



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Kontrola kvaliteta - analiza parametara fotonskog snopa linearног akceleratora

Diplomski rad

Mentor : doc. dr Borislava Petrović

Student : Stevan Vrbaški

Novi Sad, avgust 2018.

Sadržaj

| | |
|--|-----------|
| 1 LINAC | 3 |
| 1.1 Ubrizgavajući sistem | 4 |
| 1.2 Talasovodi | 5 |
| 1.3 Pomoćni sistemi | 9 |
| 1.4 Sistem za transport elektronskog snopa | 9 |
| 1.5 Glava LINAC-a | 10 |
| 1.5.1 Tercijalni kolimator | 11 |
| 1.5.2 Homogenizacioni filteri | 12 |
| 1.5.3 Jonizacione komore | 12 |
| 1.5.4 Aplikatori | 12 |
| 2 Snop x-zraka | 13 |
| 2.1 Inverzni kvadratni zakon | 13 |
| 2.2 Snop u telu pacijenta | 14 |
| 2.3 KERMA i Apsorbovana doza | 15 |
| 2.4 Procentna dubinska doza (PDD) | 16 |
| 2.5 Profil snopa | 16 |
| 2.6 Ravnoća snopa | 17 |
| 2.7 Simetrija snopa | 17 |
| 3 Kontrola kvaliteta | 18 |
| 3.1 Dnevna kontrola | 18 |
| 3.2 Daily QA 3 uređaj | 19 |
| 4 Analiza parametara | 20 |
| 4.1 Provera <i>output-a</i> | 25 |
| 4.2 Simetrija snopa | 28 |
| 4.3 Ravnoća snopa | 29 |
| 4.4 Veličina polja | 30 |
| 5 Reference | 31 |

1 LINAC

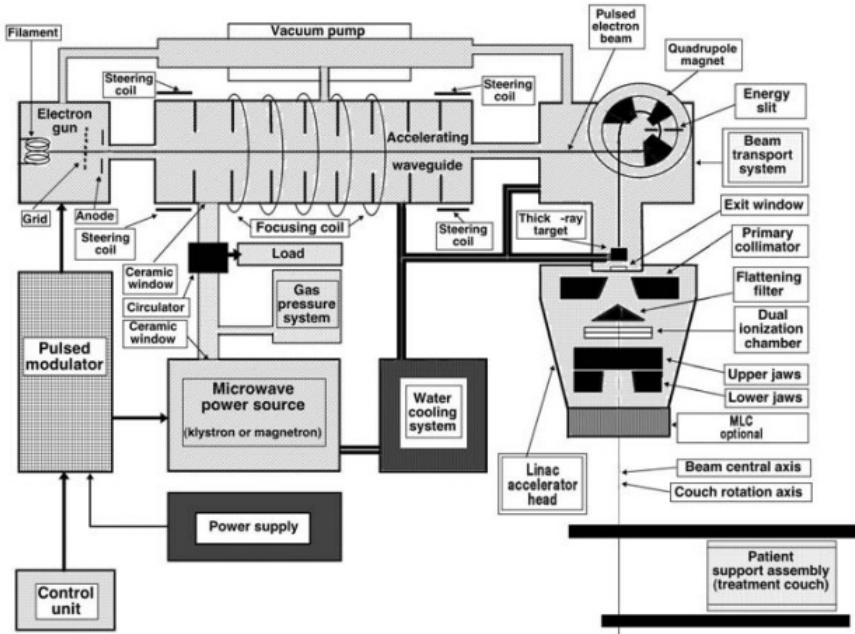
LINAC uređaji spadaju u grupu cikličnih akceleratora koji su u stanju da ubrzaju čestice na energije od 4 do 25 MeV koristeći mikrotalasna RF polja. Njihova frekvencija varira od 10^3 MHz (L zona) do 10^4 MHz (X zona), dok velika većina radi na 2856 MHz (S zona). Elektroni se ubrzavaju prateći pravolinjske trajektorije u specijalno evakuisanim strukturama koje nazivamo ubrzavajućim talasovodima. Taj put elektroni prolaze prelazeći kroz istu potencijalnu razliku relativno male veličine nekoliko puta. Zbog ove njihove osobine ih i svrstavamo u ciklične akceleratore, iako čestice ne opisuju kružne putanje. Radio frekventna polja velike snage koja se koriste za ubzavanje u talasovodima dobijaju se procesom usporavanja elektrona u promenljivim potencijalima pomoću mašina koje se nazivaju megnetronima ili klistronima. Postoji veliki broj različitih vrsta linac-a koji se mogu koristiti u terapijske svrhe. Sa nekima od njih dobijaju se x-zraci u rasponu niskih megavoltažnih energija (4-6 MV), dok drugi imaju mogućnost proizvodnje x-zraka i elektrona u velikom rasponu energija. Tipičan savremeni aparat ima mogućnost dobijanja dve vrste fotonskog snopa (6 i 18 MV) i nekoliko elektronskih energija (6,9,12,16, 22 MV). Razlikujemo 5 generacija mašina koje su se razvile tokom pola veka duge medicinske prakse upotrebe LINAC-a:

1. Fotoni niske energije - 4-8 MV
2. Fotoni srednje energije 10 - 15 MV
3. Fotoni visoke energije 18-25 MV
4. Fotoni i elektroni visoke energije koji su kompjuterski kontrolisani
5. Fotoni i elektroni visoke energije koji su kompjuterski kontrolisani sa mogućnošću modulacije intenziteta

Osnovne komponente modernog LINAC-a su:

- ”Gantry”
- Postolje za gantry
- Modulatorski deo
- Pacijent sto
- Kontrolna konzola

Iako se dizajn veoma razlikuje od proizvođača do proizvođača, kao i od vrednosti energije izlaznog snopa, na slici se može videti shematski prikaz osnovnih komponenti koje su zajedničke za sve uređaje.

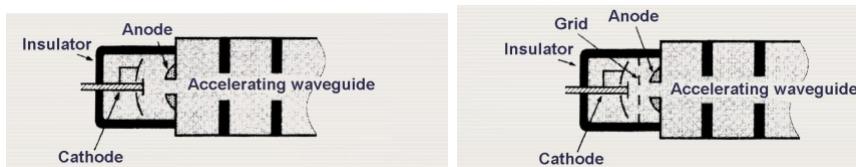


Slika 1 - šema LINAC-a

U nastavku će biti opisani neki od najvažnijih delova ovog uređaja.

1.1 Ubrizgavajući sistem

Ubrizgavajući sistem počinje sa izvorom elektrona. On ustvari predstavlja jednostavan elektrostaticki akcelerator koji nazivamo elektronskim topom. Razlikujemo dva tipa koji su u upotrebi danas: dinodni i trinodni top. Zajednička komponenta za oba ova izvora je zagrevajuća katoda. Njenim zagrevanjem elektroni dobijaju dovoljnu energiju da napuste materijal i dalje se ubrzavaju u elektrostatickom potencijalu do šupljikave anode koja je uzemljena. Ubrzani elektroni prolaze kroz anodu i nastavljaju svoj put dalje ka ubrzavajućem talasovodu. Za razliku od dinode, u tri-nodi se još nalazi i rešetka (eng. *grid*) između katode i anode. Tada se katoda drži na negativnom potencijalu (obično -20kV), dok je rešetka dovoljno negativna u poređenju sa katodom i sprečava dolazak struje do anode.



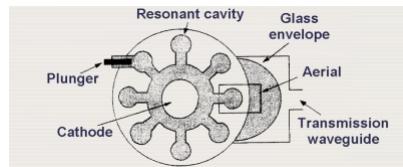
Slika 2 - Prikaz dinode i trinode

U prisustvu rešetke se ubrizgavanje elektrona prema talasovodu vrši pomoću naponskih pulseva koji se šalju na rešetku. Ovi pulsevi moraju biti sinhronizovani sa pulsevima koji se šalju na **mikrotalasni generator**. Iz tog razloga neophodno je postojanje još jedne komponente koju nazivamo **pulsni modulator**. Aparatura pulsног modulatora nalazi se u odvojenom modulatorskom odeljku koji može biti smešten u samoj terapeutskoj sobi, u nekoj specijalnoj mehaničkoj sobi koja

se nalazi pored terapeutske sobe ili kontrolnoj sobi LINAC uređaja. Izvor radiofrekventnih talasa je **magnetron** ili **klistron** (eng. *klystron*). Oba uređaja proizvode snažna RF polja koristeći se ubrzavanjem ili usporavanjem elektrona, međutim način njihovog rada je veoma različit. Za njihovo funkcionisanje potrebno je obezbediti puls visokog napona (100 kV) i struje (100 A) u trajanju od svega 1 ms. Regulacija visokog napona je veoma bitna, iz razloga što promene napona direktno utiču na izlazni RF signal, a preko njega uzrokuju se promene na izlazu LINAC-a. Skoro svaki LINAC uređaj danas koristi neku vrstu linijskog modulatora. Ova vrsta modulatora najviše se koristila za vreme Drugog svetskog rata za izradu radara. Nazvani su linijskim zato što širina pulsa direktno zavisi od stvarne dužine voda (eng. transmission line).¹

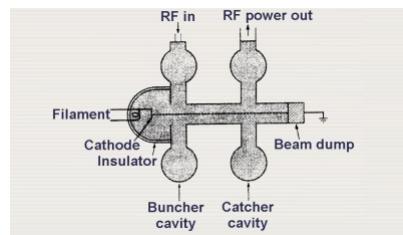
Magnetron i Klistron

Magnetron predstavlja izvor snažnog RF polja u pravom smislu te reči dok klistron predstavlja neku vrstu pojačavača RF polja male snage koje se generiše pomoću RF oscilatora, koji se često naziva RF drajver (eng. driver). Unutar magnetrona električno i magnetno polje su ukršteni, odnosno normalni jedno na drugo. Sastoji se iz kružne katode koja se nalazi unutar kružne anodne ploče. Unutar anodnog bloka nalaze se rezonantne šupljine koje rezonuju na mikrotalasnim frekvencijama koje su uzrokovane interakcijom elektrona sa E i H poljem.



