180	0
11.	270	0	0
12.	270	180	0
13.	0	90	0
14.	0	180	0
15.	0	270	0
16.	0	0	270
17.	0	0	90

Tabela 3. Vrednosti ugla gentrija, kolimatora i stola pri proveri kV i MV izocentra

4. Obraditi slike u programu Iso Analyze.

Tolerancija: 2 mm.

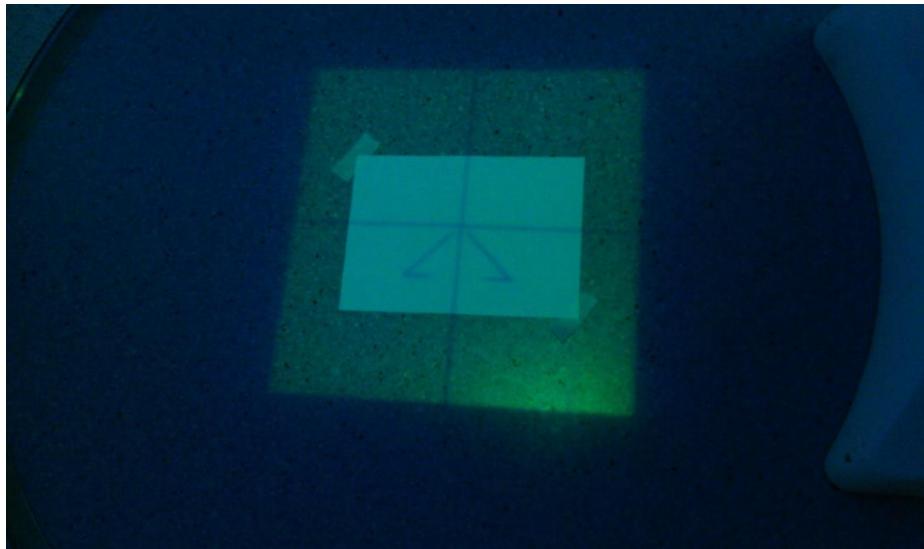
5.1.3. Mesečne provere

5.1.3.1. Mehaničke provere

5.1.3.1.1. Provera centra končanica polja na 2 m

Oprema: (Milimetarski) papir.

Postupak:



Slika 16. Postavka (milimetarskog) papira na pod ispod snopa.

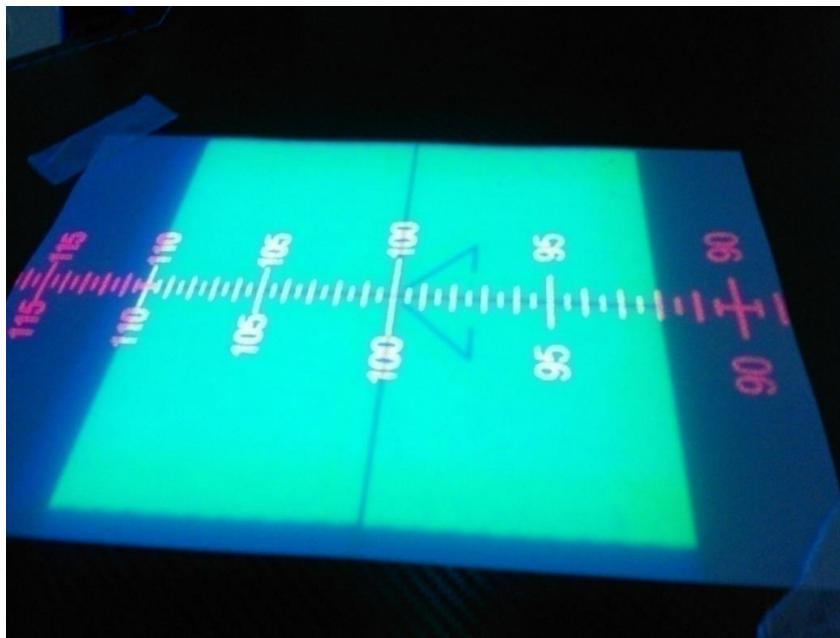
1. Postavka aparata: gentri, kolimacija su na 0° , veličina polja je $20 \times 20 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti terapijski sto tako da se skloni sa puta snopa.
3. Postaviti i fiksirati (milimetarski) papir na pod (slika 16.).
4. Označiti olovkom centar končanica na (milimetarskom) papiru.
5. Rotirati kolimaciju za sva četiri kardinalna ugla ($0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$) i označiti centar končanice za svaki ugao.
6. Zatim, označiti mehanički centar rotacije.
7. Sporo rotirati kolimaciju kroz 360° , i proveriti da ne odstupa više od 1 mm od označenog mehaničkog izocentra (to je ustvari maksimalno odstupanje od 2 mm u prečniku).

Tolerancija: 2 mm.

5.1.3.1.2. Provera centra končanica polja na 1 m (izocentar)

Oprema: (Milimetarski) papir.

Postupak:



Slika 17. Postavka (milimetarskog) papira na SSD 100 cm

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , velicina polja je $30 \times 30 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti i fiksirati (milimetarski) papir na terapijski sto na SSD 100 cm (slika 17.).
3. Označiti olovkom centar končanica na (milimetarskom) papiru.
4. Rotirati kolimaciju za sva četiri kardinalna ugla i označiti centar končanice za svaki ugao.
5. Zatim, označiti mehanički centar rotacije.
6. Sporo rotirati kolimaciju kroz 360° , i proveriti da ne odstupa više od 0.5 mm od označenog mehaničkog izocentra (to je ustvari maksimalno odstupanje od 1 mm u prečniku).
7. Proveriti da su končanice paralelne sa ivicama polja.

Tolerancija: 1 mm.

5.1.3.1.3. Koincidencija svetlosnog i zračnog polja

Oprema: Film.

Postupak:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , velicina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Film se postavi na terapijski sto na SSD 100 cm.
3. Namesti se končanica polja na isctrane ose na filmu.
4. Potom se postavi ploča debljine buildup-a za datu energiju i ozrači film sa 300 MU.
5. Proveriti odstupanja između svetlosnog i zračnog polja.

Tolerancija: 2 mm.

5.1.3.1.4. Indikator pozicije čeljusti i MLC za simetrična i asimetrična polja

Oprema: StarTrack detektor ili Penta-Guide fantom.

Postupak:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° .
2. Postaviti fantom na terapijski sto SSD 100 cm (StarTrack) ili na izocentar (fantom).
3. Namesti se končanica polja na glavne ose StarTrack-a/fantoma.
4. Proveriti pozicije čeljusti za sledeće simetrične veličine polja: $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ (za Star Track) ili $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$ (Penta-Guide fantom).

Tolerancija: 2 mm.

5. Proveriti pozicije čeljusti pri asimetričnim veličinama polja, prvo za asimetrično polje po X koordinati, potom asimetrično polje po Y koordinati.

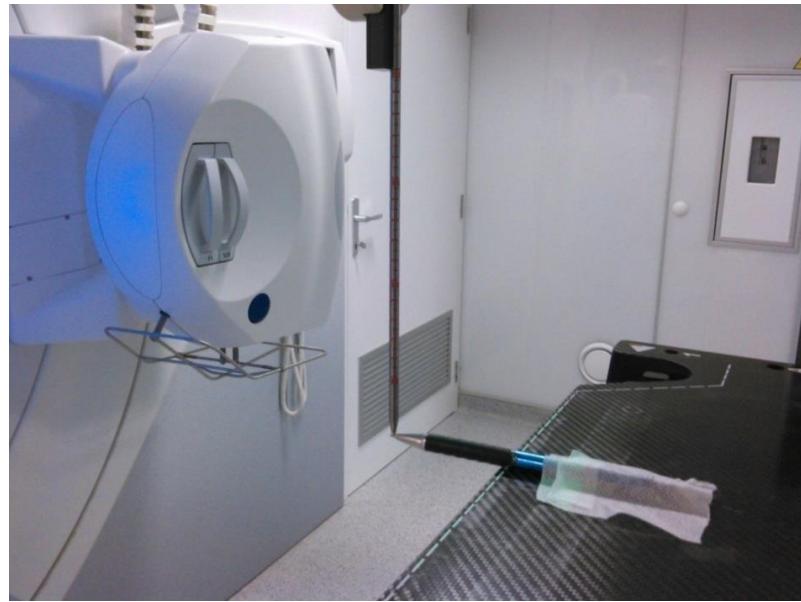
Tolerancija: 1 mm.

5.1.3.1.5. Provera distance u odnosu na mehanički indikator distance

Oprema: Mehanički indikator distance, milimetarski papir, olovka.

Postupak:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja je $20 \times 20 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti mehanički indikator distancena 100 cm.
3. Postaviti fiksirani indikator (na primer: olovka) u G-T pravcu, tako da vrh mehaničkog indikatora dodiruje fiksirani pokazivač (slika 18.).
4. Rotirati gentri za 360° i proveriti da se tokom cele rotacije vrh mehaničkog indikatora dodiruje sa fiksiranim pokazivačom.



Slika 18. Postavka probnog predmeta pri proveri mehaničkog izocentra

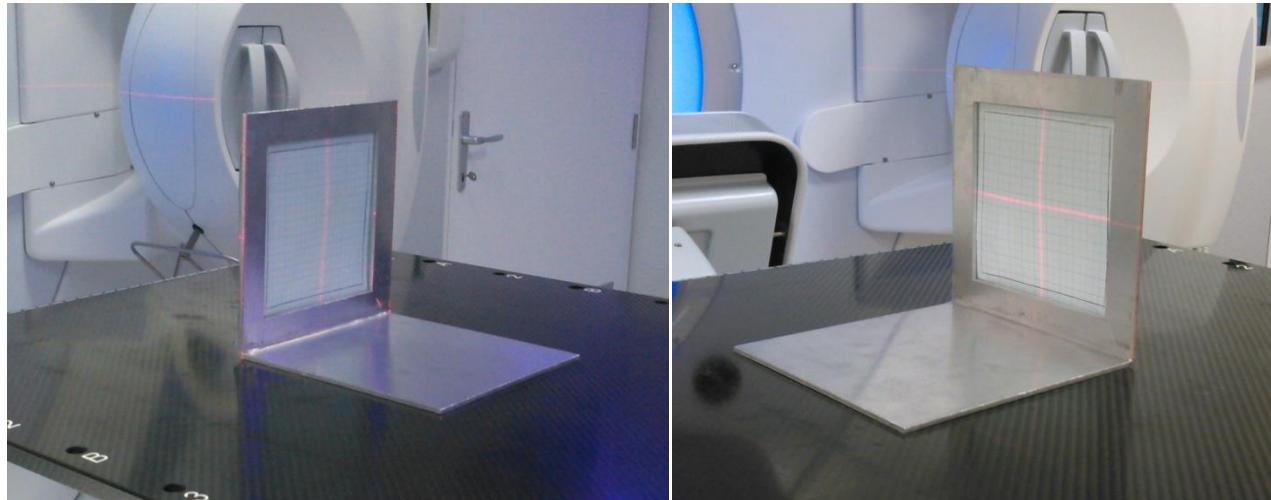
5. Zatim, ukloniti fiksirani pokazivač i podići sto dok ne dodirne mehanički indikator distance.
6. Proveriti da vertikalno očitavanje stola pokazuje 0.0 cm na monitoru u bunkeru.

Tolerancija: 1 mm.

5.1.3.1.6. Lokalizacija lasera

Oprema: Fantom sa milimetarskim papirom.

Postupak:



Slika 19. Postavka fantoma sa milimetarskim papirom

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja je $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti fantom sa milimetarskim papirom na terapijski sto na izocentar (slika 19.).
3. Namestiti končanica polja na končanice na milimetarskom papiru.
4. Proveriti da su linije lasera fokusirane.
5. Podići visinu stola za 5 cm i proveriti da je lateralni - horizontalni laser na gornjoj ivici polja.
6. Spustiti visinu stola za 10 cm i proveriti da je lateralni - horizontalni laser na donjoj ivici polja.
7. Vratiti fantom na izocentar.
8. Pomeriti lateralnu stolu za 5 cm i proveriti da je sagitalni laser na levoj ivici polja.
9. Zatim, pomeriti lateralnu stolu za -10 cm i proveriti da je sagitalni laser na desnoj ivici polja.
10. Vratiti fantom na izocentar i rotirati ga za 90° u smeru kazaljke na satu.
11. Pomeriti longitudu stola za 5 cm i proveriti da je lateralni - vertikalni laser na ivici polja.
12. Zatim, pomeriti longitudu stola za -10 cm i proveriti da je lateralni - vertikalni laser na suprotnoj ivici polja.

Tolerancija: 1 mm.

5.1.3.1.7. Indikator ugla gentrija i kolimatora

Oprema: Digitalna libela.

Postupak:



Slika 20. Postavka provere indikatora ugla gentrija i ugla kolimatora

1. Postaviti libelu na ravnu površinu glave gentrija i uporediti vrednost libele sa vrednošću na ekranu u bunkeru, za sva četiri glava ugla gentrija (slika 20.).
2. Postaviti libelu na ivicu kolimatora, pri vrednosti ugla gentrija od 0° , 90° ili 270° , zatim rotirati kolimator za sva četiri glavna ugla (slika 20.).
3. Uporediti vrednosti sa dozvoljenom tolerancijom.

Tolerancija: 1° .

5.1.3.1.8. Provera praznog hoda kretanja po sve tri koordinate

Oprema: Fantom sa milimetarskim papirom.

Postupak:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , veličina polja $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Postaviti fantom na terapijski sto u izocentar.
3. Podesiti končanice polja na iscrtanu končanicu na fantomu.
4. Zabeležiti vrednosti na uzdužnoj osi sa monitora u bunkeru kao d_1 .
5. Pomoću ručnog upravljača pomeriti terapijski sto za 2 cm u G smeru.
6. Izmeriti pređeni put od izocentra, proveriti da je izmereni pređeni put isti kao i vrednost promene na monitoru u bunkeru i zabeležiti tu vrednost kao d_2 .
7. Pomoću ručnog upravljača pomeriti terapijski sto za 2 cm u T smeru.
8. Zabeležiti vrednost sa monitora u bunkeru kao d_3 , proveriti da se prikazana vrednost podudara kao i d_1 .
9. Izračunajte prazan hod kao razliku između vrednosti d_3 i d_1 .
10. Ponoviti korake od 4 do 9 za druge dve koordinate, tako što se fantom rotira za 90° u smeru suprotnom od kazaljki na satu.

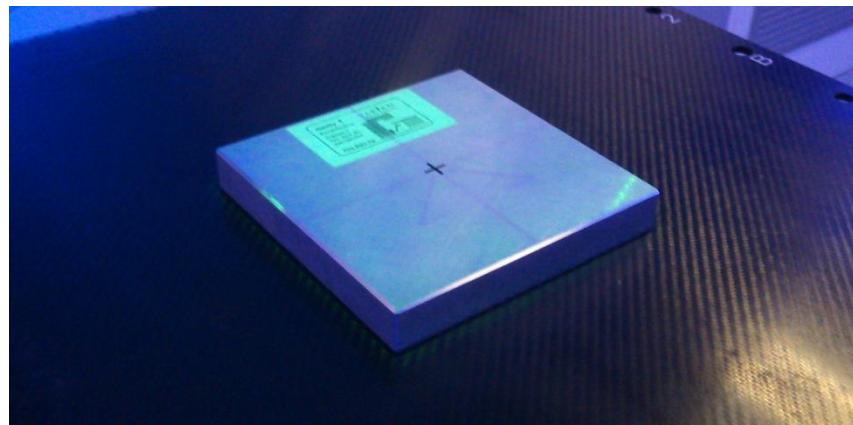
Tolerancija: 1 mm.

5.1.3.2. Provera sistema za sliku

5.1.3.2.1. Provera kvaliteta MV sistema za sliku

Oprema: Las Vegas fantom, EPID, iViewGT program, Mosaiq program.

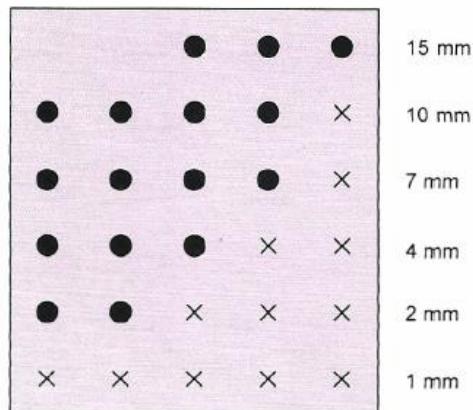
Postupak:



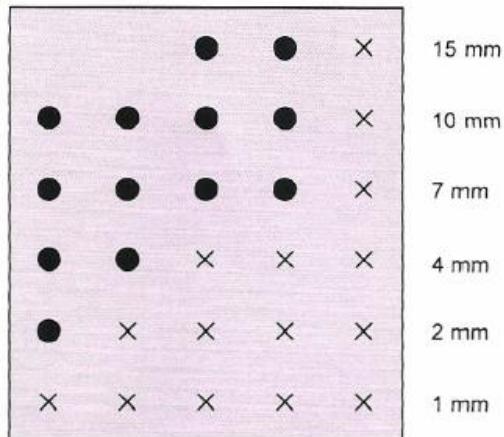
Slika 21. Postavka Las Vegas fantoma

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° , velicina polja je $20 \times 20 \text{ cm}^2$.
2. Postavi se fantom na terapijski sto na SSD 100 cm (slika 21.).
3. Napravit portalne slike za sve energije.
4. Proveriti dobijene slike da li su u tolerantnim vrednostima.

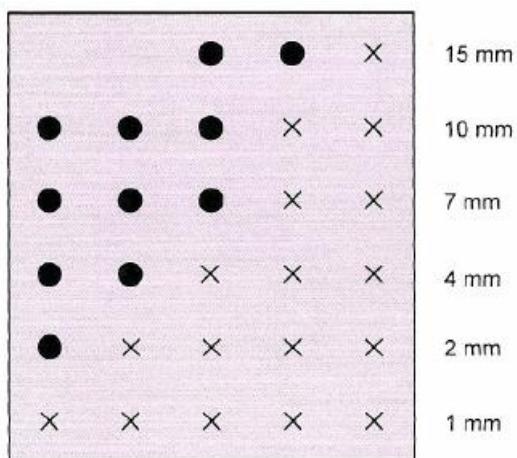
Tolerancija: Na slikama 22., 23. i 24. su prikazane tolerantne vrednosti za različite energije snopa. Simbol naznačen sa “•” potrebno je da se obevezno vidi, dok simbol označen sa “x” moguće je ne uočiti ga.