Slika 3 - Prikaz magnetrona

Klistron je prvi put napravljen 1937. godine na Stanford-u. Prvobitna namena mu je bila uloga oscilatora u radarskim prijemnicima tokom Drugog svetskog rata. Nakon toga počela je proizvodnja klistrona velike snage za linearne akceleratore. Princip rada se bazira na interakciji fokusiranog elektronskog snopa sa mikrotalasnim šupljinama. Kinetička energija snopa pretvara se u mikrotalasnu energiju. Naime, niskoenergetski mikrotalasni signal primorava snop elektrona da formira diskretne paketiće elektrona nazvane na engleskom jeziku „bunches“ tj grupe. Tako modulisane grupe elektrona predaju svoju energiju indukovanim RF poljima na izlaznoj šupljini. Pojačan signal se izvlači iz ove šupljine pomoću vakumskog prozora.



Slika 4 - Prikaz klistrona

1.2 Talasovodi

Talasovodi predstavljaju evakuisane ili gasom ispunjene metalne cevi pravougaonog ili kružnog poprečnog preseka i koriste se za provođenje mikrotalasa. Osnovna prednost im je mogućnost pre-

¹Vod je mreža sa distribuiranim parametrima, kod koje se amplituda i faze napona i struje menjaju duž voda.

nosa veoma velike snage uz minimalno slabljenje. Unutar LINAC-a postoje dve vrste talasovoda: oni koji se koriste za transmisiju RF talasa i talasovoda koji služi za ubrzavanje čestica (ubrzavajućeg talasovoda) koji se nalaze na pritisku od oko 10^{-6} torr-a². Proces prenosa energije sa RF polja na elektrone, veoma je sličan surfovovanju na moru ili okeanu. U ovakvoj slici, elektron bi imao ulogu surfera koji se zahvaljujući snazi talasa kreće ka obali. Isto kao što je za surfera bitno da bude na vrhu talasa da bi nastavio da se kreće unapred, i elektroni moraju da budu u određenoj sinhronizaciji sa RF da bi zadobili energiju.

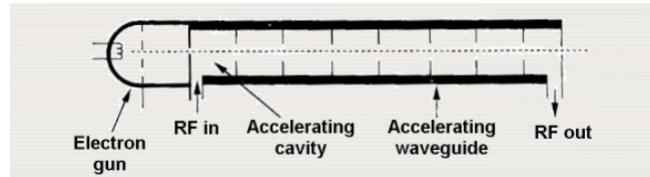
Najosnovniji tip ubrzavajućeg talasovoda je talasovod sa diskovima. On se konstruiše dodavanjem serija diskova na uniformni talasovod. Na diskovima se nalaze kružni otvori i oni se nalaze na ekvidistantnim udaljenostima tako da formiraju niz šupljina. Neophodno je da cev bude evakuisana da bi se izbegli neželjeni sudari, odnosno postigla slobodna propagacija elektrona. Uloga diskova je dvojaka :

- Spajanje i raspodela snage između susednih šupljina
- Obezbeđivanje odgovarajućeg električnog polja pogodnog za ubrzavanje elektrona

Osnovni razlog postojanja šupljina je rešavanje problema defazovanja čestica sa mikrotalasima. Naime u slučaju korišćenja uniformnog talasovoda fazna brzina mikrotalasa može biti veća od brzine svetlosti. Kako čestica može da se kreće samo brzinom koja je manja od brzine svetlosti jasno je da bi se ubrzo izgubila željena sinhronizacija. Fazna brzina se definiše kao brzina kojom tačka sa konstantnom fazom putuje duž voda.

Razvijene su dve vrste talasovoda za ubrzavanje elektrona i to tako da se unutar njih formira:

1. Putujući mikrotalas

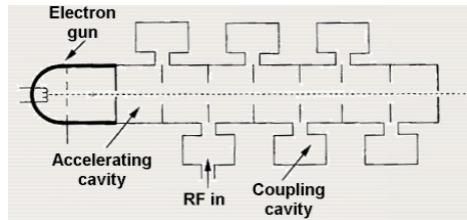


Slika 5 - Putujući talasovod

U prvom slučaju mikrotalasi ulaze u talasovod sa one strane na kojoj se nalazi elektronski top i propagiraju ka drugom kraju da bi se tamo apsorbovali bez bilo kakve refleksije ili napustili talasovod i kasnije apsorbovali. Moguće je takođe sprovesti ovaj talas ponovo na ulaz talasovoda. Jednoj punoj talasnoj dužini odgovaraju 4 šupljine, a smer E polja u šupljinama se menja za svako $\lambda/2$. U ovakvoj postavci, svaka četvrta šupljina sadrži pogodno orijentisano električno polje za ubrzavanje elektrona.

2. Stojjeći mikrotalas

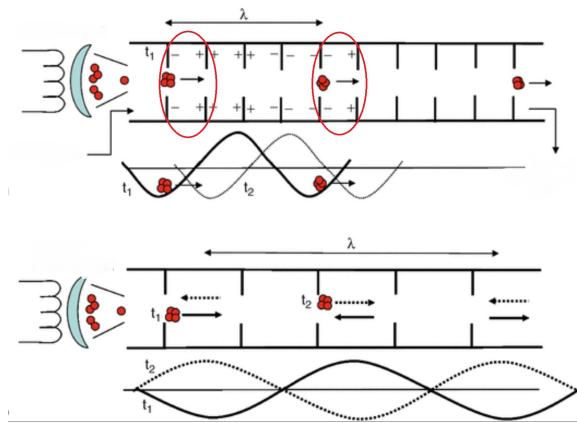
²1 torr = 133.32 Pa



Slika 6 - Stojeći talasovod

U drugom slučaju stojeći talas se formira zahvaljujući tome što su oba kraja talasovoda zatvorena provodnim diskovima koji reflektuju mikrotalase. Na ovaj način u svakom trenutku je ubrzavajuća svaka druga šupljina dok se u ostalim ne obrazuje električno polje pa zbog toga čestica ne dobija nikakvu energiju. Stoga, ove šupljine imaju ulogu samo u grupisanju i mogu se pomeriti u stranu da bi se smanjila efektivna dužina talasovoda.

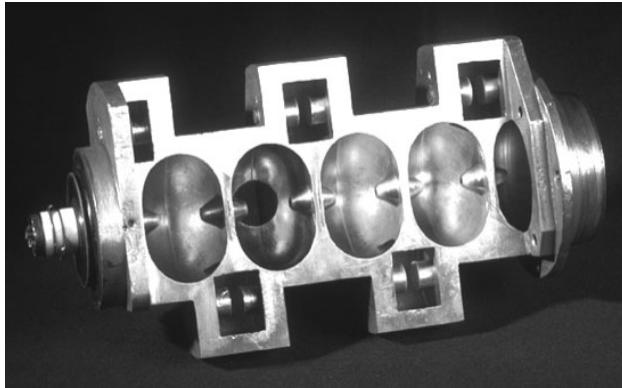
Da bi se napravila jasnija razlika između ova dva korisno je pogledati zamrznutu sliku ova dva talasa u odgovarajućim talasovodima.



Slika 7 - Poređenje putujućeg i stojećeg talasovoda

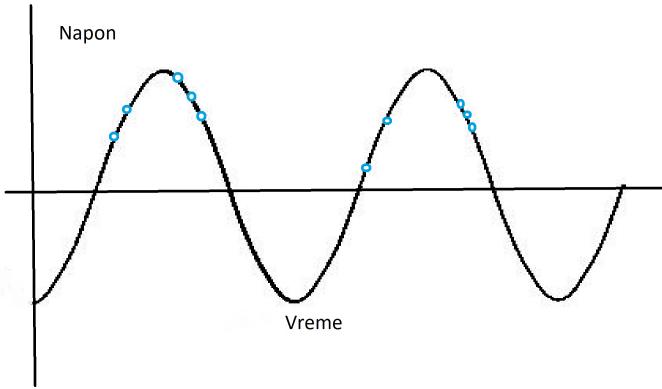
U slučaju kada je RF talas putujući, provodne šupljine su obeležene crvenom bojom. Ako se ipak radi o stojećem talasu, punom linijom je prikazan smer električnog polja polja u jednom trenutku. Za prvu polovinu $T/2$ perioda oscilacije talasa T , talas će biti prikazan punom linijom. Druga polovina perioda prikazana je isprekidanom linijom.

RF šupljine možemo zamisliti kao perle koje se nalaze na zategnutoj žici, gde sad perle igraju ulogu šupljine a žica predstavlja elektronski snop koji kroz njih prolazi u vakumu. Šupljine su napravljene tako da imaju specifičan oblik i veličinu podešenu da EM talas doživi efekat rezonancije i da se na pravi način superponira unutar njih.



Slika 8 - Realna slika unutrašnjosti talasovoda

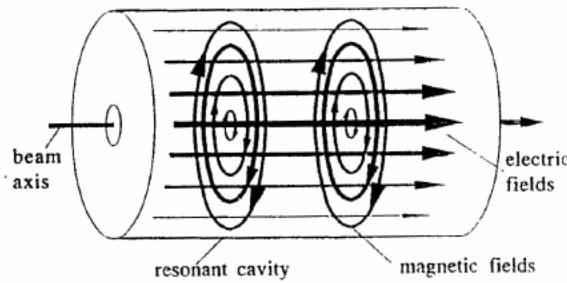
Naelektrisane čestice vide samo rezultujuću silu i pravac uspostavljenog ukupnog EM polja. Polje unutar šupljine osciluje određenom frekvencijom i iz tog razloga je tajming čestice veoma bitan. Čestica sa idealnim tajmingom, i tačno određenom energijom, će videti nulti napon ubrzavanja pri ulasku u šupljinu kada je na LINAC-u dostignuta maksimalna energija. Čestice sa nešto različitim energijama stižu kasnije ili ranije i zbog toga će biti ubrzane ili usporene ovim istim naponom. Na taj način one ostaju što bliže "idealnoj" čestici i tako se formiraju grupe elektrona.



Slika 9 - Snop elektrona

Plavim kružićima predstavljeni su elektroni. Što se oni nalaze bliže vrhu talasa, dobijaju veću energiju odnosno ubrzanje. Elektron koji se nalazi najviše na grafiku će eventualno sustići elektrone ispred njega i pridružiti im se. Kada posmatramo drugi pik na grafiku vidimo da se to i desilo. Ipak, on ih nikad neće preći zato što se sada nalazi niže na grafiku, i oni svi dobijaju istu energiju. Formirala se jedna grupa. Elektron sa većom energijom sa zadnje strane nalaza se u nekom sledećem trenutku nalazi na istoj poziciji. On dobija tek toliko ubrzanje da isprati brzinu talasa. Za njega kazemo da je poslednji elektron grupe. Poslednji elektron sa slike, onaj koji se nalazio ispod sa ovog sa zadnje strane talasa, ne dobija dovoljnu nalazi se na još nižoj poziciji. On će se na kraju naći u grupi sa elektronima koji su jedan talas iza njega.

Talas koji se pruža kroz neku sredinu može da ima određenu konfiguraciju EM polja. Ta konfiguracija naziva se modom prostiranja. Skoro sve RF šupljine podržavaju TM010 mod, što znači da u pravcu prostiranja talasa nema magnetnog polja. Šematski izgled polja prikazan je na slici.



Slika 10 - Izgled polja unutar šupljine

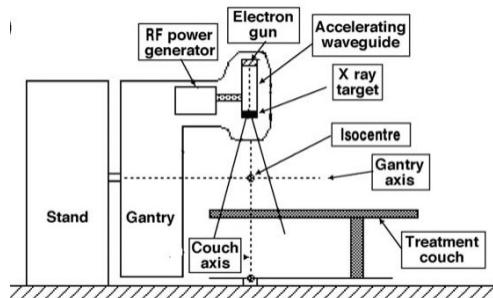
1.3 Pomoćni sistemi

Sastoje se iz 4 odvojena sistema koji nisu direktno uključeni u proces ubrzavanja elektrona:

- Vakumska pumpa se koristi za postizanje visokog vakuma u sistemu za ubrzavanje
- Vodeno hlađenje je neophodno za hlađenje talasovoda kao i mete
- Vazušni sistem za pneumatsko pomeranje mete i ostalih komponenti odgovornih za oblikovanje snopa
- Zaštita od curenja neželjenog zračenja koje se javlja unutar mete, sistema za transport snopa, kao i RF generatora

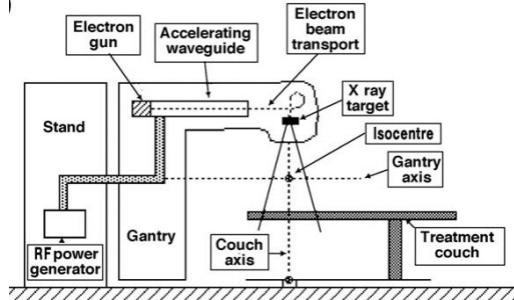
1.4 Sistem za transport elektronskog snopa

LINAC uređaji kojim se dobijaju male energije snopa konstruisani su tako da se meta nalazi u ravni cevi i nisu potrebne dodatne komponente za skretanje snopa. Po izlasku iz talasovoda elektroni udaraju u metu i proizvodi se x-zračenje u svim pravcima.



Slika 11 - Šema LINAC-a za snopove male energije

Ipak za uređaje koji daju energije veće od 6 MV neophodno je prisustvo magneta koji skreću snop elektrona u željenom pravcu. Kako je energija snopa direktno proporcionalna dužini ubrzavajućeg talasovoda, postavljanje mete u ravni sa cevi nije praktično izvodljivo. Zbog toga je cev za ubrzavanje najčešće postavljena paralelno sa osom rotacije gantrija, a snop se savija da bi pogodio metu ili jednostavno napustio aparat kroz izlazni prozor za elektronsku terapiju.



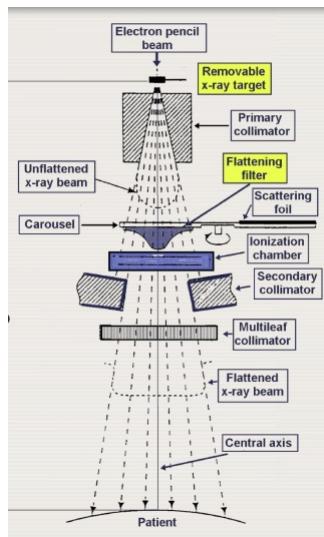
Slika 12 - Šema LINAC-a za snopove većih energija

Razlikujemo tri načina za skretanje snopa u zavisnosti od ugla:

1. 90
2. 270
3. 112.5

1.5 Glava LINAC-a

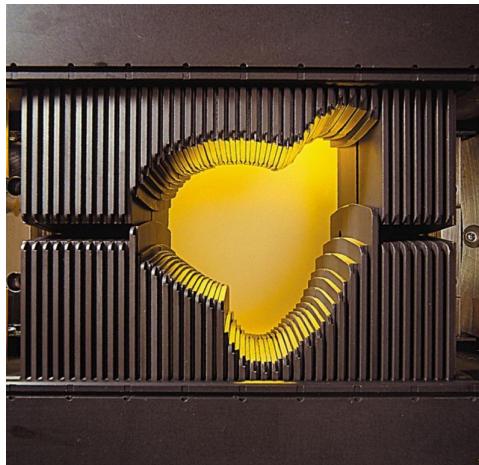
Kao što je već pomenuto LINAC se koristi kako za elektronsku tako i za fotonsku terapiju, pa će u zavisnosti od odabira terapije biti i različita postavka izlaznog sistema odnosno "glave" LINAC-a. Zbog toga se u glavi uređaja moderne generacije nalaze nekoliko pomicnih meta u kojima se proizvode x-zraci, homogenizacioni filteri i rasejavajuće folije, primarni i sekundarni kolimator, ionizacione komore, svetlo kojim se označava polje i drugo. Primarnim kolimatom definiše se najveća moguća kružna veličina polja. Debljina štita se bira tako da se atenuira više od 99.9 procenata ulaznog snopa x-zraka prosečanog intenziteta. Preporuka je da maksimalna vrednost curenja zračenja kroz kolimator bude maksimalno 0,2 procenata. Sekundarni kolimator je pomican i sastoji se od 4 bloka (dve čeljusti), čijim se pomeranjem formira kvadratni ili pravougaoni oblik snopa.