Slika 22. Tolerancija za energije od 4 MV do 6 MV



Slika 23. Tolerancija za energije od 7 MV do 12 MV



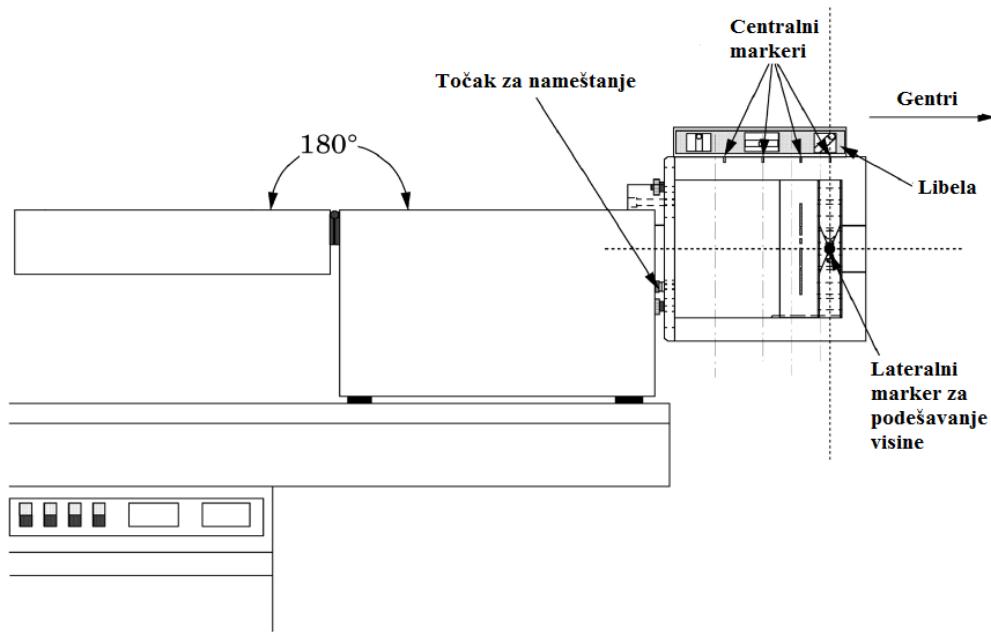
Slika 24. Tolerancija za energije od 13 MV do 25 MV

5.1.3.2.2. Provera kvaliteta Cone-beam CT (kV) sistema za sliku

Oprema: Catphan503 fantom, libela, XVI program.

Postupak:

1. Postavka aparata: ugao stola je na 0° .
2. Fantom se postavi na terapijski sto prema slici 25.
3. Poravnati centralne markere na fantomu sa sagitalnim laserom.
4. Pomoću točka za nameštanje i libele podesiti da fantom stoji ravno.
5. Zatim, pozicionirati fantom na izocentar pomoću ostalih lasera.



Slika 25. Postavka Catphan fantoma

5.1.3.2.2.1. Test uniformnosti

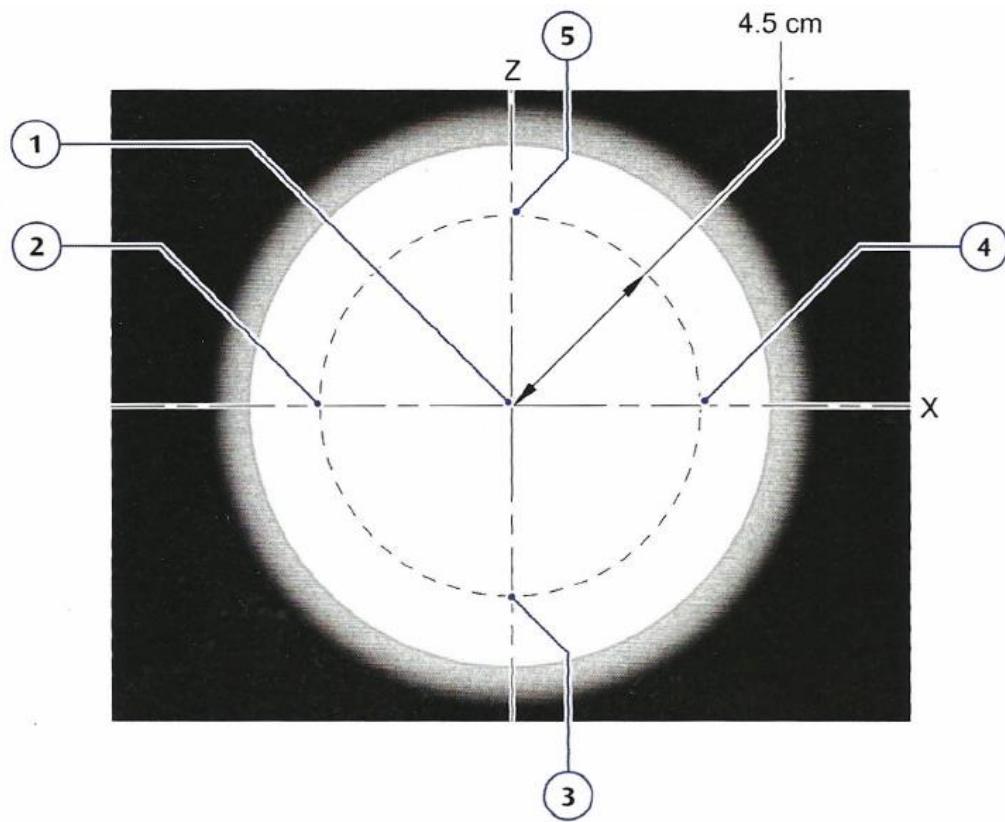
1. Koristi se S10 kolimator i F0 filter.
2. U G-T pravcu, poravnati laser sa četvrtim centralnim markerom od gentrija.
3. U XVI sistemu naći pacijenta sa nazivom CAT-Uniformity i sakupiti zapreminske slike.

Obrada slike:

4. Odabrati prosečnu vrednost preseka na 3 preseka i zadržati se na transverzalnom centralnom preseku (presek broj 32).
5. Levi-klik na transverzalnoj slici i odabrati *Pixel value loc*, nakon čega će se pojaviti prozor sa probom slike.
6. Proveriti da je uključeno interpolirano zumiranje i zumirati sliku dok u prozoru sa probnom slikom pod nazivom *Box* ne bude 1.00 cm.
7. Zabeležiti srednju vrednost piksela za pet različitih pozicija kao što je prikazano na slici 26.
8. Izračinati procentualnu razliku preko sledeće formule:

$$U = \left(\frac{srednjavrednost(najveća) - srednjavrednost(najmanja)}{srednjavrednost(najveća)} \right) \times 100\%$$

Tolerancija: $\leq 1.5\%$.



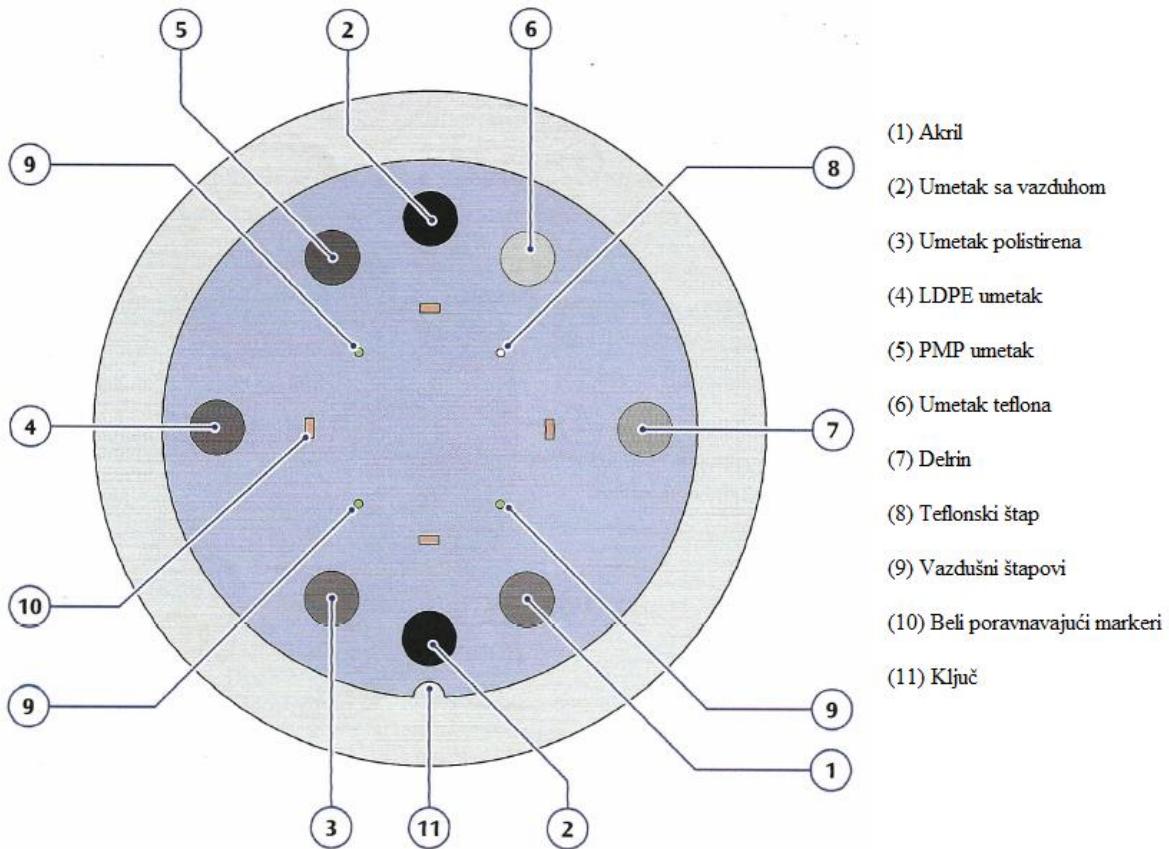
Slika 26. Vrednosti koordinata na transverzalnoj slici

5.1.3.2.2.2. Test vidljivosti niskog kontrasta

1. Koristi se S10 kolimator i F0 filter.
2. U G-T pravcu, poravnati laser sa prvim centralnim markerom od gentrija.
3. U XVI sistemu naći pacijenta sa nazivom CAT-Contrast i sakupiti zapreminske slike.

Obrada slike:

4. Odabrati prosečnu vrednost preseka na 3 preseka i odabrati transverzalni presek tako da su markeri poravnati vertikalno i horizontalno (da je teflonski štap (8) u gornjoj desnog poziciji i ključ (11) u donjoj centralnoj poziciji - slika 27.).



Slika 27. Modul kontrastne rezolucije

5. Levi-klik na transverzalnoj slici i odabrati *Pixel value loc*, nakon čega će se pojaviti prozor sa probom slike.
6. Proveriti da je uključeno interpolirano zumiranje i zumirati sliku tako da polistirenski umetak (3) bude u centru i da u prozoru sa probnom slikom pod nazivom *Box* bude 0.35 cm.
7. Staviti pokazivač u centar polistirenskog umetka i očitati srednju vrednost piksela i standardnu devijaciju.
8. Ponoviti postupak i za LDPE umetak i očitati njegovu srednju vrednost piksela i standardnu devijaciju.
9. Na osnovu sledeće formule izračunati procentualnu vrednost vidljivosti niskog kontrasta:

$$LC = \frac{\frac{(CT_{polistirena} - CT_{LDPE})}{10}}{\left\{ \frac{srednjavresnost_{polistirena} srednjavrednost_{LDPE}}{\frac{SD_{polistirena} + SD_{LDPE}}{2}} \right\}}$$

$$CT_{polistirena} = -47$$

$$CT_{LDPE} = -104$$

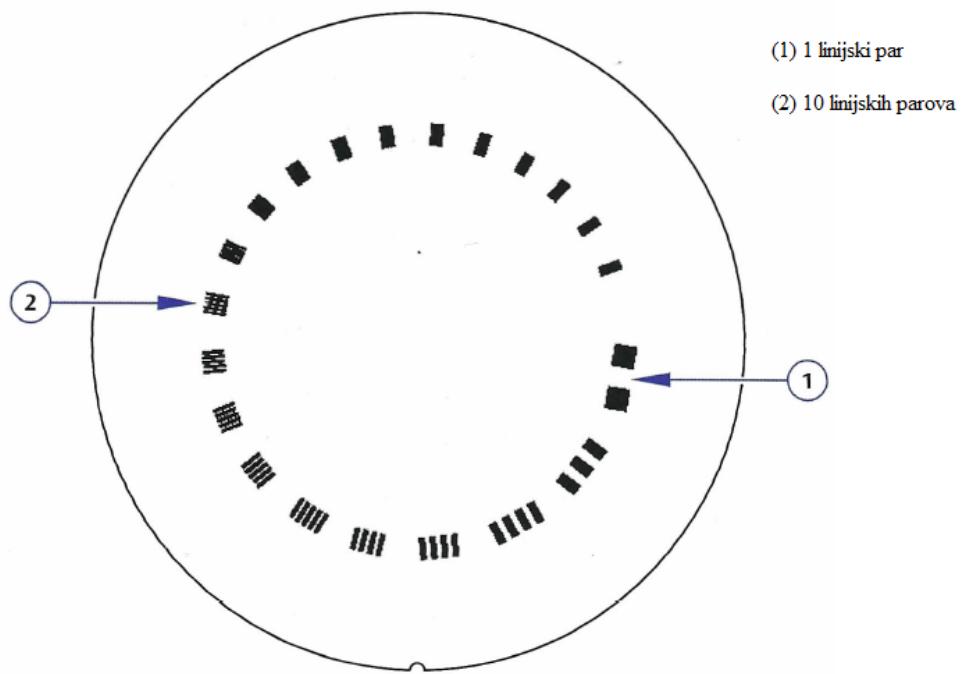
Tolerancija: $\leq 3.0\%$.

5.1.3.2.2.3. Test prostorne rezolucije

1. Koristi se S10 kolimator i F0 filter.
2. U G-T pravcu, poravnati laser sa drugim centralnim markerom od gentrija.
3. U XVI sistemu naći pacijenta sa nazivom CAT-Spatial i sakupiti zapreminske slike.

Obrada slike:

4. Odabrati prosečnu vrednost preseka na 3 preseka i odabrati transverzalni centralni presek (gde se pojavljuje modul prostorne rezolucije slika 28.).
5. Zumirati sliku i podesiti svetlost i kontrast na slici.
6. Zabeležiti najveći linijski par koji se vidi.



Slika 28. Modul prostorne rezolucije

Tolerancija: Minimum 10 linijskih parova po centimetru.

5.1.3.2.2.4. Provera geometrijske distorzije

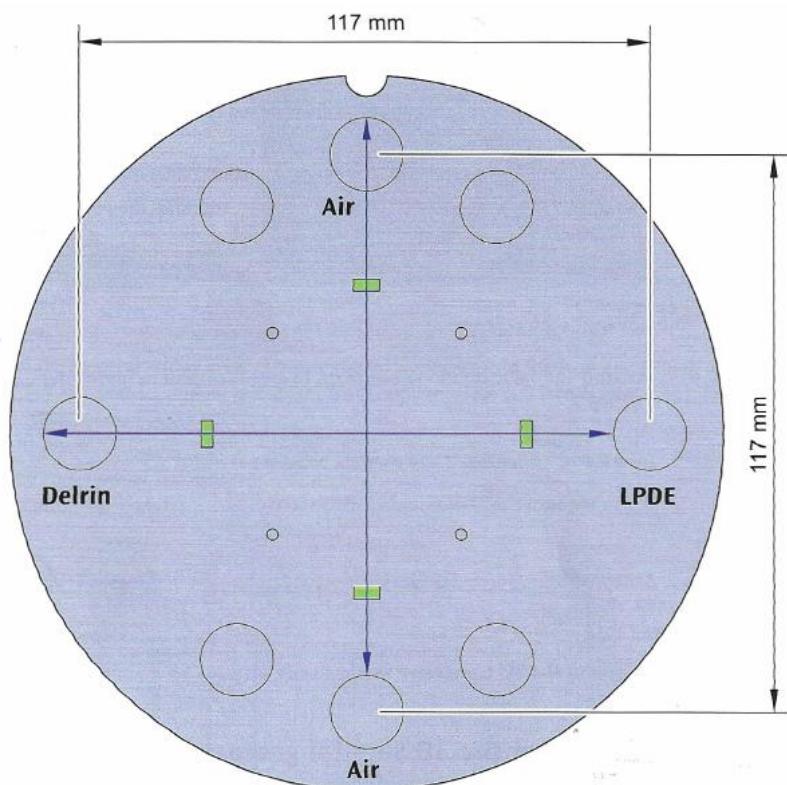
5.1.3.2.2.4.1. Test transverzalne vertikalne skale

1. Koristi se S20 kolimator i F0 filter.
2. U G-T pravcu, poravnati laser sa drugim centralnim markerom od gentrija.
3. U XVI sistemu naći pacijenta sa nazivom CAT-Geometric i sakupiti zapreminske slike.

Obrada slike

4. Odabrati prosečnu vrednost preseka na 3 preseka i odabrati transverzalni centralni presek (gde se pojavljuje modul kontrastne rezolucije).
5. Pomeriti pokazivač na vrh gornje ivice gornjeg umetka sa vazduhom, držati dugme ALT i desnim-klikom prevući pokazivač na vrh gornje ivice donjeg umetka sa vazduhom, kao što je prikazano na slici 29.
6. Pustiti ALT dugme i izmeriti željeno rastojanje.

Tolerancija: $117 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ (približno ± 4 piksela).