Slika 13 - Komponente glave

1.5.1 Tercijalni kolimator

Postoji i treći, tercijalni kolimator koji je savremeniji dodatak koji se koristi za dobijanje oblika snopa koji će odgovarati obliku tumora koji se ozračuje. Dobio je naziv MLC (eng. multi leaf collimator) zbog toga što se sastoji iz velikog broja lamela koji se nezavisno pomeraju jedan od drugog, a svaki od njih je kompjuterski kontrolisan pojedinačno. Na taj način smanjuje se doza isporučena okolnom zdravom tkivu. Takođe je nezamenjiv alat u konformalnoj radioterapiji gde se kontrolišu i menjaju intenziteti polja u realnom vremenu (eng. *intensity modulated fields*). Veći broj lamela unutar ovog kolimatore značio bi i veću preciznost poklapanja oblika sa površinom tumora. Ipak, ovi lamele su ipak veoma teški (napravljeni od olova ili nekog drugog materijala velikog atomskog broja) a uz to i motori koji ih pokreću imaju određenu težinu. Prevelika težina glave akceleratora bi kao konačni efekat dala smanjenu preciznost u isporuci doze. Najefikasnije rešenje predstavlja pronalazak balansa između broja listova i tehničkih rešenja njihove ugradnje.



Slika 14 - Varijanov model tercijalnog kolimatora

”Wedge”filteri

Uloga *Wedge* filtera je da dehomogenizuju, odnosno izmene intenzitet snopa, a samim tim i dozu u određenim delovima snopa. Prilikom planiranja terapije snopovi snižu do tumora pod različitim uglovima. Onaj deo snopa koji pre stigne do tela pacijenta isporučiće veću dozu na različitoj dubini nego neki drugi deo snopa. Na taj način dolazi do pomeranja doze u određenu zapreminu i formiraju se takozvane vruće tačke. Takođe, do ovakvih efekata može doći usled preterane gojaznosti ili fizičkih anomalija na telu pacijenta koje se primarno nalaze u snopu. *Wedge* filteri se mogu podeliti u dve grupe:

1. Mehanički
2. Dinamički

Mehanički filteri bi predstavljali obične olovne klinove koji bi se ubacivali u snop. Ubacivanjem klina uzrokuje se progresivno opadanje doze u ravni normalnoj na osu snopa. Na mestu gde je klin deblji dolazi do veće atenuacije, odnosno isporučuje se manja doza. Rezultat toga je promena

nagiba krivih izodoze³ u odnosu na normalni položaj. Stepen nagiba zavisi od oštine klina koji se unosi u polje.

Ipak, razvojem tercijalnih kolimatora izmene doze u delovima snopa se vrše dinamičkim putem. Na mestu gde je potrebno smanjini intenzitet snopa ubacuju se blokovi kolimatora. Korekcijom brzine njihovog ulaska u polje kontroliše se i stepen atenuacije. Deo snopa na kome je blok kolimatora proveo najviše vremena biće najviše atenuiran, dok će onaj deo gde se on zadržao kratko vreme biti slabo atenuiran. Tako se jednostavno i precizno, kontrolom brzine, menja raspored intenziteta snopa u njegovim delovima.

1.5.2 Homogenizacioni filteri

Klinicki snop x-zraka proizvodi se odabirom odgovarajućih meta kao i homogenizacionih filtera. Intenzitet snopa novonastalih x-zraka nije isti u svim njegovim delovima. Raspodela je takva da najveći intenzitet pripada centralnom delu snopa, odnosno centralnoj osi dok idući ka ivicama snopa intenzitet opada. Kako ovakva raspodela nije povoljna za korišćenje snopa u terapijske svrhe, obavezna je upotreba homogenizacionih filtera. Profil filtra je centralnosimetričan, tako da najveću debljinu ima baš u centru gde je atenuacija najpotrebnija. Prolaskom snopa kroz ovaj filter treba da se dobije ravnomerna raspodela doze u svim njegovim delovima. Stepen ravnoće i simetrije snopa opisan je parametrima F i S o kojima će biti reči nešto kasnije.

1.5.3 Ionizacione komore

Pomoću transmisionih ionizacionih komora se vrši kontrola doze, kao i radikalna i transverzalna poravnatost snopa. Transmisiona komora se sastoji od dve potpuno odvojene i izolovane ionizacione komore sa potuno odvojenim sistemom napajanja i očitavanje doze. U slučaju da prva komora se pokvari, druga komora će prekinuti dalje zračenje već nakon nekoliko delova procenata veće primljene doze nego što je podešeno. Bitno je da komore imaju minimalan uticaj na kliničke snopove fotona i elektrona, kao i da njihov odgovor ne zavisi od temperature i spoljašnjeg pritiska.

1.5.4 Aplikatori

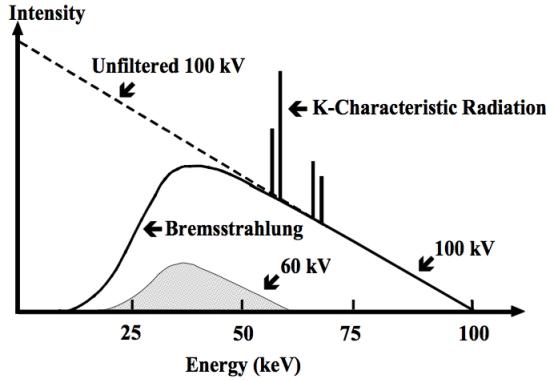
Kada se za terapiju odabere elektronski snop potrebno je dodati još jednu komponenu - aplikator. Put koji treba da pređe elektronski snop kada napusti glavu LINAC-a je dovoljno dugačak da dođe do rasejanja elektrona u vazduhu, što nikako nije prihvatljivo za terapijsku upotrebu. Zbog toga koristimo aplikatore, koji dalje kolimišu snop i dovode ga u neposrednu blizinu pacijenta(oko 5 cm). Postoji više različitih aplikatora pomoću kojih mogu da se biraju polja od 5x5 cm do 25x25 cm.

Klinički elektronski snop se može dobiti na dva različita načina: rasejanjem uskog snopa pomoću rasejavajućih folija ili uz pomoć magneta dejstvom magnetnog polja da bi se željeno polje ozračilo. Tanak elektronski snop narušava evakuisani transportni prostor kroz prozor koji je napravljen od nekog lakog elementa (npr *Be*) koji zbog svog malog atomskog broja nema uticaj na proizvodnju zakočnog zračenja ili rasejanje elektrona.

³Krine izodoze su krive koje povezuju tačke sa istim vrednostima PDD. O značenju PDD biće reči kasnije u tekstu.

2 Snop x-zraka

Najveći deo energije elektrona se u sudaru sa metom transformiše u toplotnu energiju, a samo jedan mali deo se oslobađa u obliku x-zračenja. Fotone, odnosno zračenje koje se emituje na ovaj način možemo podeliti u dve grupe: karakteristično i zakočno zračenje.



Slika 15 - Raspodela energije fotonskog snopa

Karakteristično zračenje je rezultat Kulonove interakcije upadnog zračenja sa orbitalnim elektronima elemenata od kojih je meta napravljena. Orbitalni elektron biva izbačen iz svoje ljske, a njegovo mesto popunjavaju elektroni sa viših orbitala. Ova razlika u energijama se oslobađa u vidu x-zraka ili se može preneti na neki drugi elektron iz ljske koji napušta atom kao Augerov elektron. Energije koje nastaju na ovaj način su diskretne, i zavise od vrsta mete.

Zakočno zračenje potiče takođe od Kulonove interakcije, ali ovog puta sa nukleusom atoma mete. Upadni elektron biva usporen, a na račun toga se emituje zračenje.

U zavisnosti od dometa elektrona R određene kinetičke energije u meti, delimo ih na tanke i debele. Tanke mete imaju debljinu mnogo manju od R , dok debele mete imaju debljinu reda veličine R . X- zraci koji se dobijaju bombardovanjem elektronima energije 10-100 keV nazivaju se superficialnim x-zracima, zatim oni koji nastaju od elektrona energija 100-500 keV nazivaju se ortovoltžnim x-zracima, dok pri energijama većim od 1 MV nastaju megavoltažni x-zraci. Takođe, u zavisnosti od energije elektrona x-zraci će nastajati pod različitim uglovima. Najveći broj fotona u megavoltažnom opsegu, koji se dobija u LINAC-u, emitovani su u pravcu upadnog elektronskog snopa. Proporcionalni odnos zakočnog i karakterističnog zračenja zavisi od energije upadnih elektrona. Tako na primer pri energijama elektronskog snopa od 100 keV, snop x-zraka se sastoji od 20 procenata karakterističnih fotona i 80 posto zakočnih, a pri energijama elektrona u megavoltažnom opsegu doprinos karakterističnih fotona postaje zanemarljiv.