Slika 29. Merenje rastojanja između dva inserta

5.1.3.2.2.4.2. Test transverzalne horizontalne skale

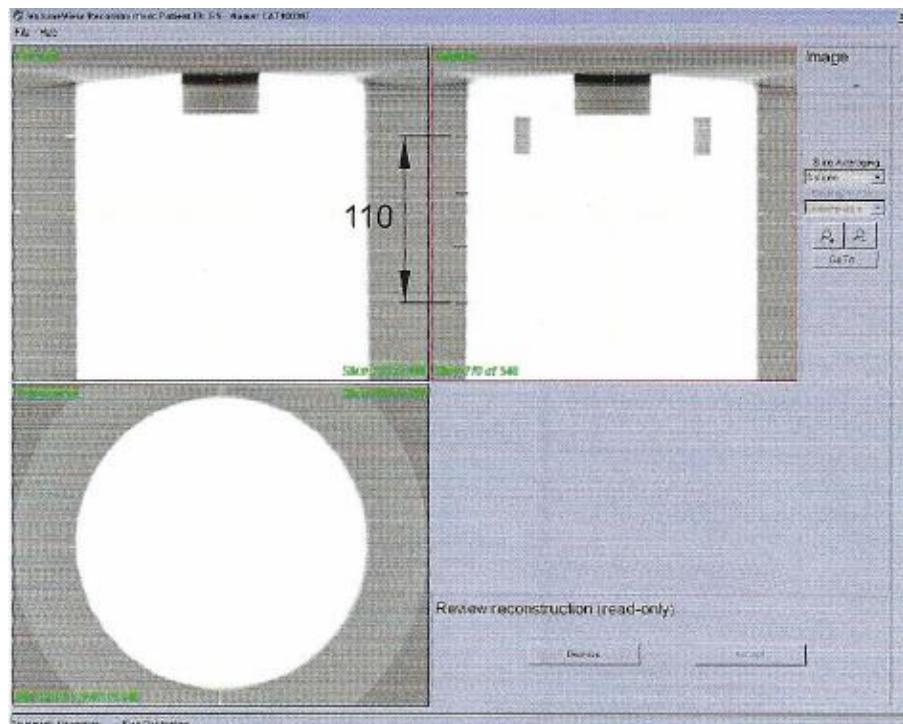
1. Iskoristiti slike načinjenje iz testa transverzalne vertikalne skale.
2. Odabrati prosečnu vrednost preseka na 3 preseka i odabrati transverzalni centralni presek (gde se pojavljuje modul kontrastne rezolucije).
3. Pomeriti pokazivač na levu ivicu delrinskog umetka, držati dugme ALT i desnim-klikom prevući pokazivač do leve ivice LDPE umetka, kao što je prikazano na slici 29.
4. Pustiti ALT dugme i izmeriti željeno rastojanje.

Tolerancija: $117 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ (približno ± 4 piksela)

5.1.3.2.2.4.3. Test sagitalne geometrijske skale

1. Iskoristiti slike načinjene iz testa transverzalne vertikalne skale.
2. Odabrati prosečnu vrednost preseka na 3 preseka i odabrati sagitalni centralni presek.
3. Izmeriti rastojanje od prvog do četvrtog poravnavajućeg markera kao što je prikazano na slici 30.

Tolerancija: $110 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ (približno ± 4 piksela).



Slika 30. Merenje rastojanja na sagitalnom preseku

5.1.3.3. Provera višelamelarnog kolimatora

5.1.3.3.1. Koincidencija svetlosnog i zračnog snopa, tačnost pozicioniranja MLC-jeva, MLC transmisija i provera segmentnog IMRT testa

Oprema: MatriXX detektor, Multicube fantom, MyQAPatients program.

Postupak:

Kako bi merenja mogla biti izvršena, porebno je da se kreiraju testovi u TPS i isporuče u MyQAPatients program, kao i na TDS, kao i da se izvrši kalibracija detektora. [12]

Pre svakog prvog merenja na dana, potrebno je uključiti MatriXX na 15 minuta pre početka merenja, kako bi se uređaj temperirao i uraditi proveru senzora ugla gentrija.



Slika 31. Postavka MatriXX detektora sa Multicube fantomom na terapijski sto

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° .
2. Postaviti MatriXX sa Multicube fantomom na izocentar pomoć lasera (slika 31.).
3. Proveriti da su uređaj i računar na kome se obrađuju merenja priključeni na lokalnu mrežu, kao i da je uspostavljena komunikacija između istih.
4. Isporučiti i snimiti osam vrsta testova.
5. Dobijena rezultate uporediti sa vrednostima dobijenim sa TPS-a, u MyQAPatients programu.

6. Uraditi sva merenja za energije 6 MV i 10 MV.⁸

Test 1:

Sastoje se od simetričnog polja veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Test 2:

Sastoje se od simetričnog polja veličine $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

Test 3:

Sastoje se iz kreiranih segmentnih polja, od tri trake veličine $24 \times 6 \text{ cm}^2$.

Test 4:

Sastoje se iz kreiranih segmentnih polja, od sedam traka veličine $24 \times 2 \text{ cm}^2$.

Test 5:

Sastoje se iz kreiranih segmentnih polja, od četiri traka u obliku slova L.

Test 6:

Sastoje se iz IMRT segmentnih polja sa dinamičkim modalitetom MLC-jeva, od traka veličine $24 \times 2 \text{ cm}^2$.

Test 7:

Sastoje se iz jednostavnog „step&shoot“ IMRT plana.⁹

Test 8:

Sastoje se iz jednostavnog IMRT plana sa dinamičkim modalitetom MLC-jeva.

Tolerancija: Posmatra se globalna γ na 3 % / 3 mm i lokalna γ na 3 % / 3 mm, da su veća od 95 % i 90 %, respektivno.

⁸ Proveravaju se samo energije od 6MV i 10MV jer se one koriste kod kreiranja IMRT i VMAT planova.

⁹ Step&shoot je tehnika gde se snop isporučuje nakon što se prvo MLC-jevi postave u željeni položaj.

5.1.4. Tromesečne provere

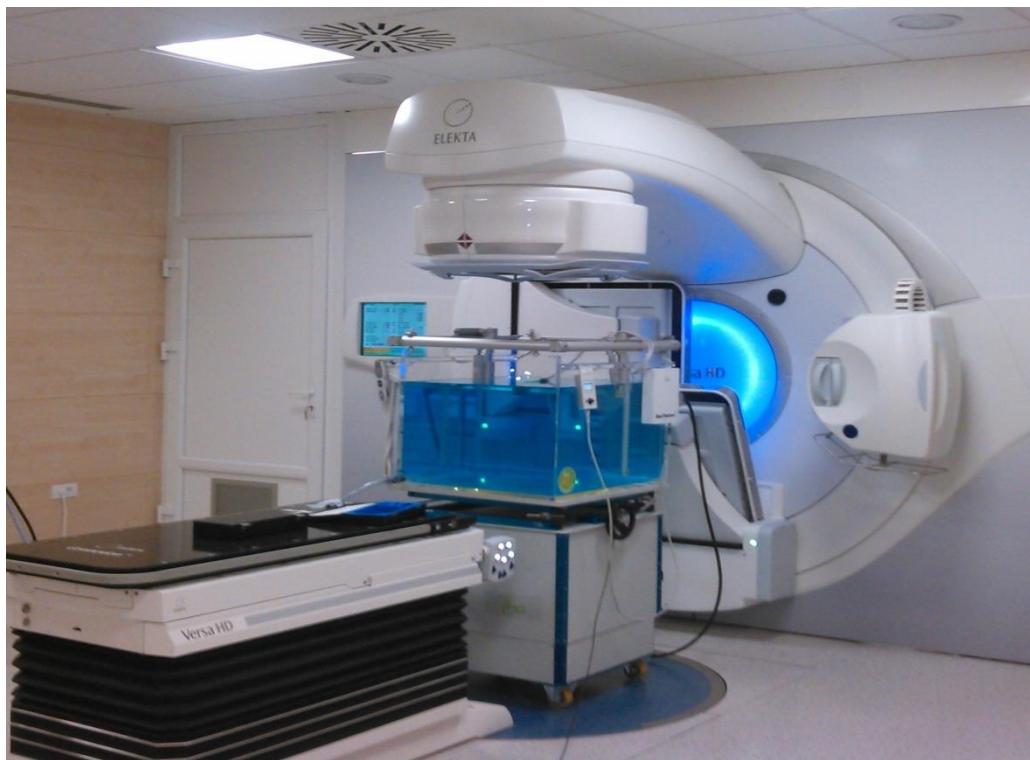
5.1.4.1. Relativna dozimetrija¹⁰

5.1.4.1.1. Provera profila fotonskog i elektronskog snopa u odnosu na osnovna merenja, provera kvaliteta fotonskog snopa (PDD) i elektronskog snopa (R₅₀)

Oprema: Blue fantom, ionizaciona komora CC13, elektrometar, OmniPro Accept program.

Postupak:

1. Postavka aparata: gentri, kolimacije su na 0°, terapijski sto skloniti sa puta snopa.
2. Blue fantom postaviti ispod glave akceleratora (slika 32.) i poklopiti končanice na dnu fantoma sa končanicama polja.
3. Fantom uključiti u struju, postaviti pumpu za vodu i napuniti fantom vodom do SSD 100 cm.
4. Postaviti referentnu komoru na plastični držač u obliku cevi i komoru za polje na pokretni nosač unutar fantoma.



Slika 32. Postavka Blue fantoma pri relativnoj dozimetriji

¹⁰ Relativna dozimetrija predstavlja jedan od osnovnih metoda u proceduri kontrole kvaliteta snopa kod medicinskih linearnih akceleratora.

5. Povezati komore sa elektrometrom i uključiti ga.
6. Pomoću ručnog upravljača fantoma, definisati radnu zapreminu fantoma preko velike dijagonale i definisati ivice fantoma.
7. Zatim, postaviti ionizacionu komoru za polje na centar končanica polja i definisati izocentar.
8. Povezati elektrometar sa računarcem gde se nalazi OmniPro Accept program i pokrenuti program.
9. Merenje može da počne nakon podešavanja karakteristika samog merenja.
10. Potrebno je snimiti procentualnu dubinsku dozu za veličinu polja $10 \times 10 \text{ cm}^2$, na dubini 10 cm.
11. Zatim, profile snopova za X i Y osu.
12. Merenja izvršiti za sve energije i odrediti: 100% PDD, % PDD na 10cm, odnos jonizacija I_{10}/I_{20} , simetriju i ravnoću u X i Y ravni.
13. Proveriti da li su merenja u tolerantnim vrednostima.
14. Za provere elektrona se postavi elektronski aplikator veličine 10×10 i ponove koraci 10 i 11.
15. Merenja se izvrše za sve energije i odrediti: 100% PDD, 80% PDD, 50% PDD, 30% PDD, Rp, simetriju i ravnoću u X i Y ravni.
16. Proveriti da li su merenja u tolerantnim vrednostima.

Toleranca: 1%, 2 mm (za fotone) i 1 mm (za elektrone).

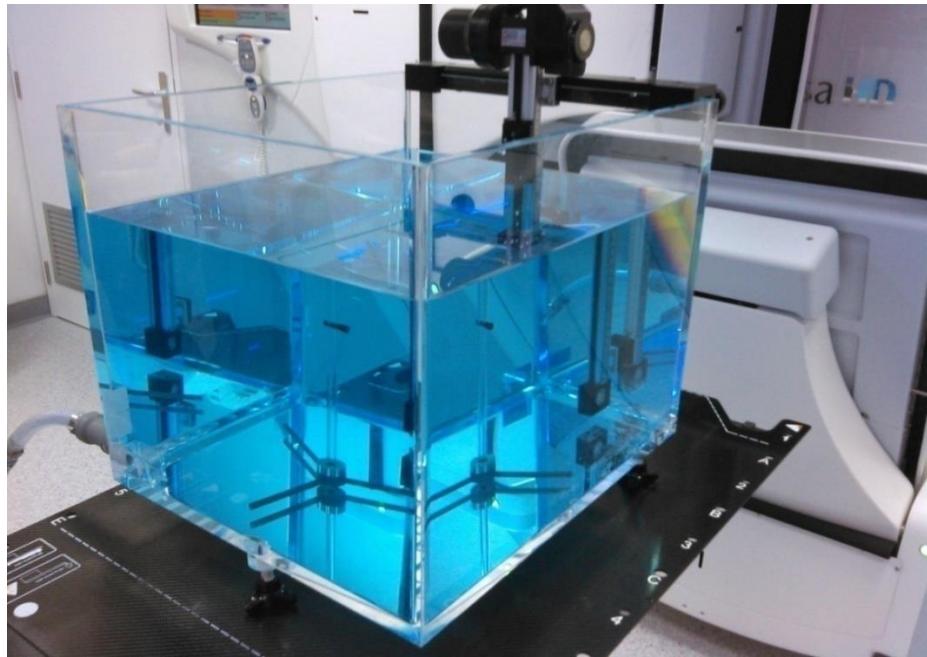
5.1.4.2. Apsolutna dozimetrija¹¹

5.1.4.2.1. Kalibracija izlaza fotonskog i elektronskog snopa

Oprema: Vodeni fantom, Farmerova ionizaciona komora FC65-G, planparalelna ionizaciona komora PPC40, elektrometar

Postupak:

¹¹ Apsolutna dozimetrija predstavlja još jedan od osnovnih metoda u proceduri kontrole kvaliteta snopa kod medicinskih linearnih akceleratora, zajedno sa relativnom dozimetrijom.



Slika 33. Postavka vodenog fantoma pri absolutnoj dozimetriji

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° .
2. Postaviti vodeni fantom na terapijski sto ispod glave aparata i poklopiti končanice na dnu fantoma sa končanicama polja (slika 33.).
3. Postaviti pumpu za vodu i napuniti fantom vodom do SSD 100 cm.
4. Odrediti temperaturu vode u fantomu i pritisak vazduha u bunkeru.
5. Zatim, Farmerovu jonizacionu komoru FC65-G postaviti na končanice polja i na referentnu dubinu od 10 cm.
6. Povezati komoru sa elektrometrom i uključiti ga.
7. Merenja se vrše pri veličini polja od $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
8. Merenja se vrše za sve fotonske energije, po dva merenja na naponu od +300 V, -300 V i jedno na -150 V.
9. Na osnovu IAEA TRS 398 izračunati apsorbovanu dozu i uporediti je sa osnovnim merenjima.
10. Za provere elektrona se postavi elektronski aplikator 10×10 .
11. Umesto Farmerove komore se postavi planparalelna komora PPC40 i ponove koraci od 5-9, ali se umesto dubine od 10 cm, komora postavlja na vrednosti buildup-a za datu energiju.

Tolerancija: 1%.

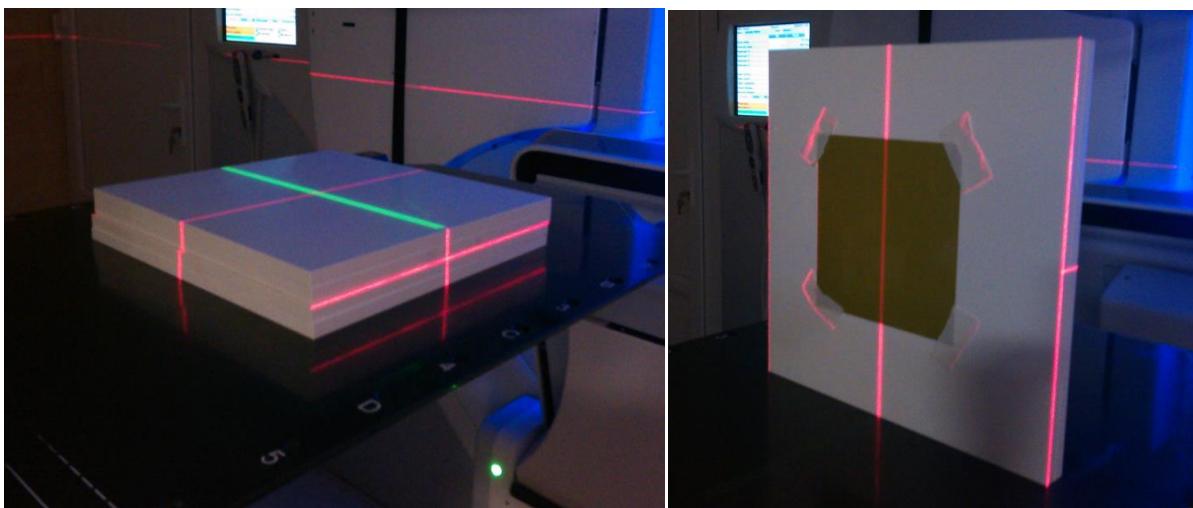
5.1.5. Godišnje provere

5.1.5.1. Mehaničke provere

5.1.5.1.1. Provera rotacije izocentra kolimatora, gentrija i stola-zvezda test

Oprema: Film i pločasti fantom.

Postupak:



Slika 34. Postavka filma pri proveri rotacije izocentra kolimatora i stola (levo) i gentrija (desno)

1. Postavka aparata: gentri, kolimacija i ugao stola su na 0° .
2. Film se postavi na terapijski sto na SSD 100 cm (slika 34.).
3. Namesti se končanica polja na iscrtane ose na filmu.
4. Podestiti veličinu polja tako da se dobiju tanka polja, na primer: $30 \times 1 \text{ cm}^2$ (simetrično u odnosu na centralnu osu).
5. Ozračiti film sa uglovima kolimatora $0^\circ, 30^\circ, 90^\circ, 150^\circ, 240^\circ$ i 300° .
6. Zatim se ovaj postupak ponovi sa drugim filmom, pri čemu se menjaju uglovi stola $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ, 330^\circ, 300^\circ$ i 270° .
7. Kako bi se proverila rotacija izocentra gentrija pločasti fantom se rotira tako da je normalan na osu rotacije gentrija.
8. Proveriti da je film centriran na SSD 100 cm i na centralnu lateralnu osu.
9. Proveriti da je široki deo polja normalan na film.
10. Koristiti treći film, pri čemu se menjaju uglovi gentrija $0^\circ, 30^\circ, 90^\circ, 150^\circ, 240^\circ$ i 300° .

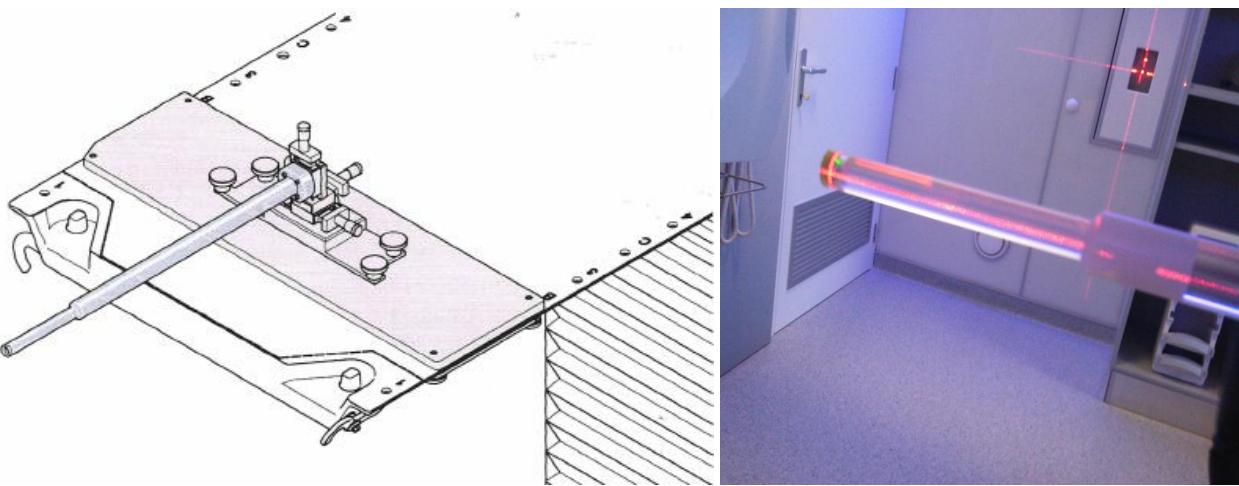
Tolerancija: 1 mm.

5.1.5.1.2. Koincidencija mehaničkog i zračnog kV i MV izocentra

Oprema: Ball bearing fantom, XVI i iViewGT program.

Postupak:

1. Postavka aparata: ugao stola je 0° .
2. Postaviti ball bearing fantom u poziciju kao na slici 35., sa offset koordinate od 15 mm u sve tri koordinate od izocentra.



Slika 35. Postavka ball bearing fantoma

3. Koristi se S20 kolimator i F0 filter.
4. U XVI sistemu naći pacijenta sa nazivom Bill Ballbearing i sakupiti zapreminske slike.
5. Zumirati sliku i podesiti svetlost i kontrast na slici tako da se vidi centralna bela sfera u sve tri ravni.
6. Ručno pomeriti bele sfere u sve tri ravni tako da imaju isti centar.
7. Nakon tako izračunatih pomeranja, pomeriti terapijski sto u izračunatu poziciju.
8. Zatim, uraditi isto merenje sa ovakovom pozicijom stola.
9. Nakon izračunavanja pomeranja potrebno je da korekcije u sva tri pravca budu manje od 1 mm (ova pomeranja se vode pod kV registracijom).
10. Zatim se vizuelno proveri da li je ball bearing sfera u izocentru lasera i končanice polja.

Ovako je proverena mehanička koincidencija sa kV zračnim snopom. Nakon toga se proverava koincidencija kV i MV zračnog snopa na sledeći način:

11. Na glavnom računaru aparata odabratи *Delivered stored beam* i *kVflexmap cal*.

12. Isporučiti IMRT plan i prikupljene slike na iViewGT prebaciti na XVI sistem.
13. Na XVI sistemu se otvori Bill ballbearing pacijent i skupe se slike.
14. Zabeležiti merenja pod MV registracijom i proveriti da su ona manja od 1 mm.
15. Izračunati razliku između kV i MV pomeranja.

Tolerancija: 1 mm za razliku između mehaničkog i zračnog izocentra i 0.5 mm za razliku između kV i MV zračnog izocentra.

5.1.5.1.3. Ulagnuće stola

Oprema: Težak objekat (oko 77kg).

Postupak:

1. Koristeći optički indikator distance ili mehanički pokazivač distance, namestiti terapijski sto na SSD 100 cm.
2. Postaviti sto na maksimalnu longitudinalnu poziciju i postaviti objekat na njega.
3. Izmeriti odstupanja.

Tolerancija: 2 mm.

5.1.5.1.4. Ugao stola

Oprema: Ništa.

Postupak:

1. 1. Rotirati sto kroz ceo domet uglova i proveriti da li se digitalno i mehaničko očitavanje podudara za uglove 0° , 30° , 60° , 90° , 330° , 300° i 270° .

Tolerancija: 1° .

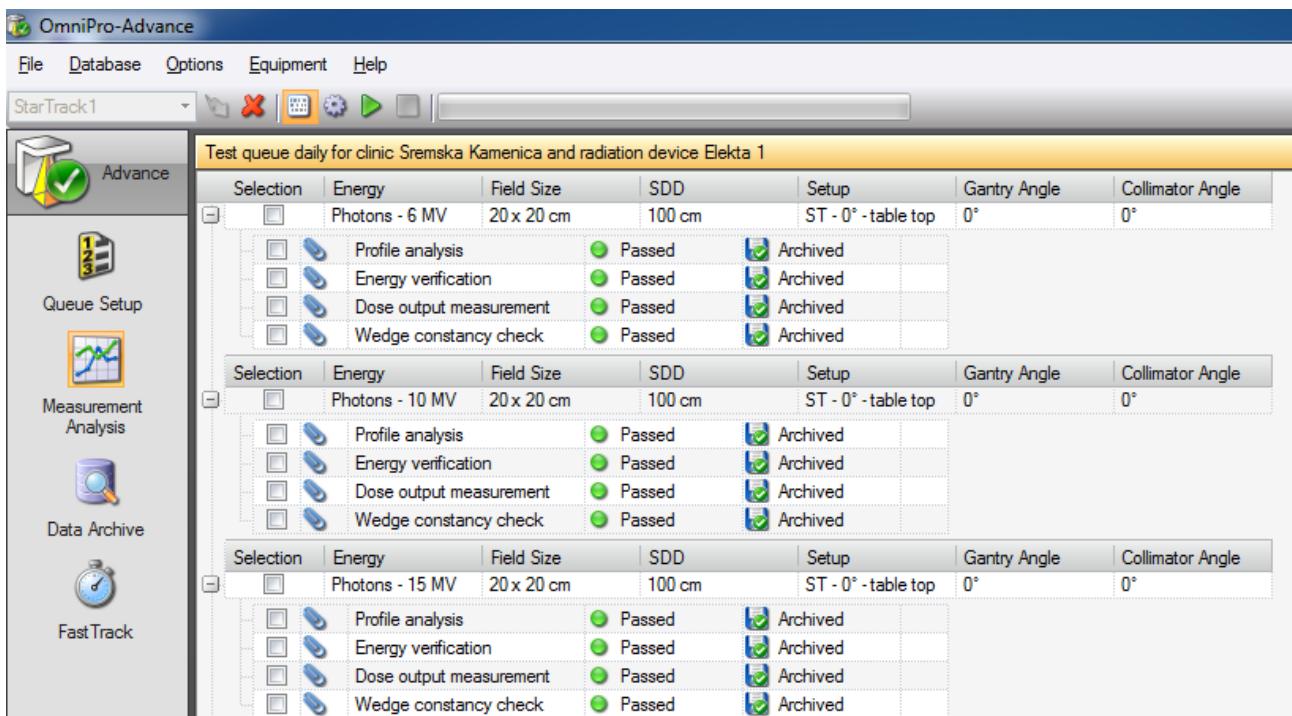
6. REZULTATI MERENJA I DISKUSIJA

6.1. Dnevne provere

6.1.1. Dozimetrija

6.1.1.1. Konstantnost fotonskog i elektronskog izlaza snopa, energetska konstantnost fotonskog i elektronskog snopa, konstantnost profila fotonskog i elektronskog snopa

Rezultati tokom jedne dnevne dozimetrijske provera predstavljeni su na slici 36.



Slika 36. Rezultati dnevnih dozimetrijskih provera u OmniPro Advance programu

OmniPro Advance program automatski obradi i prikaže rezultate, na osnovu postavljenih referentnih, odnosno kalibriranih vrednosti. Ako su rezultati u granici dozvoljenih odstupanja pojavi se zelena oznaka, a ako su rezultati izvan dozvoljenih odstupanja pojavi se crvena oznaka. Program omogućava istovremeno merenje profila snopa, proveru energije i dozni izlaz za jednu energiju. Čime je smanjeno vreme provere, a da je pritom provereno više parametara.

Dosadašnji rezultati su u tolerantnim granicama od 3% za uniformnost profila i 2% za energetsku verifikaciju i dozni izlaz. Tolerantne granice su nešto strožije od AAPM preporuka, gde su one 3% za dnevne dozimetrijske provere, čime se osigurava stabilnost u izporuci doze aparata. [13]

6.1.2. Mehaničke povere

6.1.2.1. Optički indikator distance u izocentru

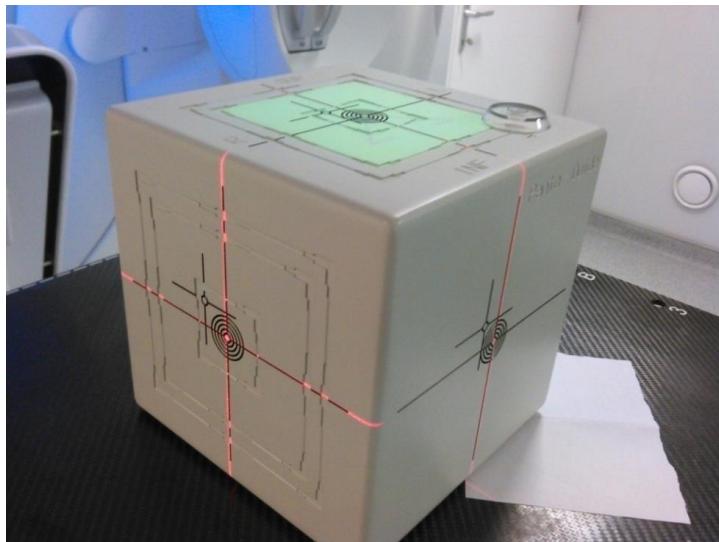
Svi tretmani sa naprednim tehnikama se izvode izocentričnom tehnikom, što znači da je vrednost rastojanja od izvora do ciljane zapremine izuzetno bitna. Zbog čega je bitno proveriti optički indikator distance. Rezultati provere optičkog indikatora distance su prikazani su tabeli 4. i ulazi u tolerantnu vrednost od 2 mm, po preporuci AAPM. [13]

SSD (cm)	Očitavanje (cm)
100	100

Tabela 4. rezultati provere optičkog indikatora distance

6.1.2.2. Lokalizacija lasera

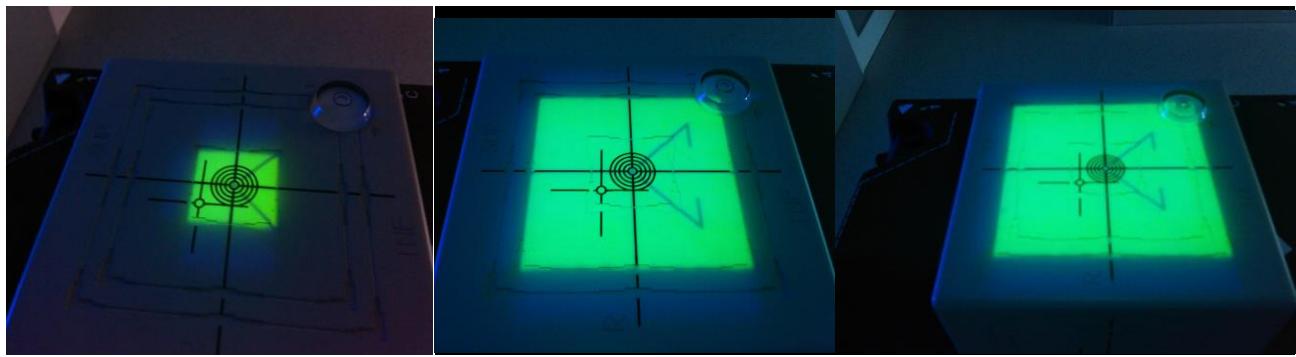
Pacijent se pozicionira na terapijski sto pomoću lasera, pa je zbog preciznosti pozicioniranja potrebno proveravati lokalizaciju lasera na dnevnom nivou. Dnevna provera lokalizacije lasera sa Penta-Guide fantomom je prikazana na slici 37. i u skladu je sa tolerantnim vrednostima od 1.5 mm, koju preporučuje AAPM. [13]



Slika 37. Provera lokalizacije lasera sa Penta-Guide fantomom

6.1.2.3. Indikator veličine polja

Veličina polja ustvari predstavlja oblik snopa koji se isporuči tokom tretmana. Bitno je da ona pokazuje realnu vrednost ove veličine, zbog čega je potrebna njena svakodnevna provera. Provera indikatora veličine polja sa Penta-Guide fantomom je prikazana na slici 38. i u skladu je sa tolerancijom od 2 mm , koju preporučuje AAPM. [13]



Slika 38. Provera indikatora veličine polja sa Penta-Guide fantomom

6.1.2.4. Indikator pozicije terapijskog stola

Pacijent se tokom tretmana postavlja na markere iscrtane na koži, ali i na sačuvane pozicije terapijskog stola u sistemu. Kako bi se osigurala tačnost pozicije koordinata stola, potrebno ih je proveravati na dnevnom nivou. Rezultati pozicije terapijskog stola su u tolerantnim vrednostima do 2 mm i prikazani su u tabeli 5., koji su u skladu sa preporukom proizvođača. [14]

	Postavka (cm)	Očitavanje (cm)
X koordinata	-8.3	-6.3
Y koordinata	0.0	2.0
Z koordinata	61.0	59.0

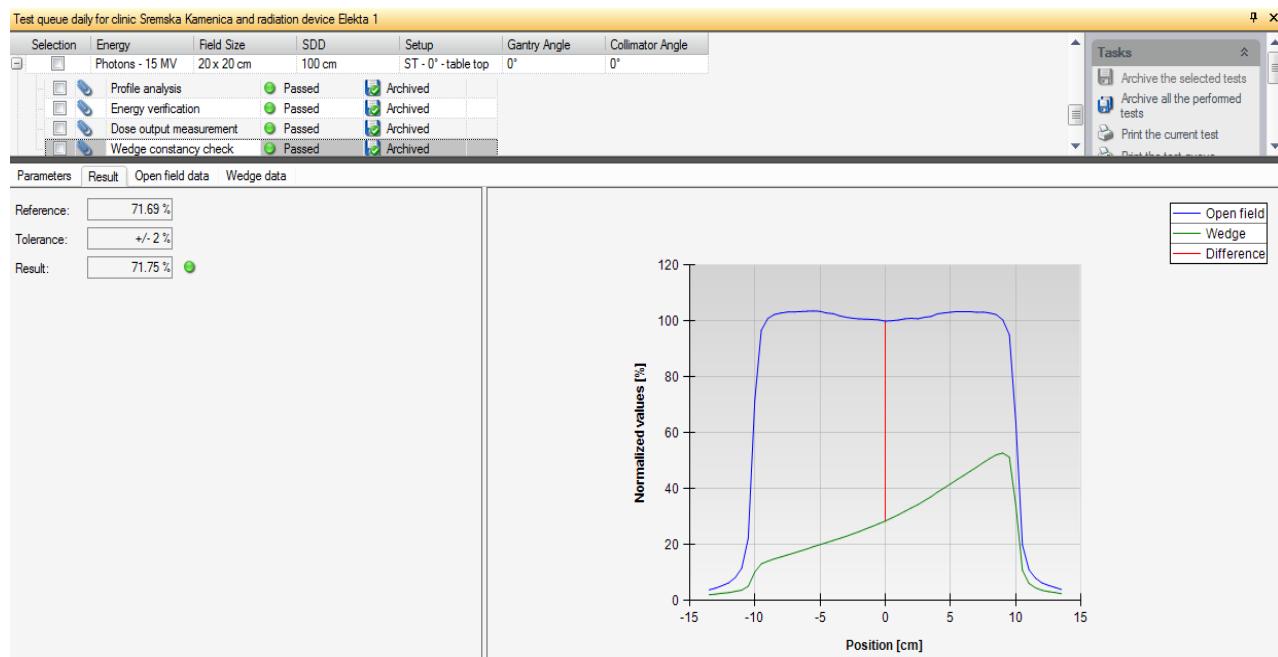
Tabela 5. Rezultati provere indikatora terapijskog stola

6.1.3. Sigurnosne provere

Bezbednosni sistem, sistem za zaštitu od udarca i funkcionalnost upravljača se moraju svakog radnog dana proveravati, kao bi se tretman mogao odvijati sigurno i bez poteškoća. Po preporukama AAMP i proizvođača se proverava funkcionalnost u radu aparata. [13] [14]

6.1.4. Provera univerzalnog klina

Univerzalni klin se proverava u sklopu dnevnih provera fotonskog snopa, jer se pomoću StarTrack-a i OmniPro Advance programa omogućava brza i jednostavna provera klina tokom rutinskih dozimetrijskih dnevnih provera. Rezultati su predstavljeni na slici 39. i u granici su od 2% po preporuci AAMP. [13]



Slika 39. Rezultat provere univerzalnog klina pomoću StarTrack-a i OmniPro Advance programa

6.1.5. Provera sistema za sliku

Dnevna provera sistema za sliku obezbeđuje preciznu verifikaciju pozicije pacijenta na terapijskom stolu. Rezultati treba da su u granici do 2 mm, sem provere pozicioniranja/repozicioniranja zapreminskog kV sistema, koji treba da su u granici od 1mm po preporuci AAPM. [15]

6.1.5.1. Planarni kV i MV sistem za sliku

6.1.5.1.1. Pozicioniranje/repozicioniranje

Penta-Guide fantom			
	Offset koordinate iz priručnika (cm)	Izmerene offset koordinate kV (cm)	Izmerene offset koordinate MV (cm)
X koordinata	-1.0	-1.03	-0.92
Y koordinata	1.4	1.30	1.30
Z koordinata	1.2	1.22	1.30

Tabela 6. Rezultati dobijeni sa Penta-Guide fantomom

Proverom pozicioniranja/repozicioniranja se dobija na sigurnosti pomeranja terapijskog stola na željene koordinate. S obzirom da su krajnje koordinate provere koordinate izocentra, proveravanjem lasera se dobija vizuelna potvrda tačnosti. U tabeli 6. su prikazani rezultati jednog merenja, koji su u tolerančnim granicama.