2.1 Inverzni kvadratni zakon

Prepostavimo da imamo tačkast izvor zračenja, a da on proizvodi divergentne zrake tako da na kraju dobijemo kvadratno polje stranice a , na udaljenosti f_a od izvora. Zatim, na nekoj većoj udaljenosti f_b nastaje polje stranice b . Geometrijska veza između ova dva polja je:

$$\tan \beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad (1)$$

$$\frac{a}{b} = \frac{f_a}{f_b} \quad (2)$$

gde je beta ugao između centralne ose snopa i ivice. Kako je broj protona u oba ova preseka konstantan, jasno je da fotonski fluks neće biti isti za površine a^2 i b^2 . Posmatrani izvor S emituje fotone i formira fluks fotona Φ_a na rastojanju f_a i fluks Φ_b na rastojanju f_b . Pošto je ukupan broj fotona N_{tot} koji prolaze kroz površinu a^2 i b^2 jednak, onda važi:

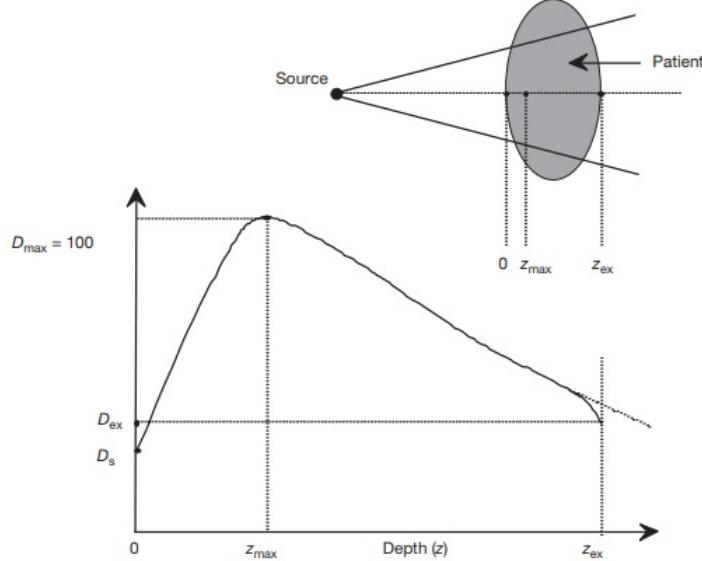
$$N_{tot} = \Phi_a a^2 = \Phi_b b^2 \quad (3)$$

$$\frac{\Phi_a}{\Phi_b} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (4)$$

Dakle, fluks fotona je inverzno proporcionalan kvadratu rastojanja od izvora. Za $f_b = 2f_a$, fluks fotona kroz površinu B je tačno 4 puta manji od fluksa kroz površinu A.

2.2 Snop u telu pacijenta

Pored toga što se snop širi prema inverznom kvadratnom zakonu, u slučaju kada on prolazi kroz telo pacijenta mora se voditi računa o atenuaciji kao i rasejanju unutar tela. Zbog ovoga je proces isporučivanja doze pacijentu veoma složen proces. Pre nego što se počne sa zračenjem pacijenta, koriste se fantomi odgovorajućih (ekvivalentnih) tkiva pomoću kojih se proverava ispravnost željene postavke kao što je dubina zračenja, veličina polja i rastojanje između izvora i površine pacijenta (eng. SSD source to surface distance). Tipična distribucija doze za megavoltažne fotonske snopove prikazana je na slici:



Slika 16 - Raspodela doze u odnosu na dubinu prodiranja

Snop ulazi u pacijenta na površini gde se isporučuje neka doza D_s . Zatim, doza naglo raste do neke vrednosti z_{max} posle koje opet počinje da opada skoro eksponencijalno do doze D_{ex} kada napušta pacijenta. Doza na površini je mnogo niža od maksimalne doze, i zavisi od energije snopa, kao i od veličine polja. Sa porastom energije snopa doza na površini se smanjuje, pa tako za snopove

od 6 MV iznosi 15 procenata od maksimalne doze, a za energije od 18 MV svega 10 procenata pri konstantnoj površini snopa od $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Na ovaj način se mogu tretirati poremečaji u dubini tela, a da se koža poštedi neželjenih efekata. Zbog toga je mogućnost proizvodnje snopova visokih energija velika prednost LINAC-a. Ako posmatramo prostiranje snopa u pravcu z-ose, onaj deo krive od $z = 0$ do z_{max} predstavlja zonu akumuliranja doze. Povećanje doze potiče od sekundarnog zračenja koje potiče od interakcije fotona sa telom pacijenta. Elektroni i pozitroni koji tom prilikom nastaju imaju širok raspon energija koju ostavljaju u telu pacijenta. Nakon z_{max} doza opada zbog izražene atenuacije, da bi na kraju napustila telo pacijenta. Kako energija fotona eksponencijalno opada prolaskom kroz telo pacijenta, na isti način se smanjuje i verovatnoća za stvaranje novih elektrona. Pri napuštanju tela vidi se kratak pad doze, koji je predstavljen zakrivljenjem krive. Kako pri samoj ivici tela pacijenta ne postoji tkivo koje bi rasejalo fotone, doza se naglo smanjuje.

U tabeli su date tipične dubine maksimalne doze za različite energije fotonskog snopa:

| | Superficial | Orthovoltage | Co-60 | 4 MV | 6 MV | 10 MV | 18 MV | 25 MV |
|-------------------|-------------|--------------|-------|------|------|-------|-------|-------|
| z_{max} (cm) | 0 | 0 | 0.5 | 1 | 1.5 | 2.5 | 3.5 | 5 |

Slika 17 - Dubina koja odgovara maksimalnoj isporučenoj dozi za različite energije

Iako dubina na kojoj se isporučuje maksimalna doza zavisi i od veličine polja, ovi efekti su zanemarljivi. Za polja veća od $5 \times 5 \text{ cm}$ vrednost z_{max} opada zbog rasejanja u poravnavaajućem filteru i kolimatoru. Opadanje dubine maksimalne doze za polja manja od ovoga povezano je sa rasejanjima u fantomu.

2.3 KERMA i Apsorbovana doza

Kerma je skraćenica iz engleskog "Kinetic Energy Released per unit Mass" i predstavlja onu energiju koju fotoni kao neutralne čestice predaju sekundarnim nanelektrisanim česticama u nekoj jedinici mase.

$$K = \frac{dF_{tr}}{dm} \quad (5)$$

Kada se govori o materijalima malog atomskog broja, kao što su vazduh, voda ili tkivo, svoju kinetičku energiju elektroni najčešće delom gube putem neelastičnim sudarima sa elektronima iz spoljašnje ljske atoma materijala. Tom prilikom dolazi do jonizacije i eksitacije. Samo mali deo energije se gubi zakočnim zračenjem. Iz ovoga sledi da se ukupna kerma može predstaviti kao zbir kolizione i radijativne kerme.

$$K = K_{rad} + K_{col} \quad (6)$$

Apsorbovana doza predstavlja meru transfera energije direktno jonizujućeg zračenja tkivu. Dakle, ova veličina govori o energiji koju sekundarne nanelektrisane čestice predaju medijumu, dok kerma predstavlja transfer energije fotonskog snopa na pomenute sekundarne čestice. Iz ovoga se vidi da su ove dve veličine usko povezane. Kada fotonski snop stigne na površinu kože, kerma ima maksimalnu vrednost da bi daljim prolaskom snopa kroz telo ova veličina samo opadala. Doza sa druge strane, kako je to već pokazano ranije, beleži porast putem akumuliranja doze da bi posle neke maksimalne vrednosti počela da prati trend opadanja kerme. Pre nego što se ove dve krive sretnu, proces akumulacije doze još nije gotov, pa je odnos apsorbovane doze i kerme manji od 1.

$$\beta = \frac{D}{K} < 1 \quad (7)$$

Kada vrednost debljine materijala dostigne vrednost z_{max} , odnosno vrednost srazmernu sa dometom elektrona, uspostavlja se elektronska ravnotža. To znači da je broj nanelektrisanih čestica koji uđu u određenu zapreminu jednak broju nanelektrisanih čestica koji tu zapreminu napuste. U ovom trenutku apsorbovana doza je jednaka kolizionoj kermi, odnosno koeficijent β ima vrednost 1. Nakon ovoga i doza i koliziona kerma opadaju zbog atenuacije fotonskog snopa u materijalu.