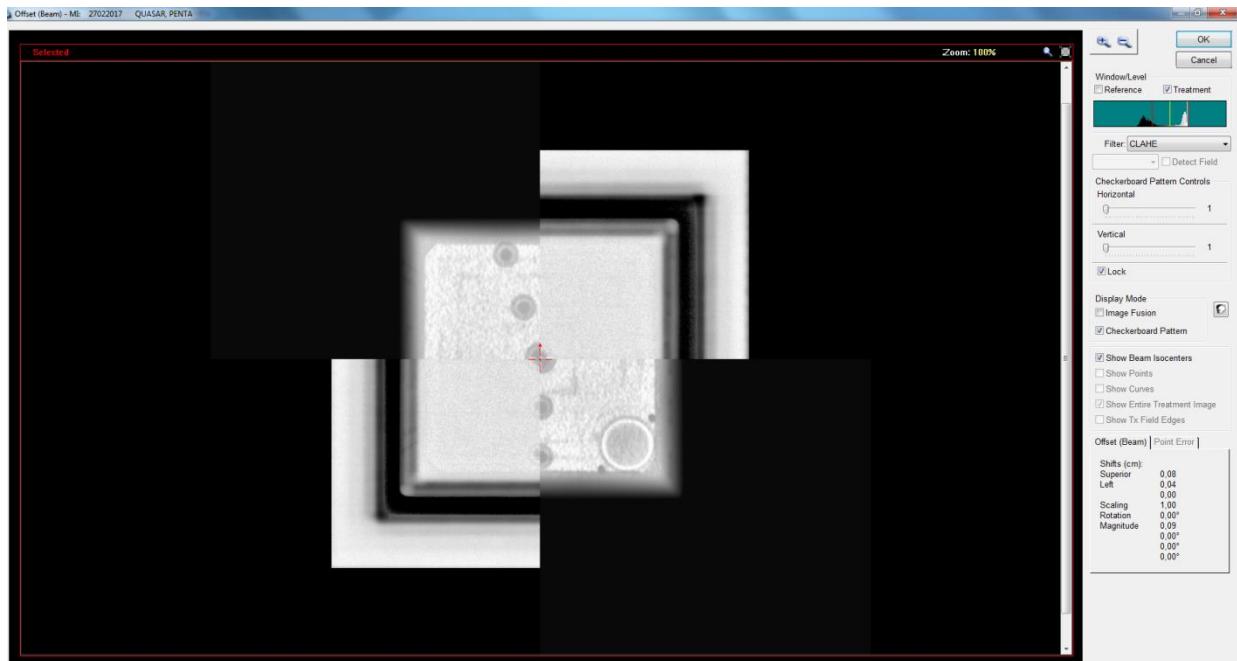
6.1.5.1.2. Koincidencija koordinata terapijskog stola i sistema za sliku

Koincidencija koordinata terapijskog stola i sistema za sliku proveravaju poklapanje koordinata terapijskog stola sa koordinatama kV i MV sistema za sliku istovremeno. Rezultati dnevnih provera su prikazani u tabeli 7. i u tolerantnim granicama su.

	Pomeranje na kV slici	Pomeranje na MV slici
X koordinata	0.00	-
Y koordinata	0.12	0.00
Z koordinata	-	0.10

Tabela 7. Rezultat koincidencije koordinata terapijskog stola i planarnog sistema za sliku

Provera pozicioniranja/repozicioniranja, kao i koincidencija koordinata terapijskog stola i planarnog sistema za sliku se radi u Mosaiq programu, ka što je prikazano na sledećoj slici.



Slika 40. Pozicioniranje u Mosaiq programu

6.1.5.1.3. Geometrijska provera kV i MV slike

QUASAR Penta-Guide kV-MV Results

9/15/2017 11:40:09 AM

Unit / Manufacturer: Versa2 / Elekta **Test Date:** 9/15/2017 10:43:19 AM

Central Sphere X Location: (mm)	176.82	Central Sphere Y Location: (mm)	200.81
MV Isocenter X Location: (mm)	180.75	MV Isocenter Y Location: (mm)	199.95
Isocenter X Error: (mm)	2.5	Isocenter Y Error: (mm)	-0.6
Field Size X: (mm)	187.6	Field Size Y: (mm)	171.9
Scale Error: (mm)	0.8	Phantom Rotation: (deg)	0.84

Slika 41. Rezultati dobijeni za kV-MV sliku u Penta-Guide Lite programu

Na jednostavan način pomoću Penta-Guide fantoma i Penta-Gude programa se proveravaju geometrijski parametri kV i MV slike. Program je u mogućnosti da na osnovu snimljenih slika proveri: veličinu polja, udaljenost izocentra, rotaciju fantoma, udaljenost centralne sfere i to na osnovu postavljenih referentnih vrednosti. Dozvoljene granice odstupanja se postavljaju u programu i one su 2 mm, dok su za ugaone veličine 1°. Ako je rezultat u tim tolerantnim vrednostima prikazan je zelenom bojom, dok su odstupanja prikazana crvenom bojom. Na slici 41. su prikazani rezultati izveštaja u tom programu.

6.1.5.2. Cone-beam CT (kV) sistem za sliku

6.1.5.2.1. Pozicioniranje/repozicioniranje

Kako se sa CBCT sistemom dobija zapreminska slika, proverom pozicioniranja/repozicioniranja ovog sistema se osigurava tačnost pozicioniranje pacijenta. Rezultati su prikazani u tabeli 8.

Penta-Guide fantom		
	Offset koordinate iz priručnika (cm)	Izmerene offset koordinate (cm)
X koordinata	-1.00	-0.95
Y koordinata	1.40	1.27
Z koordinata	1.20	1.21

Tabela 8. Rezultati pozicioniranja/repozicioniranja pomoću zapreminskog kV sistema

6.1.5.2.2. Koincidencija koordinata terapijskog stola i sistema za sliku

Kao i kod provere koincidencije koordinata terapijskog stola i planarnog sistema za sliku, tako je potrebno proveriti podudaranje koordinata terapijskog stola i kod zapreminskog sistema za sliku. Rezultati tokom dnevnih merenja je prikazan u tabeli 9. i u okviru su tolerantnih vrednosti.

Penta-Guide fantom	
	Pomeranje (cm)
X koordinata	0.06
Y koordinata	-0.12
Z koordinata	0.03

Tabela 9. Rezultati koincidencije koordinata terapijskog stola i zapreminskog sistema za sliku

6.1.5.2.3. Geometrijska provera i provera kvaliteta CBCT slike

Penata-Guide Lite program obradi slike i na osnovu prethodno postavljenih referentnih i tolerantnih vrednosti je u mogućnosti da proverava: veličinu polja, udaljenost izocentra, rotaciju fantoma, šum, uniformnost, prostornu rezoluciju, CT brojeve vazduha i akrila, MTF¹². Ovom proverom se dobija okviran uvid u kvalitet kV slike, na jednostavan način. Svakodnevno praćenje ovih parametara osigurava dobijanje reprezentativne slike, ukoliko su rezultati u tolerantnim granicama po preporuci Pravilnika o primeni izvora ionizujućih zračenja u medicini, Republike Srbije i pravilniku Švajcarskog društva radiobiologa i medicinskih fizicara. Rezultati su prikazani na slici 42., gde je zelenom bojom označen rezultat koji je u granicama tolerantnih vrednosti, a crvenom bojom ako nije. [16] [17]

¹² MTF (engl.: Modulation Transfer Function) meri sposobnost sistema da prevede detalje različitih nivo sa objekta na sliku.

QUASAR Penta-Guide CBCT Results

9/21/2017 2:02:33 PM

Unit / Manufacturer: Versa2 / Elekta Test Date: 9/21/2017 2:00:54 PM

Image Size X: (mm)	270	Image Size Y: (mm)	264	Image Size Z: (mm)	270
Voxel Size X: (mm)	1	Voxel Size Y: (mm)	3	Voxel Size Z: (mm)	1
Centre Sphere X Location: (mm)	1.5	Centre Sphere Y Location: (mm)	4.5	Centre Sphere Z Location: (mm)	1.5
Pitch: (deg)	-124.12	Roll: (deg)	-235.68	Yaw: (deg)	2.21
Geometric Scale Error Mean: (mm)	-50.6	Geometric Scale Error SD: (mm)	20.6	Non-Uniformity:	76.87%
Contrast to Noise Ratio Mean:	19.7	Contrast to Noise Ratio SD:	25.52		
CT# Acrylic Mean:	189.57	CT# Acrylic SD:	60.14		
CT# Air Mean:	-601.66	CT# Air SD:	255.94		
MTF(50%)_{Centre} Mean: (lp/mm)	0.86	MTF(50%)_{Centre} SD: (lp/mm)	0.6		
Non-Colinearity1: (mm)	1.6	Non-Colinearity2: (mm)	1.27		
Error Phi1: (deg)	2.34	Error Phi2: (deg)	3.54		

Slika 42. Rezultati geometrijske provere i provere kvaliteta zapreminske slike

6.2. Nedeljne provere

6.2.1. Mehaničke provere

6.2.1.1. Provera mehaničkog i zračnog (kV i MV) izocentra, izocentra rotacije gentrija, kolimatora i stola

Pomoću IsoCube fantoma i Iso Analyze programa se na brz i jednostavan način proverava mehanički i zračni izocentar, izocentar rotacije gentrija, kolimatora i stola. Program obradi slike i numerički predstavi razlike, što je prikazano u tabeli 10. Geometrijska provera izocentra na ovaj način je nedavno implementirana na Institutu za onkologiju Vojvodine, kao kontrola sistema za sliku kod linearnih

akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti. Ovom proverom se osigurava preciznost i stabilnost geometrijske postavke aparata. [18]

		Δ (mm)										
rastojanje od centralnog markera do	izocentra rotacije kolimatora	1,19	0,96	0,82	1,22	0,99	1,02	0,14	0,38	0,95	0,42	0,15
	izocentra rotacije gentrija	0,85	0,60	0,29	0,48	1,40	0,29	0,88	1,18	0,17	0,67	1,02
	izocentra rotacije stola	1,66	1,04	0,85	1,19	1,72	1,23	0,63	1,13	0,97	1,06	0,84
	zračnog MV izocentra	0,85	0,65	0,37	0,82	1,45	0,49	1,09	1,30	0,34	0,81	1,17
	zračnog 2DkV izocentra	1,44	1,33	1,05	1,34	1,83	1,32	1,33	1,48	0,96	1,37	1,34
	zračnog 3DkV izocentra	0,79	0,55	0,88	0,70	2,00	0,50	1,52	1,68	0,41	1,56	1,66
	centralnog markera	1,25	0,80	0,48	0,97	1,69	0,85	1,06	1,43	0,61	0,97	1,22
rastojanje od mehaničkog izocentra do	zračnog MV izocentra	0,47	0,51	0,46	0,41	0,37	0,45	0,19	0,35	0,40	0,27	0,17
	zračnog 2DkV izocentra	0,59	0,59	0,78	0,58	0,82	0,65	0,90	0,79	0,55	0,80	0,80
	zračnog 3DkV izocentra	0,48	0,92	0,85	0,52	0,50	0,40	0,84	0,50	0,63	0,73	0,72

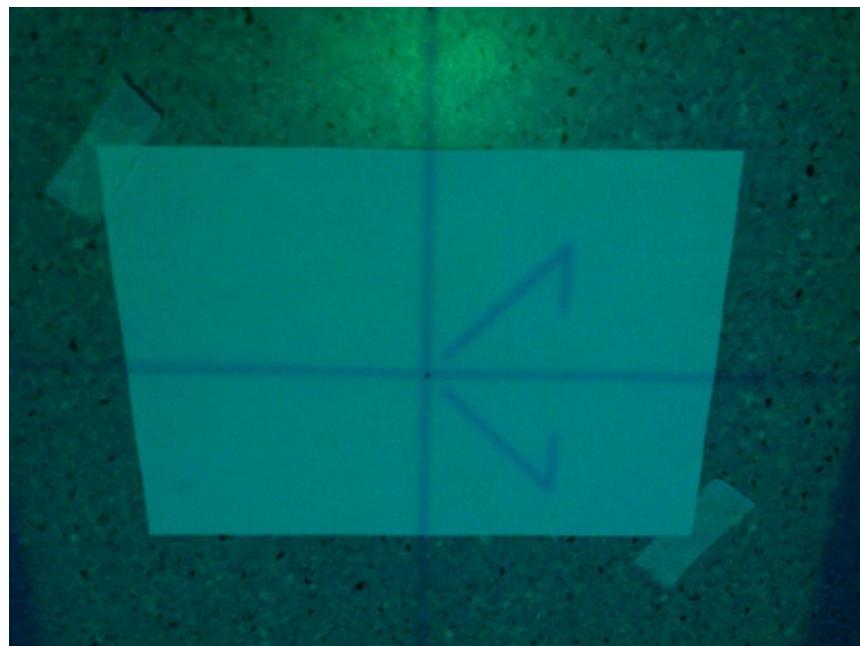
Tabela 10. Rezultati provera mehaničkog i zračnog izocentra

6.3. Mesečne provere

6.3.1. Mehaničke provere

6.3.1.1. Provera centra končanica polja na 2m

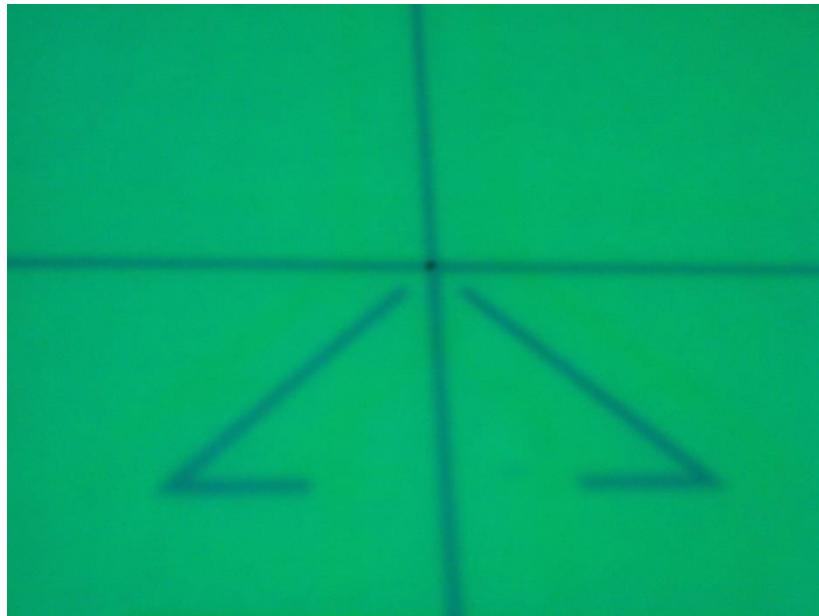
Centar končanice predstavlja centralnu osu rotacije glave aparata i osu rotacije kolimatora, zbog čega se mora posebno voditi računa o njegovoj tačnosti. Rezultat provere centra končanica na 2 m je prikazan na slici 43. Tolerancija za ovu proveru je 2 mm, po preporuci proizvođača. [13]



Slika 43. Rezultat provere centra končanica polja na 2 m

6.3.1.2. Provera centra končanica polja na 1m (izocentar)

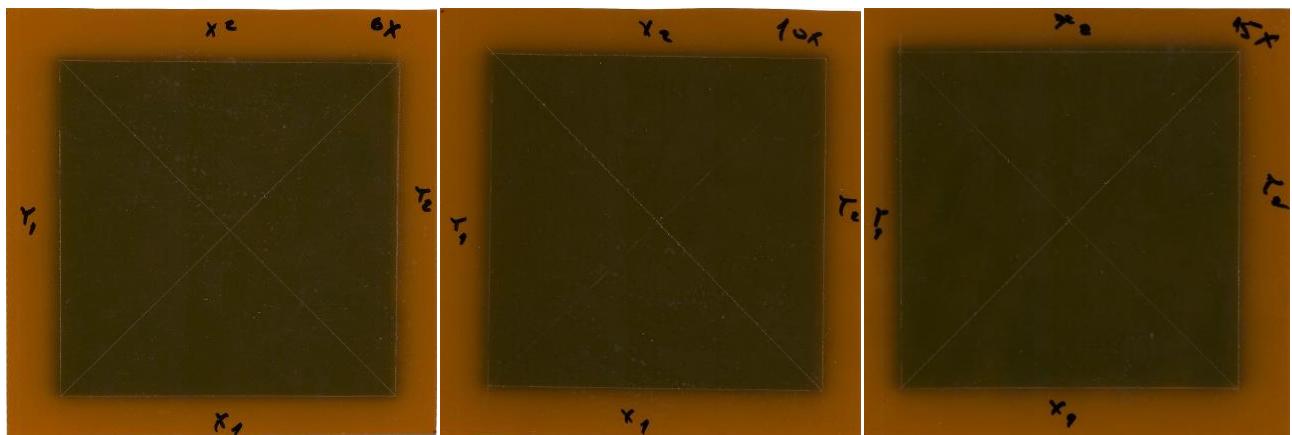
Rezultat provere centra končanicena 1 m, to jeste u izocentru je prikazan na slici 44. Tolerancija za ovu proveru je 1 mm, po preporuci proizvođača. [13]



Slika 44. Rezultat provere centra končanica polja na 1 m

6.3.1.3. Koincidencija svetlosnog i zračnog polja

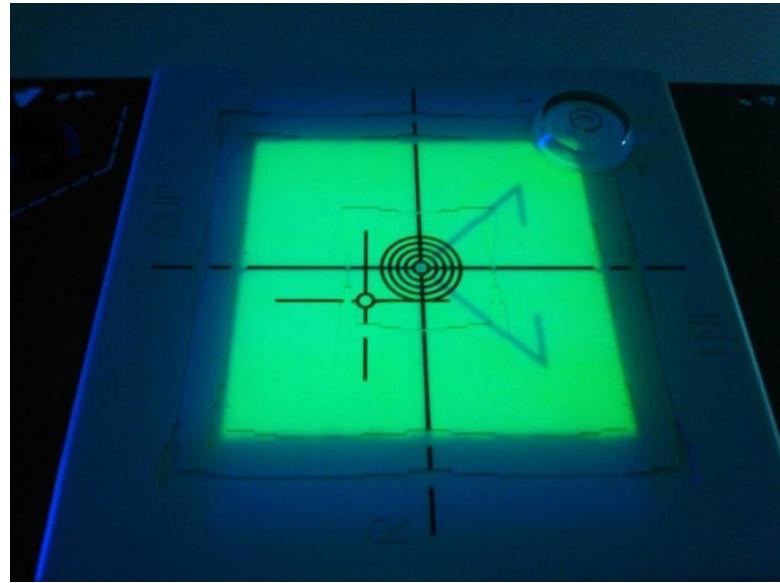
Svetlosno i zračno polja treba da se podudaraju, jer svetlosno polje predstavlja geometrijski oblik snopa i ustvari predstavlja zračno polje. Zato je potrebno proveriti koincidenciju svetlosnog i zračnog polja za sve energije i voditi računa da se uvek nalazi u tolerantnim vrednostima, čime se osigurava njihovo poklapanje. Rezultat je prikazan na slici 45. i u skladu je sa tolerantnim vrednostima do 2 mm, po preporuci AAMP. [13]



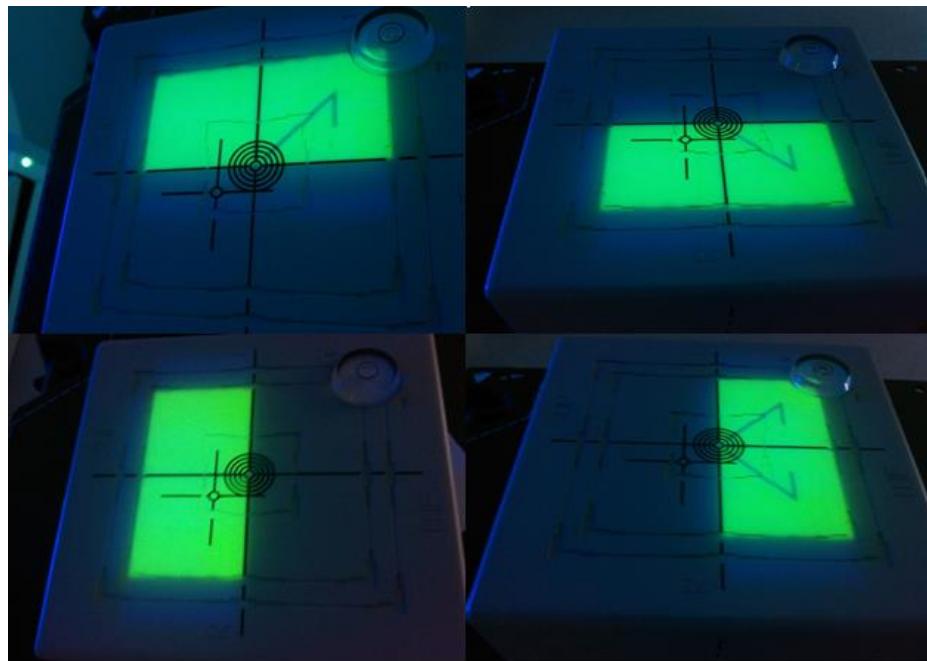
Slika 45. Koincidencija svetlosnog i zračnog polja za 6 MV, 10 MV i 15 MV (sa leva na desno)

6.3.1.4. Indikator pozicije čeljusti i MLC za simetrična i asimetrična polja

Polja koja se koriste kod tretmana skoro nikada nisu simetrična polja, pa je pored simetričnih provera potrebno proveriti i pozicije čeljusti i MLC-jeva pri asimetričnim poljima. Na slici 46. su prikazani rezultati provere indikatora pozicije čeljusti i MLC-jeva za simetrično polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$ i za asimetrična polja $5 \times 10 \text{ cm}^2$, $-5 \times 10 \text{ cm}^2$, $10 \times 5 \text{ cm}^2$ i $10 \times -5 \text{ cm}^2$ na slici 47., koji su po preporuci AAPM u granicama od 1 mm. [13]



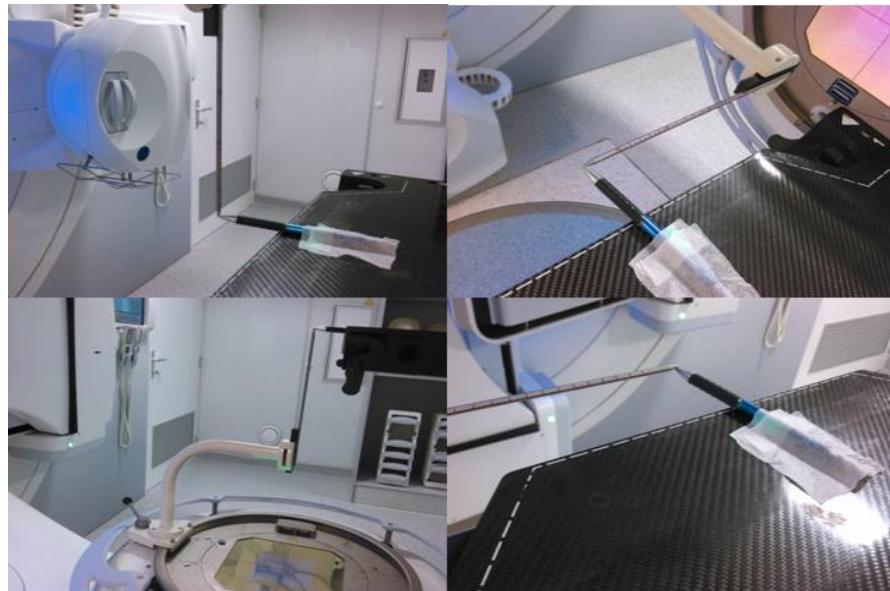
Slika 46. Rezultat indikatora pozicije čeljusti i MLC za simetrično polje



Slika 47. Rezultati provere indikatora pozicija čeljusti i MLC za asimetrično polje

6.3.1.5. Provera distance u odnosu na mehanički indikator distance

Pomoću mehaničkog indikatora distance se na brz i jednostavan način može proveriti mehanički izocentar. Merenje je prikazano na slici 48., a rezultati su prikazani tabelarno u tabeli 11. i u tolerantnim vrednostima su od 1 mm, po preporuci AAPM. [13]



Slika 48. Rezultati provere distance u odnosu na mehanički indikator distance

Ugao gentrija (°)	Očitavanje (cm)
0	100.0
90	100.0
180	99.9
270	99.9

Tabela 11. Rezultati provere distance u odnosu na mehanički indikator distance

6.3.1.6. Lokalizacija lasera

Pomoću fantoma sa milimetarskim papirom se sprovodi mesečna provera lokalizacije lasera, koji osigurava preciznost i tačnost merenja. Rezultati lokalizacije lasera za sve koordinate su u dozvoljenim granicama od 1 mm, po preporuci AAPM. [13]

6.3.1.7. Indikator ugla gentrija i kolimatora

Preciznost ugla gentrija i ugla kolimatora su bitni kako bi se tretman sproveo po planu, zbog čega je potrebno da su ugao gentrija i ugao kolimatora stabilni tokom svog rada. Rezultati merenja su prikazani u tabeli 12. i u skladu su sa tolerantnim vrednostima od 1° po AAPM preporuci. [13]

Ugao gentrija (°)	Očitavanje (°)	Ugao kolimatora (°) (ugao gentrija 0°)	Očitavanje (°)	Ugao kolimatora (°) (ugao gentrija 90°)	Očitavanje (°)
0	-0.1	0	-0.1	0	89.8
90	89.8	90	0.0	90	89.9
180	0.2	180	0.0	180	89.8
270	90.0	270	0.0	270	89.8

Tabela 12. Rezultati provere indikatora ugla gentrija i ugla kolimatora

6.3.1.8. Provera praznog hoda kretanja po sve tri koordinate

Koordinatne ose mogu da se kreću u takozvanom praznom hodu, pa je na preporuku proizvođača potrebno proveravati kretanje praznog hoda. Rezultati su prikazani u tabeli 13. i u okviru su tolerantnih vrednosti od 1 mm, po preporuci proizvođača. [14]

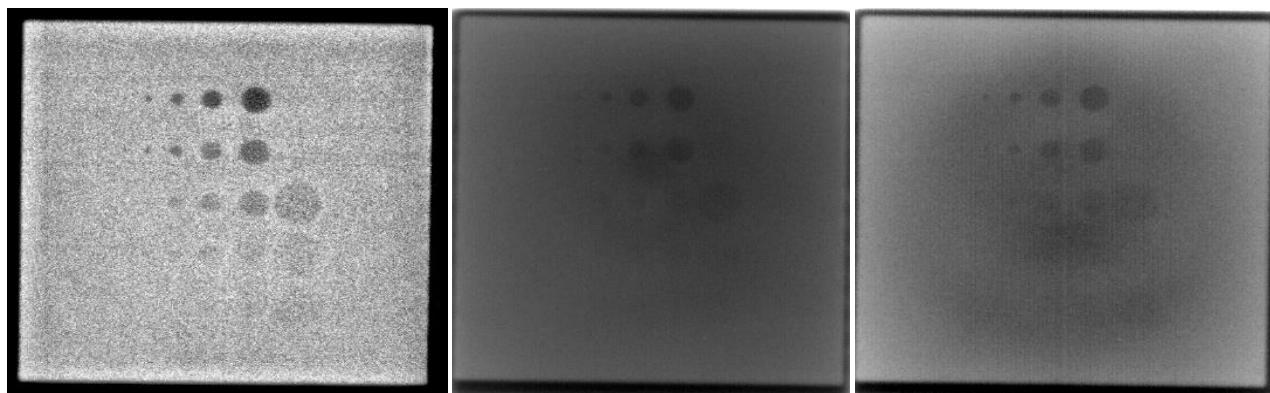
	d ₁ (cm)	d ₂ (cm)	d ₃ (cm)	d ₃ -d ₁ (cm)
X koordinata	+0.0	-2.0	+0.1	+0.1
Y koordinata	+57.0	+55.0	+57.1	+0.1
Z koordinata	-7.8	-9.7	-7.7	+0.1

Tabela 13. Rezultati provere praznog hoda kretanja

6.3.2. Provera sistema za sliku

6.3.2.1. Provera kvaliteta MV sistema za sliku

Da bi se dobila kvalitetna slika tokom verifikacije pozicioniranja potrebno je proveriti kvalitet slike. Rezultati dobijeni pomoću Las Vegasa fantoma su predstavljeni na slici 49., levo je rezultat za energiju 6 MV, u sredini za energiju 10 MV i desno je rezultat za energiju 15 MV. Rezultati su u tolerantnim vrednostima, u skladu sa preporukama proizvođača. [19]



Slika 49. Rezultati provere kvaliteta MV slike

6.3.2.2. Provera kvaliteta Cone-beam CT (kV) sistema za sliku

Pomoću Catphan fantoma se proverava celokupna kontrola kvaliteta slike: uniformnost, kontrast slike, prostorna rezolucija i geometrijska distorzija. Dobijeni rezultati su prikazani na slici 50., koji pokazuju dobar kvalitet kV slike i u skladu su sa preporukom proizvođača i AAPM. [19] [15]

Kontrola kvaliteta XVI

Prostorna rezolucija: Zabeležiti broj vidljivih linjskih parova po cm (lp/cm)

Usrednjavanje slajsova: 3 sličec

Tolerancija: 10

	Očitavanje (lp/cm)
Prostorna rezolucija	13

Uniformnost i šum: Zabeležiti srednji broj piksela u uzorku kocke od 1cm u centri i minimum jednoj poziciji na 4.5 cm gore, dole, levo i desno od centra.

Usrednjavanje slajsova: 3 sličec

Tolerancija: 1,5%

ROI	Srednja vrednost piksela
Centar (0,0, 0,0, 0,0)	1.001,43
Gore (0,0, 0,0, +4,5)	1.000,17
Dole (0,0, 0,0, -4,5)	998,75
Levo (-4,5, 0,0, 0,0)	1.000,12
Desno (+4,5, 0,0, 0,0)	1.000,63

Srednja vrednost (najveća):	1001,43
Srednja vrednost (najmanja):	998,75

Uniformnost:	0,27%
--------------	-------

Rezolucija niskog kontrasta: Zabeležiti srednji broj piksela i standardnu devijaciju uzorka kocke od 0,35 cm za polistiren i LDPE umetak.

Usrednjavanje slajsova: 3 sličec

Tolerancija: 3%

Matrijal	Srednja vrednost piksela	Standardna devijacija	CT #
Polistiren	962,86	12,71	-47
LDPE	920,29	11,58	-105

Rezolucija niskog kontrasta:	1,65%
------------------------------	-------

Geometrijska distorzija: Izmeriti pozmat rastojanja na transverzalnim i sagitalnim preseцима i uporediti sa očekivanim vrednostima.

	Merene vrednosti (mm)	Očekivane vrednosti (mm)	D (mm)
Transverzalna - horizontalna	117,3	117	0,3
Transverzalna - vertikalna	116,7	117	-0,3
Sagitalna	110,5	110	0,5

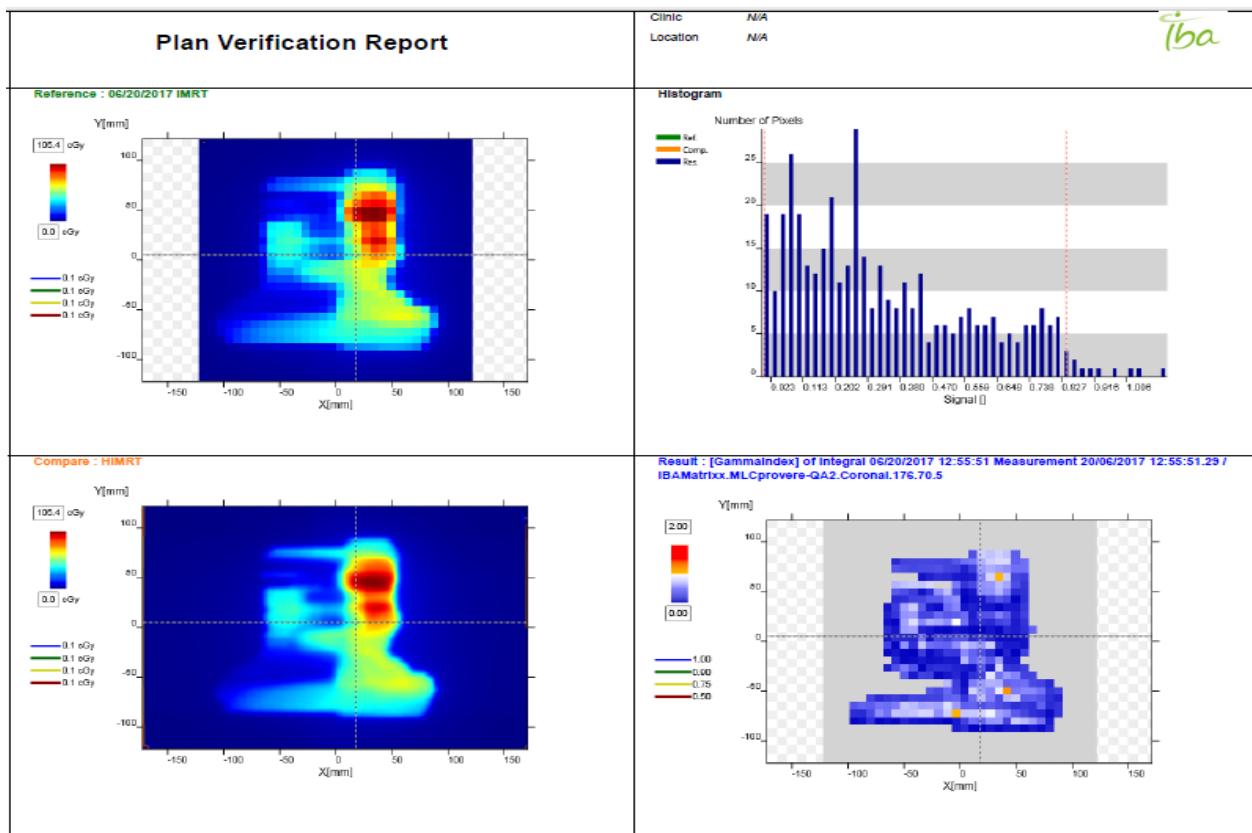
Tolerancija: 2 mm

Slika 50. Provera kontrole kvaliteta kV sistema za sliku

6.3.3. Provera višelamelarnog kolimatora

6.3.3.1. Koincidencija svetlosnog i zračnog snopa, tačnost pozicioniranja MLC-jeva, MLC transmisija i provera segmentnog IMRT testa

Test 1 i test 2 su provere sa dva otvorena polja veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$ i $20 \times 20 \text{ cm}^2$, što obezbeđuje proveru u simetriji/asimetriji polja. Testovi 3 i 4 sadrže segmentna polja koja se nalaze jedna do drugog i na osnovu te postavke evaluiraju MLC kalibraciju, ustvari pokazuje šta se dešava kod spojeva polja. Test 5 se sastoji od četiri segmentna polja u obliku slova L i tako se proverava tačnost pozicioniranja MLC i MLC transmisija. Test 6 čini proveru MLC-jeva u dinamičkom modalitetu, dozna distribucija je osetljiva na promenu pozicije MLC-jeva, kao i transmisiju, pa se ovim testom dobija uvid o stanju dozne distribucije. Testovi 7 i 8 evaluiraju uticaj podešavanja MLC-jeva tokom kliničkih slučajeva. Rezultat merenja u MyQAPatients programu je prikazan na slici 51. Ukoliko rezultat merenja nije u okviru tolerancije, evaluacija u MyQAPatients programu ga obeleži crvenom bojom (slika 51., dole desno), dok su rezultati u granicama označeni plavom bojom. Rezultati merenja prikazani su u tabeli 15., za energiju od 6 MV rezultati su u skladu sa AAPM preporukama, dok se za energiju od 10 MV uočavaju odstupanja i potrebno je uraditi dodatne korekcije. [20]



Slika 51. Rezultat merenja dobijen u MyQAPatients programu

	6 MV		10 MV	
	Globalna γ (%)	Lokalna γ (%)	Globalna γ (%)	Lokalna γ (%)
Test 1	100.0	100.0	92.6	92.6
Test 2	100.0	100.0	66.6	64.9
Test 3	99.9	99.8	44.0	40.7
Test 4	95.0	92.7	50.6	44.1
Test 5	98.4	93.3	50.6	44.0
Test 6	96.3	95.0	77.4	73.3
Test 7	97.8	92.3	54.9	43.4
Test 8	99.5	96.5	59.8	48.7

Tabela 15. Rezultati provere višelamelarnog kolimatora

6.4. Tromesečne provere

6.4.1. Relativna dozimetrija

Rezultat relativne dozimetrije je prikazan na slici 52., gde je prikazan izveštaj nakon urađene dozimetrije, sa dobijenim vrednostima. Pored opreme koja je korišćena, zapisuju se uslovi merenja, kao i dobijeni rezultati. Na grafiku 4. prikazani su profili za energiju 6 MV u X pravcu (gore levo) i Y pravcu (gore desno) i PDD kriva za energiju 6 MV (dole), na grafiku 5. je prikazana PDD kriva za elektronski snop za sve elektronske energije, dok su na grafiku 6. prikazani profili za sve elektronske energije za elektronski aplikator 10 x 10. Rezultati su u skladu sa AAPM preporukama. [13]



Redni broj zapisnika:

Datum merenja: 15.3.2017.