2.4 Procentna dubinska doza (PDD)

Jedan od najčešće korišćenih načina karakterizacije doze na centralnoj osi je postupak normalizacije doze na određenoj dubini u odnosu na dozu u centru snopa na referentnoj dubini. Dakle, PDD predstavlja koeficijent, izražen u procentima, apsorbovane doze na nekoj dubini d u odnosu na dozu centra snopa na d_0 .

$$P = 100 * \frac{D_d}{D_{d_0}} \quad (8)$$

Referenta dubina kod snopova manje energije je površina fantoma ili tela pacijenta, dok se u megavoltažnoj radioterapiji za referentnu dubinu uzima z_{max} , dubina na kojoj se isporučuje maksimalna doza. Kao što je već ranije pomenuto, doza u centru snopa osim energije zavisi i od polja, pa se prilikom određivanja PDD koriste male površine polja od oko $3 \times 3 \text{ cm}^2$. U kliničkim uslovima najviša vrednost doze na centralnoj osi naziva se maksimalnom dozom, ili predatom dozom, i obeležava se sa D_{max} .

$$D_{max} = 100 * \frac{D_d}{P} \quad (9)$$

2.5 Profil snopa

Ranije ilustrovana kriva zavisnosti doze od dubine tkiva predstavlja ustvari raspodelu doze na centralnoj osi snopa. Ona predstavlja "output" LINAC-a i daje samo deo potrebne informacije za pravilno određivanje doze u telu pacijenta. Podatci koji predstavljaju dozu izvan ose snopa (off-axis data) dobijaju se merenjem profila snopa normalnog na pomenutu osu na određenoj dubini. Najčešće dubine na kojima se merenja vrše su 10 cm i dubina z_{max} odnosno dubinama koje su određene specifikacijama samog uređaja. Za fotonske snopove visokih energija razlikujemo 3 regiona unutar jednog profila.

1. Centralna regija

Ovaj deo snopa se proteže od centralne ose pa do 1-1.5 cm od geometrijske ivice snopa. Ivičom se smatra granica u kojoj je razlika u dozi između dve tačke unutar profila iznosi 50 odsto.

Na dozu u ovom regionu najveći uticaj ima energija elektrona koji udaraju u metu, atomski broj materijala od kog je meta sačinjena, kao i atomski broj poravnavajućeg filtera i njegov oblik.

2. Penumbralni region

Unutar ovog dela snopa doza se brzo menja i zavisi od kolimatora kojima je određena veličina

snopa, veličine izvora (fokalne tačke). Rep regionala nalazi se ispod čeljusti kolimatora i posledica je tri različita efekta. Transmisiona penumbra je posledica male transmisije zračenja kroz čeljusti kolimatora. Geometrijska penumbra je rezultat konačne dimenzije izvora.

Značajnu ideo potiče i od rasejanja u samom pacijentu, a to je rasejavajuća penumbra.

3. Umbra region

To je region koji se nalazi izvan snopa daleko od ivice polja. Doze u ovom regionu su male i rezultat su resejanja u kolimatorima ili zaštite glave LINAC-a.

Dva osnovna parametra kojima se definiše uniformnost doze u snopu su ravnoća snopa i simetrija snopa.

2.6 Ravnoća snopa

Ravnoća snopa se određuje traženjem maksimalne i minimalne doze na određenoj dubini snopa unutar 80 odsto od ukupne širine snopa. Obeležavamo ga sa F i računamo preko formule:

$$F = 100 * \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (10)$$

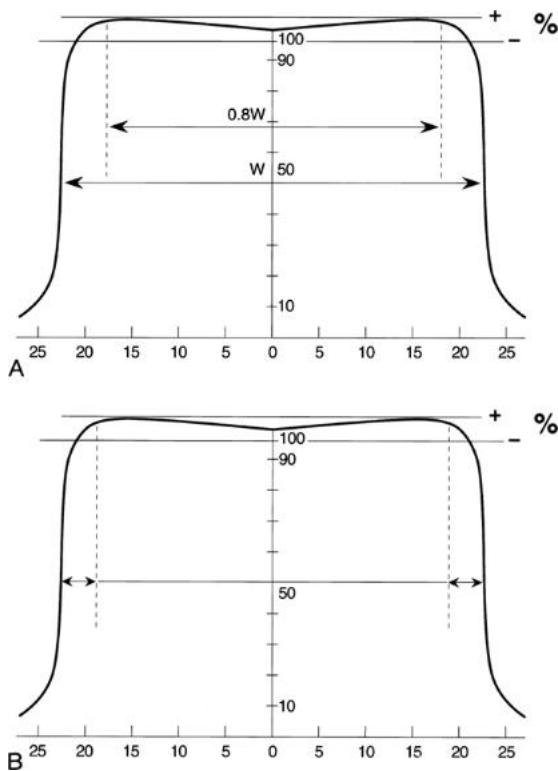
Faktor F bi za najveće dostupno polje, što je obično 40x40 cm, trebao da bude manji od 3 odsto kada se merenja vrše na dubini od 10 cm i pri SSD od 100 cm.

Ovako definisana ravnoća ne pravi razliku između varijacija u dozi koja potiče od poravnavajućeg filtra i onih od penumbra-e. Ravnoća se menja u zavisnosti od filtra, i ne bi trebala da je posledica penubralnog regionala koji potiče od transmisione i geometrijske penumbre, kao i fotonskog i elektronskog rasejanja. Da bi se isključio uticaj ovih efekata, referentne linije koje ograničavaju polje u kom se posmatra ravnoća bi trebale da se postave na određenu razdaljinu od ivice polja, a ne na određenom postotku od veličine polja. Tipična vrednost koeficijenta F za udaljenost od 2 cm od ivice polja bi se kretala između +3 i -5 odsto. Sve definicije koje definišu ravnoću i simetriju u odnosu na neke srednje vrednosti snopa uglavnom nisu dobre. Kalibracija snopa se vrši u odnosu na centralnu osu i ona bi trebala biti osnovna referenca za sve druge parametre.

2.7 Simetrija snopa

Najsenzitivniji test simetrije snopa se dobija na dubinama z_{max} . Prilikom ovakvih merenja očekuje se da se bilo koje dve tačke na jednakim udaljenostima od centralne ose ne razlikuju za više od 2 posto. Simetrija se definiše odabirom dve površine levo i desno od centra snopa (na čijoj je osi doza normalizovana na 100) koje se nalaze na 50 posto od doze na centralnoj osi na dubini od z_{max} .

$$S = 100 * \frac{P_{levo} - P_{desno}}{P_{levo} + P_{desno}} \quad (11)$$



Slika 18 - Simetrija snopa

3 Kontrola kvaliteta

Kontrola kvaliteta u radioterapiji obuhvata sve procedure potrebne da bi se postigla konzistentnost sa propisanim planom lečenja u pogledu doze koja treba da se isporuči ciljanom tkivu određene zapremine. Isto tako, sa druge strane potrebno je isporučiti minimalnu dozu okolnom tkivu, kao i zaposlenima. To je proces u kome se proverava kvalitet rada i poređi sa unapred propisanim standardima. Cilj sprovođenja ovakvih kontrola je detekcija neispravnog rada kao i ponovno prilagođavanje i ispravljanje. Radioterapija je oblast u kojoj je neophodno postizanje visoke preciznosti da bi se došlo do željenih rezultata. Sprovođenjem kontrola kvaliteta smanjuju se nesigurnosti i greške u dozimetriji, planiranjima tretmana, radu opreme i drugih stvari koje doprinose preciznosti isporučene doze. Pored toga što smanjuju verovatnoću da do neželjenog incidenta dođe, njihovim redovnim sprovođenjem se smanjuju posledice na pacijente. Osnovni princip koji se poštuje kada govorimo o količini doze je ALARA princip (eng. as low as reasonably achievable). Doza koja treba da se isporuči zdravom tkivu treba da je što manja, a da pri tom ciljano tkivo dobije dozu propisanu planom lečenja. Konačno, kontrola kvaliteta direktno utiče na sigurnost pacijenta.

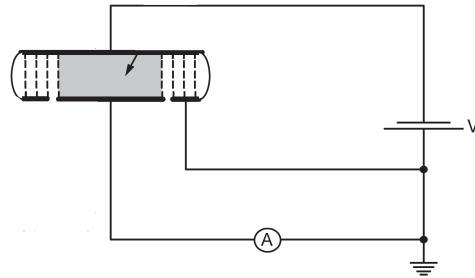
3.1 Dnevna kontrola

Dnevna provera ispravnosti rada linearног akceleratora je bitna karika u nizu testova kontrole. Svakog jutra, fizičar je zadužen da se uveri da se najvažniji parametri kao što su doza, simetrija snopa, ravnoća, ispravnost lasera i neki drugi propratni faktori na unapred zadatim vrednostima. Postoje razni uređaji koji se sastoje iz velikog broja detektora koji se unose u snop, a zatim se

beleže očitavanja. Dnevne provere na našem institutu se vrše pomoću uređaja Daily QA 3. Pre nego što se pusti snop željene energije potrebno je postaviti uređaj na postolje za pacijenta, ali tako da se centar uređaja poklapa sa izocentrom aparata. To se radi pomoću lasera koji se nalaze u sklopu LINAC-a. Odstupanja bi trebala da su manja od 1 mm. Pomeranjem pacijentne klupe podešava se razdaljina između detektoru i izvora na SSD=100 cm. Veličina polja koja se koristi je 20x20 cm, a provera polja ozračavanja vrši se svetlosnim snopom. Kada se završi nameštanje i centiranje uređaja, zatvaraju se vrata bunkera i puštaju se snopovi različitih energija. Uređaj prati odgovarajući softver na kom se čuvaju podaci neophodni za praćenje rada akceleratora. Fizičar je dužan da proveri da li se parametri nalaze unutar granica dozvoljenih odstupanja, a zatim se ulazi u rad sa pacijentima. Provere se beleže u dnevnik parametara. Viđenje ove knige je važno ne samo da bi se pratio rad aparata, već je to legalni dokument o stanju mašine u vreme kada su određeni pacijenti podvrnuti tretmanu. Osim dnevnih provera, vrše se i mesečna i godišnja, kada je kontrola pooštrena, odnosno kada su dozvoljena odstupanja u još užim granicama.