1. Dozimetri koji se koriste pri merenju:

merni komplet v Wellhofer - Blue Phantom 2x za analizu zračnog polja, a prema protokolu proizvođača Elekta.

2. Napomene:

Relativna dozimetrija je redovno radena dana 15.3.2017. Po podešenim parametrima snopa zračenja, merene vrednosti su analizirane sa standardnih skenova na kompjuteru, a rezultati merenja su priloženi sledećim tabelama:

LINAC "ELEKTA VERSA HD"

POTONI, PDD: 10x10, SSD=100cm,

PROFILI SSD=90 cm, KOMORA NA 10cm

Nominalna energija (MV) X	06 X	06 X FFF	10 X	15 X
100 % PDD na cm (Dozv. odst.)	(1.6 ± 0,2) 1.58	(1.6 ± 0,2) 1.7	(2.2 ± 0,2) 2.3	(2.9 ± 0,2) 2.8
% PDD na 10 cm (Dozv. odstup.)	(67.5 ± 1%) 67.6	(67.5 ± 1%) 67.6	(73 ± 1%) 72.9	(76.5 ± 1%) 76.1
Odnos ionizacija I ₁₀ /I ₂₀ (Tipicna)	(1.70) 1.71	(1.70) 1.71	(1.60) 1.59	(1.55) 1.54
Simetrija in plane (%) (D. od.)	100.2 (103%)	simetrija 103% 100.3	101.4 (103%)	100.2 (103%)
Flatnes in plane (%) (D. od.)	105.0 (106%)	1 cm od CAX= 99% 99.1	105.6 (106%)	105.3 (106%)
Simetrija cross plane (%) (D. od.)	100.4 (103%)	2.5cm od CAX=94.8% 95.7	100.7 (103%)	100.4 (103%)
Flatnes cross plane (%) (D. od.)	104.5 (106%)	4 cm od CAX= 87.2 % (±3) 89.5	104.3 (106%)	104.7 (106%)

ELEKTRONI, aplikator 10x10, SSD=100cm,

Nom. energija (MeV)	06 e	08 e	10 e	12 e	15 e
100 % PDD na (cm)	1.41	1.84	2.25	2.75	2.5-3.4
	1.31	1.84	2.15	2.78	2.8
80 % PDD na (cm)	2.08 ± 0,1	2.69 ± 0,1	3.29 ± 0,1	4.01 ± 0,1	4.98 ± 0,1
Dozvoljeno odstupanje	2.01	2.63	3.19	3.9	4.88
50 % PDD na (cm)	2.52± 0,1	3.23± 0,1	3.91± 0,1	4.75± 0,1	5.94± 0,1
Dozvoljeno odstupanje	2.48	3.23	3.83	4.65	5.87
30 % PDD na (cm)	2.8	3.58	4.31	5.18	6.50
Dozvoljeno odstupanje	2.78	3.56	4.25	5.08	6.45
Rp na (cm)	3.24	4.33	4.9	5.84	7.6
Stvarna energija (MeV)					
80 % (R80*3)	6.06	7.89	9.57	11.7	14.64
50 % (R80*2.33)	5.78	7.52	9.57	10.9	14.67
Rp	6.48	8.66	9.8	10.2	15.2

Simetrija in plane (%) (Doz. od.)	100.4 (103%)	100.3 (103%)	100.1 (103%)	100.1 (103%)	100.2 (103%)
Flatnes in plane (%) (Doz. od.)	103.2 (106%)	103.2 (106%)	103.1 (106%)	103.8 (106%)	103.2 (106%)
Simetrija cross plane (%) (Doz. od.)	100.5 (103%)	100.3 (103%)	100.1 (103%)	100.1 (103%)	100.1 (103%)
Flatnes cross plane (%) (Doz. od.)	103.3 (106%)	103.2 (106%)	103.3 (106%)	103.7 (106%)	103.3 (106%)

Profile elektrona analizirati po protokolu Siemens za profile elektronskog snopa.

Profilni fotoni se analiziraju po protokolu Elekta.

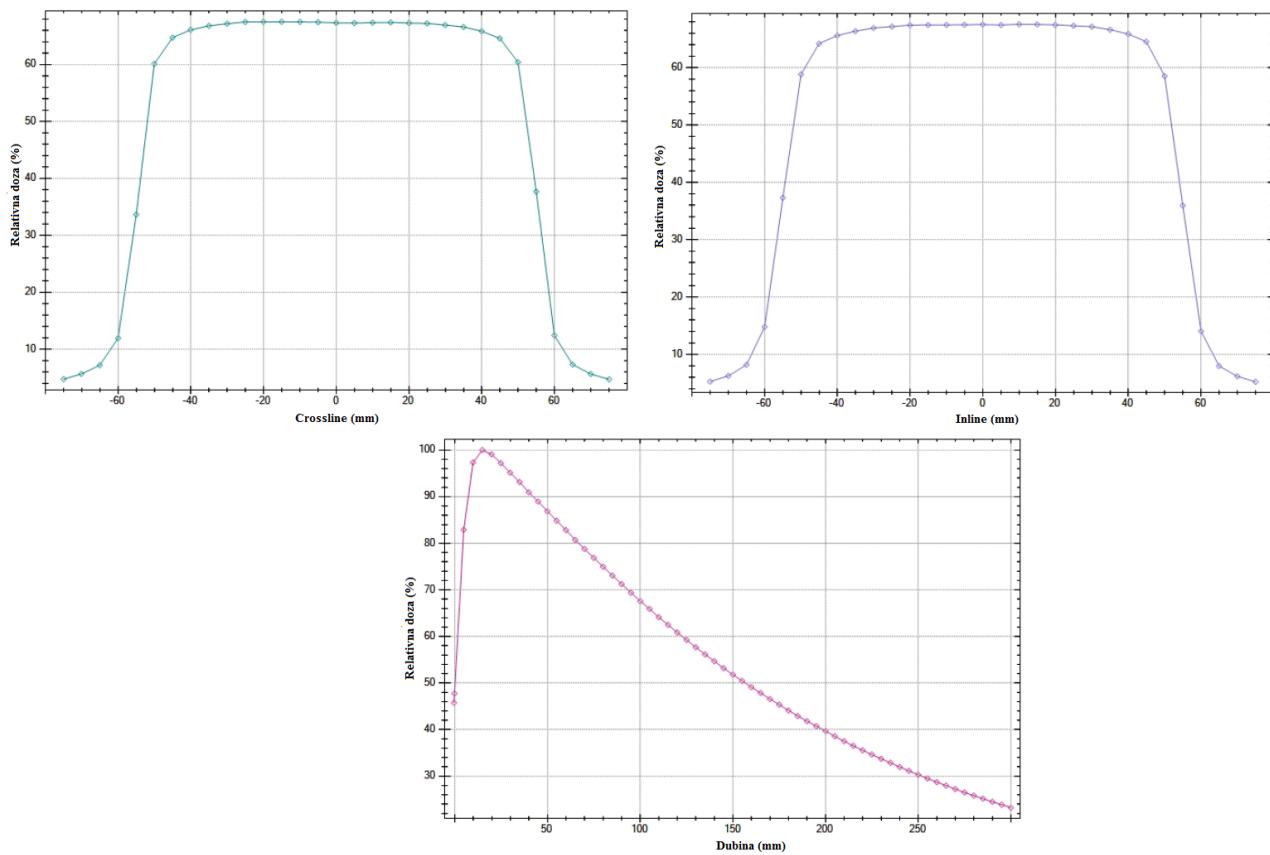
MERIO:

VERIFIKOVAO:

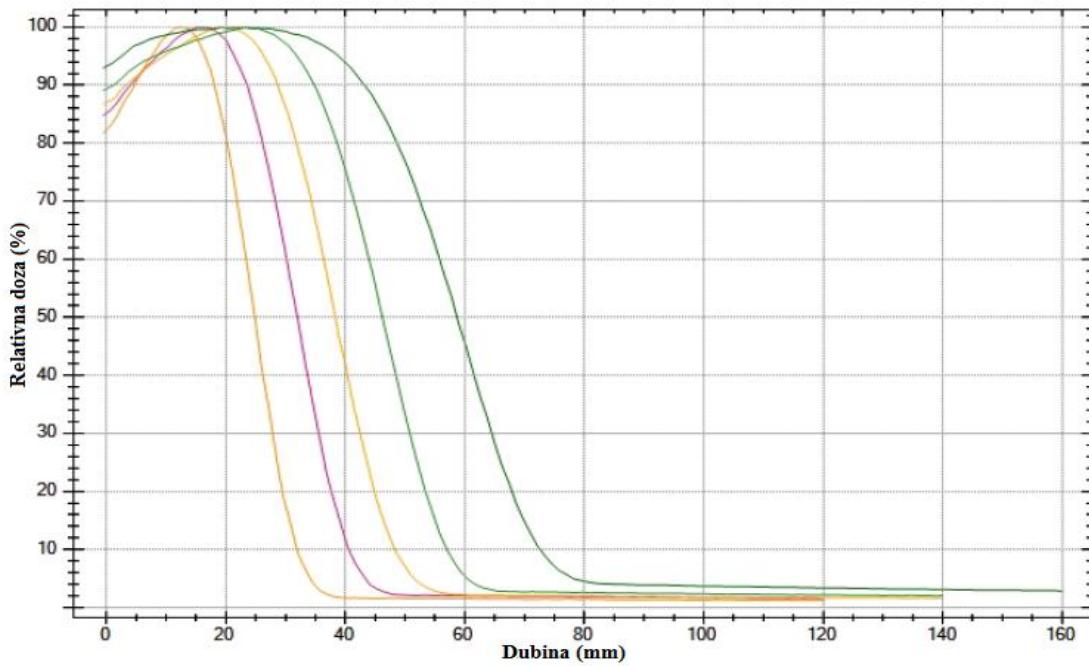
RT 04.O-06

Izdanje 2

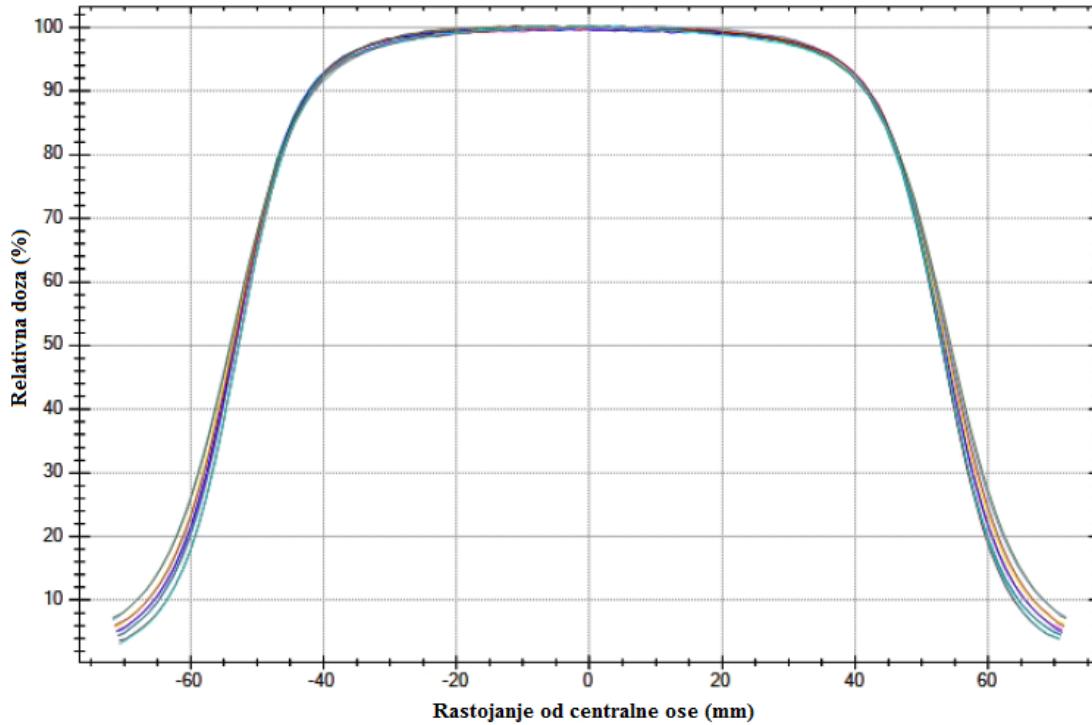
Slika 52. Sveobuhvatni rezultati relativne dozimetrije za fotonski i elektronski snop



Grafik 4. Rezultati profila (gore) i PDD kriva (dole) za energiju 6 MV



Grafik 5. PDD krive za elektronski snop: 6 MeV (tamno narandžasta), 8 MeV (ljubičasta), 10 MeV (narandžasta), 12 MeV (svetlo zelena) i 15 MeV (tamno zelena)



Grafik 6. Rezultati profila za elektronske snopove sa aplikatorom 10 x 10

6.4.2. Apsolutna dozimetrija

Apsolutnom dozimetrijom se proverava kvantitet isporučene doze, ako je potrebno vrši se i korekcija doze. Izveštaj nakon urađene apsolutne dozimetrije je prikazan na slici 53. Može se zapaziti da je potrebno voditi računa kojim se uređajem radi dozimetrija, koje su karakteristike snopa na aparatu, šta se dobija na samom merenju, koji su uslovi merenja i korekcije na osnovu toga, kao i sam rezultat merenja. Prikazani rezultati su u skladu sa AAPM preporukama. [21] [13]

OBRAČUN ABSORBOVANE DOZE U VODI VISOKOENERGETSKIH FOTONSKIH POLJA

Korisnik: Institut za onkologiju Sremska Kamenica

Datum: 02/03/2017

1. Ionizaciona komora i elektrometar

Model ionizacione komore:	FC65-G	S/N:	3269
Zid komore	materijal:	grafit	deblijna: 0.068 (g cm ⁻²)
Zid rukavca	materijal:	PMMA	deblijna: 0.357 (g cm ⁻²)
Kalibracioni faktor apsorbovane doze za vodu za ⁶⁰ Co		N _{D,W} =	4.816 (cGy/nC)
Kalibraciona laboratorija:	Vinca	Datum:	14.04.2016.
Model elektrometra:	Wellhofer DOSE 1	S/N:	22533

2. Terapijski uređaj i karakteristike zračnog snopa

Uredaj:	Elekta Versa HD			
Nominalni fotonska energija: (MeV, MV)	06X	10X	15X	06FFF
Kvalitet zračnog polja, Q (TPR _{10,10}):	0.680	0.735	0.760	0.680
Dubina maksimuma z _{max} :	1.5	2.2	2.7	1.5
Referentna dubina z _{ref} : (g cm ⁻²)	10	10	10	10
Referentno polje: (cm x cm)	10x10	10x10	10x10	10x10
FKD rastojanje: (cm)	100	100	100	100

3. Očitavanja sa elektrometra (nC)

(+ 300 V)	M ₁ =	14.14	15.32	16.12	14.14
t ₁ = 1 min (100 MJ)	(+ 300 V)	M ₂ =	14.15	15.32	16.13
	(- 300 V)	M ₃ =	14.15	15.35	16.15
	(- 300 V)	M ₄ =	14.15	15.37	16.15
	(- 100 V)	M ₅ =	14.10	15.22	15.99
Srednja vrednost očitavanja (nC):	M ⁰ =	14.14	15.32	16.11	14.13

4. Uslovi merenja i korekcije

(i) k _{T,p} P = 99.5 (kPa) T = 21.2	K _{T,p} =	1.022		
(ii) Kalibracioni faktor elektrometra:	k _{elec} =	1.000		
(iii) Korekcija na polaritet: k _{pol} = (M ₁ + M ₂)/2M =	1.001	1.002	1.002	
(iv) Kor. na rekomb. k _a = a ₀ +a ₁ (M ₁ /M ₂)+a ₂ (M ₁ /M ₂) ² =	1.001	1.003	1.004	1.005
Sa korekcijama: M = M ⁰ k _{T,p} k _{elec} k _{pol} k _a =	14.49	15.73	16.56	14.55