3.2 Daily QA 3 uređaj

Ovaj uređaj se sastoji iz 13 ionizacionih komora i 12 dioda kojima se meri **penumbralni** deo snopa. Na panel sa detektorima stavlja se materijal koji ima debljinu z_{max} i služi nagomilavanju doze. Ionizaciona komora predstavlja tip detektora koji se sastoji iz tri osnovna dela, a to su napajanje, osetljivi elektrometar kao i sama komora unutar koje dolazi do ionizacije, najčešće vazduha. Do ionizacije dolazi u aktivnoj zapremini komore koja je ograničena polarizacionom elektrodom koja je direktno povezana sa izvorom napajanja i mernom elektrodom na koju je priključen elektrometar i koja je dalje uzemljena. Da bi se izbeglo merenje cureće struje dodata je još jedna elektroda koja je direktno uzemljena. Grafički prikaz jedne ovakve komore prikazan je na slici.



Slika 19 - Šema ionizacione komore

Zapremina komore treba da bude između 0.1 i 1 cm^3 . Odabirom različitih zapremina pravi se kompromis između potrebne osetljivosti i mogućnosti da se izmeri doza u nekoj tački. Takođe je bitno da fluks zračenja koji pada na komoru bude uniforman po celoj njenoj zapremini. Navedeni zahtevi su u većini slučajeva zadovoljeni korišćenjem cilindrične komore prečnika manjeg od 7 mm, a dužine ne veće od 25 mm. Zidovi komore kao i ostali propratni delovi bi trebali biti napravljeni od istog materijala.. Ipak zbog tehničkih mogućnosti centralna elektroda je često izuzetak. Isto tako je veoma bitno da komora ima fizičkog dodira sa spoljašnošću radi izjednačavanja pritiska i temperature sa okolinom. Iz dosada navedenog da se naslutiti da je zbog nesavršenosti sa kojima je svaka komora izrađena, kao i nekih neizbežnih fizickih fenomena, potrebno uvesti razne korekcione faktore pri kalibraciji ovih detektora.U samom QA 3 uređaju nalaze se senzori za temperaturu i

pritisak radi vršenja automatske korekcije na *output* akceleratora. Izgled uređaja prikazan je na slici.



Slika 20 - Daily QA uređaj

Četiri zakrivljene ionizacione komore, obeležene svetlo plavom bojom u uglovima ploče, služe za detekciju energije fotona. Još 4 ionizacione komore koje se nalaze između njih, u pravcu x i y osa, služe za merenje parametara snopa kao što su simetrija i ravnoća. U samom centru nalazi se pločasta ionizaciona komora i ona meri dozu na centralnoj osi snopa. Dvanaest malih dioda, predstavljenih malim kružićima na x i y osi služe za kontrolu dimenzija polja zračenja. Poslednje 4 ionizacione komore služe za merenje parametara elektronskog snopa.

4 Analiza parametara

Tokom ispitivanja prikupljeni su podaci u proteklih 6 meseci na modelu Varian Clinac 2100c iz 2003 godine, za energije fotona od 6 MeV i 15 MeV. Veličina polja na kojoj su se vršila merenja iznosi 20x20 cm uz SSD od 100 cm. Izdvojeni parametri su konstantnost *output-a*, ravnoća, aksijalna i transferzalna simetrija, kao i veličina polja. Institut u Kamenici poseduje svoj protokol kojim su propisana dozvoljena odstupanja, a koji je napravljen po ugledu na internacionalne protokole. Prema protokolu TG-40 izdatom od strane AAPM konstantnost doze u centru snopa treba da je u granicama od 3 odsto, što je i kod novijeg protokola iz 2009, TG-142 ostalo nepromjenjeno. Ipak razlika između ova dva protokola postoji kada se govori o mesečnoj kontroli kvaliteta. Protokol TG-142 smanjuje odstupanja za ravnoću i simetriju na svega 1 odsto, za razliku od TG-40 gde su ta odstupanja 2, odnosno 3 odsto.

U tabeli 1 i 2 nalaze se sirovi rezultati merenja u toku perioda od 6 meseci.

Tabela 1: Rezultati merenja za fotonski snop energije 6 MV

| Br. mer. | Doza_{cs} | AxSim | TrSim | Ravnoća | X polje | Y polje |
|-----------------|--------------------------|--------------|--------------|----------------|----------------|----------------|
| 1 | 103.7 | -2.06 | 1.27 | 1.02 | 19.72 | 19.7 |
| 2 | 103.76 | -1.69 | 0.78 | 0.84 | 19.71 | 19.74 |
| 3 | 104.07 | -1.05 | 0.8 | 0.74 | 19.72 | 19.72 |
| 4 | 103.92 | -1.42 | 0.66 | 0.7 | 19.72 | 19.74 |
| 5 | 104.02 | 1.6 | 0.98 | 0.79 | 19.72 | 19.73 |
| 6 | 103.64 | -1.68 | 1.16 | 0.84 | 19.72 | 19.72 |
| 7 | 104.42 | -1.56 | 1.23 | 0.78 | 19.7 | 19.72 |
| 8 | 103.51 | -1.38 | 1.68 | 0.84 | 19.72 | 19.72 |
| 9 | 103.62 | -1.56 | 1.27 | 0.77 | 19.73 | 19.72 |
| 10 | 104.06 | -1.49 | 1.15 | 0.74 | 19.69 | 19.72 |
| 11 | 103.45 | -1.49 | 1.4 | 0.81 | 19.74 | 19.75 |
| 12 | 103.75 | -1.72 | 1.27 | 0.85 | 19.7 | 19.72 |
| 13 | 103.42 | -1.75 | 1.57 | 0.87 | 19.71 | 19.72 |
| 14 | 103.15 | -1.72 | 1.37 | 0.85 | 19.73 | 19.74 |
| 15 | 102.95 | -1.79 | 1.23 | 0.89 | 19.72 | 19.73 |
| 16 | 103.57 | -1.49 | 1.55 | 0.78 | 19.72 | 19.71 |
| 17 | 102.91 | -1.66 | 1.57 | 0.85 | 19.71 | 19.72 |
| 18 | 103.25 | -1.55 | 0.91 | 0.77 | 19.73 | 19.74 |
| 19 | 102.71 | -1.58 | 0.83 | 0.78 | 19.73 | 19.72 |
| 20 | 102.91 | -1.66 | 0.85 | 0.82 | 19.72 | 19.72 |
| 21 | 102.84 | -1.68 | 0.85 | 0.84 | 19.75 | 19.74 |
| 22 | 103.04 | -1.64 | 0.67 | 0.81 | 19.71 | 19.71 |
| 23 | 102.85 | -1.59 | 0.96 | 0.79 | 19.74 | 19.73 |
| 24 | 103.08 | -1.79 | 0.66 | 0.89 | 19.71 | 19.72 |
| 25 | 102.6 | -1.75 | 1.09 | 0.87 | 19.72 | 19.7 |
| 26 | 102.78 | -1.76 | 0.32 | 0.87 | 19.7 | 19.71 |
| 27 | 102.9 | -1.54 | 0.56 | 0.76 | 19.72 | 19.72 |
| 28 | 103.36 | -1.64 | 0.78 | 0.81 | 19.72 | 19.71 |
| 29 | 103.3 | -1.67 | 0.97 | 0.83 | 19.7 | 19.71 |
| 30 | 103.04 | -1.73 | 0.88 | 0.86 | 19.73 | 19.75 |
| 31 | 103.25 | -2.01 | 1 | 1 | 19.72 | 19.73 |
| 32 | 102.72 | -1.6 | 0.94 | 0.8 | 19.75 | 19.73 |
| 33 | 103.3 | -1.83 | 0.52 | 0.91 | 19.71 | 19.73 |
| 34 | 102.91 | -1.69 | 0.86 | 0.84 | 19.73 | 19.72 |
| 35 | 102.91 | -1.69 | 0.86 | 0.84 | 19.73 | 19.72 |
| 36 | 102.69 | -1.57 | 0.96 | 0.78 | 19.74 | 19.73 |
| 37 | 102.89 | -1.64 | 0.57 | 0.81 | 19.73 | 19.73 |
| 38 | 102.96 | -1.73 | 1.13 | 0.86 | 19.72 | 19.72 |
| 39 | 102.56 | -1.68 | 0.58 | 0.83 | 19.71 | 19.71 |
| 40 | 102.91 | -1.82 | 0.9 | 0.9 | 19.71 | 19.71 |
| 41 | 102.66 | -1.6 | 0.76 | 0.79 | 19.73 | 19.75 |