5. Absorbovana doza u vodi pod referentnim uslovima

PDD(z _{ref}) =	67.66	73.02	76.08	67.66
k _{QQs} =	0.995	0.990	0.981	0.995
D _w (z _{ref}) = M N _{D,W} k _{QQs} / t =	0.677	0.730	0.761	0.677
D _w (z _{max}) = (D _w (z _{ref}) 100)/PDD =	1.00	1.00	1.00	1.00
δ = (D ₀ - D _{w,max}) / D ₀ 100 =	-0.13	-0.01	-0.03	-0.07
Za 100 MJ (1 min) M ⁰ treba da bude: M ⁰ =	13.81	14.98	15.75	13.81

Odgovorni fizičar: Marijan Blažević

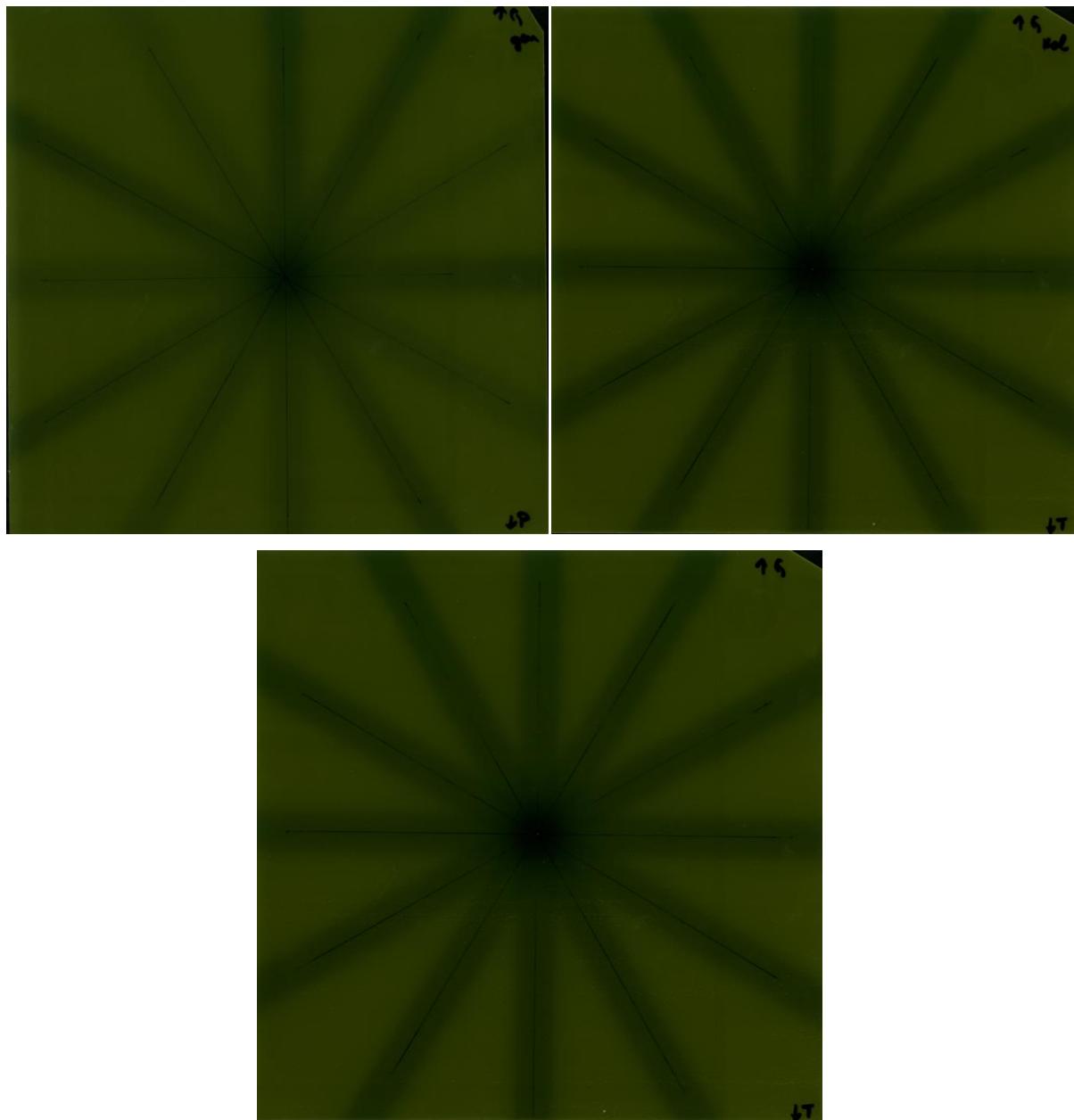
Slika 53. Izveštaj sa merenja absolutne dozimetrije

6.5. Godišnje provere

6.5.1. Mehaničke provere

6.5.1.1. Provera rotacije izocentra kolimatora, gentrija i stola-zvezda test

Rezultat je prikazan na slici 54., provera rotacije gentrija (gore levo), provera rotacije kolimatora (gore desno) i provera rotacije stola (dole), gde se zapaža da se nalaze u tolerantnim vrednostima od 1 mm po preporuci AAPM. [13]



Slika 54. Rezultati zvezda testa

6.5.1.2. Koincidencija mehaničkog i zračnog kV i MV izocentra

Godišnja provera koincidencije mehaničkog i zračnog (kV i MV) izocentra osigurava preciznost do 1 mm, što utiče na preciznost u pozicioniranju pacijenta, ali i preciznošću isporuke tretmana. Na slici 55. je prikazan izveštaj rezultata ove provere. Rezultat je u skladu sa tolerantnim vrednostima od 1 mm, po preporuci proizvođača. [19]

Koincidencija kV i MV izocentara			
kV-MV zračni izocentar: Koristiti ball bearing fantom da bi se zabeležila pomeranja koordinata trenutne pozicije fantoma do MV i kV izocentra. Razlika između ova dva pomeranja je koincidencija kV i MV izocentra.			
Tolerancija: 0.5 mm			
Izocentar		MV zračni izocentar (Flexmap wizard Difference) (mm)	
Lateralno X	0,52	mm to	B
Longitudinalno (Y)	0,02	mm to	G
Visina (Z)	0,01	mm to	F
Izocentar		kV zračni izocentar (Ballbearing Ball) (mm)	
Lateralno X	0,40	mm to	B
Longitudinalno (Y)	0,10	mm to	T
Visina (Z)	0,00	mm to	-
D (mm)			
0,12			
-0,08			
0,01			

For IEC 61217, +Longitudinalno = G-pravac, +Lateralno = B=pravac, +Visina = Gore (Plafon)

ATM preciznost:

Izocentar	Ručni offset	Pomeranja izračunava u XVI	Pravac	XVI nakon korekcije	Pravac		
Lateral X	15mm	14,3	mm	B	0,3	mm	B
Longitudinal (Y)	15mm	14,7	mm	G	0,1	mm	T
Visina (Z)	16mm	16,2	mm	F	0	mm	F

Slika 55. Izveštaj koincidencije mehaničkog i zračnog (kV i MV) izocentra

6.5.1.3. Ulagnuće stola

Ulegnuće stola iznosi 1 mm, što je u skladu sa tolerantnom vrednosti od 2 mm po preporuci AAPM. [13]

6.5.1.4. Ugao stola

Ugao stola se proverava za njegove moguće vrednosti tokom tretmana. Rezultat provere ugla stola je prikazan u tabeli 16. i u skladu je sa preporukama AAPM. [13]

Ugao stola (°)	Očitavanje (°)
0	0
30	30
60	60
90	90
330	330
300	300
370	370

Tabela 16. Rezultati provere ugla stola

7. ZAKLJUČAK

Kontrola kvaliteta linearnih akceleratora mora da osigura rad aparata bez odstupanja od osnovnih vrednosti, koje su definisane pri puštanju akceleratora u rad. Napredne tehnike, međutim, zahtevaju ne samo savremene linearne akceleratore, koji su precizniji, brži i sigurniji, nego i mnogo kompleksniju kontrolu kvaliteta. To je na našoj Klinici omogućilo osiguranje kvaliteta kroz ceo proces rada i to tako što se na odgovarajući način, kao i ovom radu, definisao, dokumentovao, sproveo i redovno pregledao ceo tok rada i to fizički, mehanički i tehnički aspekti opreme koja se koristi za isporuku tretmana i za administraciju.

Osiguranje kvaliteta u radioterapiji predstavljaju sve navedene procedure u radu, koje obezbeđuju doslednost lekarske preskripcije, to jeste da se preskripcija sigurno izvrši, da normalno tkivo primi minimalno moguće doze, da osoblje bude minimalno izloženo i da se adekvatno prati stanje pacijenta. Rezultatima u ovom radu postignuta je visoka tačnost tokom celog toka rada radioterapije, kako bi se dobili željeni rezultati.

Uvođenjem svih navedenih procedura u radu, ostvarena je strožija kontrola kvaliteta već postojećih standardnih provera kod linearnih akceleratora bez naprednih tehničkih mogućnosti, kao i uvedeni neophodni testovi za provere sistema za kreiranje slike i provera višelamelarnih kolimatora.

Provere su definisane tako da se u svakom momentu na Klinici za radioterapiju Instituta za onkologiju, ima uvid u stabilnost i funkcionalnost rada linearog akceleratora, kao i u geometrijsku i dozimetrijsku tačnost pri isporuci tretmana. Kako linearni akcelearatori naprednih tehničkih mogućnosti zahtevaju složenu i sveobuhvatnu kontrolu kvaliteta rada, provere su obimne što zahteva i više vremena za iste. Kako se ne bi narušavao terapijski proces, nađena je ravnoteža između količine testova, njihovog učinka i vremena realizacije istih, a u skladu sa preporukama i protokolima koje nameću relevantne međunarodne institucije.

Redovna konzistentnost testiranja, dozimetrije i preventivnog održavanja opreme mora se obavljati na odgovarajući način i da redovno pratiti.

U skladu sa preporukama, vodili smo računa i o bezbednosti pacijenta, javnosti i osoblja koja se nalaze u neposrednoj blizini.

Radioterapijski proces zahteva mnogo članova multidisciplinarnog tima različitih profesija. Nije bilo jednostavno objasniti medicinskom osoblju potrebne korake za obezbeđenje tehničkih uslova za sporovođenje naprednih tehnika, ali je sistem kontrole koji je uveden, prihvaćen i počela je njegova klinička implementacija.

Konačno, možemo zaključiti da je u cilju pružanja najbolje usluge pacijentu, potrebno sve veće zalaganje i sve kompleksniji rad medicinskih fizičara, kako u smislu preveniranja grešaka tako i preciznog, efikasnog i sigurnog izvršenja tretmana.

Bez implementacije sistema kontrole kvaliteta nemoguće je imati uvid u rad linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti, što znači da se ne bi imao uvid i u samu terapiju. Pošto se u Srbiji osim na Institutu za onkologiju ne koriste savremene tehnike, potrebno bi bilo i da se inoviraju preporuke Agencije za jonizujuće zračenje, koje bi bili obavezni da sprovode svi u Srbiji.

LITERATURA

- [1] „DICOM-RT standard in Radiotherapy Information System“, Celeste Oliveira, 2011.
- [2] „Informatics in radiology: DICOM-RT and its utilization in radiotherapy“, Maria Y.Y. Law, Brent Liu, 2009.
- [3] „Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator“, David J. Thwaites, John B. Tuohy, 2006.
- [4] „Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice“, P. Mayles, A Nahum, J.C. Rosenwald, 2007.
- [5] „Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students“, E.B. Podgoršak, 2005.
- [6] „Osnovi fizike radijacione terapije“, Miloš Vićić, 2014.
- [7] „The Physics of Radiation Therapy“, Faiz M. Khan, 2003.
- [8] „Basic Radiotherapy Physics and Biology“, David S. Chang, Foster D. Lasley, Indra J. Das, Marc S. Mendonca, Joseph R. Dynlacht, 2014.
- [9] „Physics Aspects of QA in Radiation Therapy: AAPM Report No. 13“, William F. Hanson, Lowell L. Anderson, C. Clifton Ling, Robert Loevinger, Kenneth A. Strubler, 1994.
- [10] „Comprehensive QA for Radiation Oncology: AAPM Report No. 46“, Gerald J. Kutcher, Lawrence Coia, Michael Gillin, William F. Hanson, Steven Leibel, Robert J. Morton, Jatinder R. Palta, James A. Purdy, Lawrence E. Reinstein, Goran K. Svensson, Mona Weller, Linda Wingfield, 1994.
- [11] „AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators: AAPM Report No. 47“, Ravinder Nath, Peter J. Biggs, Frank J. Bova, C. Clifton Ling, James A. Purdy, Jan van de Geijn, Martin S Weinhous, 1994.
- [12] „Kvantitativno upoređivanje doznih distribucija u ravni gama analizom kao procedura kontrole kvaliteta na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici“, Borko Basarić, 2017.

[13] „Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators“, Eric E. Klein, Joseph Hanley, John Bayouth, Fang-Fang Yin, William Simon, Sean Dresser, Christopher Serago, Francisco Aguirre, Lijun Ma, Bijan Arjomandy, Chihray Liu, 2009.

[14] „Elekta Medical Linear Accelerator: Instruction for use for Precise Treatment Table“, Elekta, 2015

[15] „Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179“, Jean-Pierre Bissonnette, Peter A. Balter and Lei Dong, Katja M. Langen, D. Michael Lovelock, Moyed Miften, Douglas J. Moseley, Jean Pouliot, Jan-Jakob Sonke, Sua Yoo, 2012.

[16] „Pravilnik o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini“, Agencija za zaštitu od jonizujućeg zračenja i nuklearnu sigurnost Srbije, 2012.

[17] „Quality assurance of gantry-mounted image-guided radiotherapy systems: Recommendations No. 16“, Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, 2010.

[18] „Implementation of daily QA programme for IGRT linear accelerators-first experiences“, Milana Marjanović, Laza Rutonjski, Borislava Petrović, Ozren Čudić, 2017.

[19] „Customer Acceptance Tests: XVI R5.0“, Elekta, 2013.

[20] „TG-119 IMRT Commissioning Test: Instructions for Planning, Measurement, and Analysis“, AAPM, 2009.

[21] „AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Peter R. Almon, Peter J. Biggs, B. M. Coursey, W. F. Hanson, M. Saiful Huq, D. W. O. Rogers, 1999.

BIOGRAFIJA



Milana Marjanović je rođena 05.12.1992. godine u Somboru. Osnovnu školu „Bratstvo-jedinstvo“ je završila 2007. godine u Bezdanu sa Vukovom diplomom. Iste godine upisuje Srednju medicinsku školu „Dr Ružica Rip“ u Somboru, smer farmaceutski tehničar i završava je 2011. godine. Iste godine upisuje Prirodno matematički fakultet u Novom Sadu, smer diplomirani fizičar-medicinski fizičar. Završava ga 2015. godine, nakon koga upisuje mater studije na istom fakultetu, smer master fizičar-medicinski fizičar.

Od februara 2016. godine zaposlena je na Institutu za onkologiju Vojvodine Sremskoj Kamenici. Oblast kojom se bavi je kompjutersko planiranje radioterapijskog tretmana i njegov kvalitet isporuke.

Posećuje ESTRO kurs „Physics for modern radiotherapy“, koji je održavan u Bukureštu u junu 2017. godine.

Na 8. AAMPM koji je održavan u Novom Sadu 2017. godine prezentuje poster rad pod nazivom „Implementation of daily QA programme for IGRT linear accelerators- first experiences“.

Na festivalu nauke „FIZIBIZI“, u Somboru 2016. godine prezentuje rad pod nazivom „Nije svako zračenje loše“.

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: Milana Marjanović

AU

Mentor: Doc.dr Borislava Petrović

MN

Naslov rada: Implementacija sistema kontrole kvaliteta kod linearnih akceleratora naprednih tehničkih mogućnosti

NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja: Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje: Vojvodina

UGP

Godina: 2017

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa: Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

MA

Fizički opis rada: 7 poglavlja/103 strana/55 slika/16 tabela/6 grafika

FO

Naučna oblast: Radioterapija

NO

Naučna disciplina: Medicinska fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: Radioterapija, osiguranje kvaliteta, kontrola kvaliteta, linearni akcelerator, napredne tehnike u radioterapiji

PO

UDK

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena:

nema

VN

Izvod:

IZ

Korišćenje naprednih radioterapijskih tehnika, kao što su IMRT i VMAT koje su ekstremno precizne, omogućavaju najprecizniju isporuku tretmana pacijentima. Kako bi se ti omogućilo, potrebno je da kontrola kvaliteta linearnih akceleratora bude implementirana na odgovarajući način.

Datum prihvatanja teme od NN 08.09.2017.

veća:

DP

Datum odbrane:

28.09.2017.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

prof. dr Olivera Klisurić

član:

doc. dr Borislava Petrović

član:

prof. dr Maja Stojanović

UNIVERSITY OF NOVI SADA
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: Milana Marjanović

AU

Mentor/comentor: Doc.dr. Borislava Petrović

MN

Title: Implementation of QA in linear accelerators of advanced capabilities

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Republic of Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2017

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

Physical description: 7 chapters/103 pages/55 pictures/16 tables/6 graphics

PD

Scientific field: Radiotherapy

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/ Key words: Radiotherapy, quality assurance, quality control, linear accelerators, advenced techniques in radiotherapy

SKW**UC**

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note: none

N

Abstract: The use of advanced radiation therapy techniques, such as IMRT and VMAT, which are extremely precise, enables most precise delivery of the treatment to the patients. To achieve that, QA of linear accelerators must be implemented on the right way.

AB

Accepted by the Scientific Board: 08.09.2017.

ASB

Defended on: 28.09.2017.

DE

Thesis defend board:

DB

President: prof. dr Olivera Klisurić

Member: doc. dr Borislava Petrović

Member: prof. dr Maja Stojanović