Nastavalja se na sl. strani

Tabela 1

| Br. mer. | Doza _{cs} | AxSim | TrSim | Ravnoća | X polje | Y polje |
|----------|--------------------|-------|-------|---------|---------|---------|
| 42 | 102.66 | -1.75 | 1.01 | 0.87 | 19.72 | 19.73 |
| 43 | 102.63 | -1.93 | 0.58 | 0.95 | 19.7 | 19.71 |
| 44 | 103 | -1.65 | 0.6 | 0.82 | 19.71 | 19.69 |
| 45 | 102.71 | -1.94 | 0.79 | 0.96 | 19.72 | 19.71 |
| 46 | 102.48 | -1.71 | 0.79 | 0.85 | 19.73 | 19.73 |
| 47 | 102.57 | -1.41 | 0.99 | 0.7 | 19.75 | 19.73 |
| 48 | 102.82 | -1.98 | 1.03 | 0.98 | 19.71 | 19.67 |
| 49 | 102.57 | -1.5 | 1.01 | 0.75 | 19.71 | 19.72 |
| 50 | 102.46 | -1.41 | 1.06 | 0.73 | 19.74 | 19.75 |
| 51 | 102.39 | -1.43 | 0.6 | 0.71 | 19.72 | 19.73 |
| 52 | 102.73 | -1.53 | 1 | 0.76 | 19.73 | 19.73 |
| 53 | 102.35 | -1.12 | 0.86 | 0.56 | 19.74 | 19.75 |
| 54 | 101.91 | -1.48 | 0.84 | 0.74 | 19.74 | 19.69 |
| 55 | 102.04 | -1.49 | 0.79 | 0.74 | 19.73 | 19.75 |
| 56 | 102.75 | -1.68 | 0.77 | 0.83 | 19.71 | 19.72 |
| 57 | 102.21 | -1.38 | 0.88 | 0.69 | 19.73 | 19.74 |
| 58 | 102.4 | -1.55 | 0.78 | 0.77 | 19.71 | 19.73 |
| 59 | 102.1 | -1.24 | 0.91 | 0.61 | 19.72 | 19.74 |
| 60 | 101.99 | -1.26 | 1 | 0.63 | 19.74 | 19.74 |
| 61 | 102.26 | -1.48 | 1.02 | 0.74 | 19.71 | 19.72 |
| 62 | 103.02 | -2.03 | 0.67 | 1 | 19.72 | 19.75 |
| 63 | 101.97 | -1.32 | 0.4 | 0.66 | 19.71 | 19.73 |
| 64 | 103.01 | -1.51 | 0.8 | 0.75 | 19.73 | 19.74 |
| 65 | 102.38 | -1.14 | 0.96 | 0.6 | 19.73 | 19.73 |
| 66 | 102.32 | -1.13 | 0.98 | 0.56 | 19.74 | 19.7 |
| 67 | 102.81 | -1.11 | 0.86 | 0.56 | 19.69 | 19.69 |
| 68 | 102.93 | -1.11 | 0.67 | 0.55 | 19.73 | 19.7 |
| 69 | 103.01 | -1.22 | 0.98 | 0.61 | 19.74 | 19.72 |
| 70 | 103.34 | -1.2 | 0.85 | 0.6 | 19.73 | 19.73 |
| 71 | 102.97 | -1.07 | 1.1 | 0.66 | 19.73 | 19.71 |
| 72 | 103.01 | -0.94 | 0.56 | 0.48 | 19.74 | 19.74 |
| 73 | 103.16 | -1.06 | 0.9 | 0.53 | 19.71 | 19.74 |
| 74 | 103.28 | -1.03 | 1.02 | 0.59 | 19.71 | 19.69 |
| 75 | 102.97 | -1.04 | 0.82 | 0.53 | 19.73 | 19.74 |
| 76 | 102.24 | -0.55 | 0.99 | 0.6 | 19.75 | 19.7 |
| 77 | 101.12 | -0.42 | 1.41 | 0.71 | 19.93 | 19.72 |
| 78 | 101.37 | -0.33 | 1.48 | 0.75 | 19.89 | 19.73 |
| 79 | 101.79 | -0.85 | 1.41 | 0.71 | 19.93 | 19.77 |
| 80 | 101.56 | -0.66 | 1.49 | 0.75 | 19.94 | 19.75 |
| 81 | 101.33 | -0.61 | 1.37 | 0.69 | 19.93 | 19.76 |
| 82 | 101.66 | -0.32 | 1.5 | 0.75 | 19.94 | 19.75 |
| 83 | 101.67 | -0.29 | 1.61 | 0.81 | 19.95 | 19.74 |
| 84 | 101.4 | -0.42 | 1.5 | 0.76 | 19.9 | 19.74 |

Nastavalja se na sl. strani

Tabela 1

| Br. mer. | Doza _{cs} | AxSim | TrSim | Ravnoća | X polje | Y polje |
|----------|--------------------|-------|-------|---------|---------|---------|
| 85 | 101.38 | -0.41 | 1.44 | 0.72 | 19.95 | 19.77 |
| 86 | 101.05 | -0.29 | 1.58 | 0.8 | 19.93 | 19.76 |
| 87 | 101.24 | -0.58 | 1.61 | 0.81 | 19.96 | 19.76 |
| 88 | 101.1 | -0.63 | 1.66 | 0.84 | 19.93 | 19.75 |
| 89 | 100.59 | -0.76 | 1.35 | 0.68 | 19.92 | 19.76 |
| 90 | 101.48 | -0.79 | 1.58 | 0.8 | 19.87 | 19.76 |
| 91 | 101.5 | -0.27 | 1.29 | 0.65 | 19.91 | 19.73 |
| 92 | 101.79 | -0.46 | 1.37 | 0.69 | 19.93 | 19.74 |
| 93 | 102.39 | -0.49 | 1.37 | 0.69 | 19.92 | 19.73 |
| 94 | 101.6 | -0.3 | 1.45 | 0.73 | 19.88 | 19.74 |
| 95 | 101.07 | -0.34 | 1.59 | 0.8 | 19.89 | 19.76 |
| 96 | 101.44 | -0.77 | 1 | 0.51 | 19.92 | 19.78 |
| 97 | 101.66 | -0.48 | 1.29 | 0.65 | 19.94 | 19.71 |
| 98 | 101.42 | -0.46 | 1.31 | 0.66 | 19.9 | 19.76 |
| 99 | 101.38 | -0.44 | 1.56 | 0.79 | 19.91 | 19.76 |
| 100 | 101.63 | -0.92 | 1.45 | 0.73 | 19.92 | 19.73 |

Tabela 2: Rezultati merenja za fotonski snop energije 15 MV

| Br. mer. | Doza _{cs} | AxSim | TrSim | Ravnoća | X polje | Y polje |
|----------|--------------------|-------|-------|---------|---------|---------|
| 1 | 92.7 | 0.18 | 0.1 | 0.15 | 19.82 | 19.77 |
| 2 | 93.37 | 0.53 | -0.55 | 0.28 | 19.76 | 19.8 |
| 3 | 93.29 | 0.53 | -0.54 | 0.29 | 19.81 | 19.78 |
| 4 | 93.41 | 0.79 | -0.75 | 0.42 | 19.79 | 19.8 |
| 5 | 93.16 | 0.74 | -0.45 | 0.37 | 19.78 | 19.79 |
| 6 | 92.93 | 0.49 | -0.13 | 0.26 | 19.81 | 19.78 |
| 7 | 93.5 | 0.25 | 0.06 | 0.12 | 19.79 | 19.79 |
| 8 | 92.86 | 0.37 | 0.24 | 0.23 | 19.82 | 19.79 |
| 9 | 93.15 | 0.3 | -0.12 | 0.16 | 19.83 | 19.79 |
| 10 | 93.19 | 0.6 | -0.58 | 0.39 | 19.76 | 19.75 |
| 11 | 93.3 | 0.55 | -0.3 | 0.28 | 19.78 | 19.78 |
| 12 | 92.79 | 0.45 | 0.07 | 0.32 | 19.83 | 19.82 |
| 13 | 93.39 | 0.17 | -0.17 | 0.24 | 19.76 | 19.79 |
| 14 | 92.81 | -0.09 | 0.33 | 0.39 | 19.8 | 19.8 |
| 15 | 92.74 | 0.04 | -0.21 | 0.11 | 19.82 | 19.82 |
| 16 | 92.65 | -0.09 | -0.32 | 0.19 | 19.8 | 19.8 |
| 17 | 93.2 | 0.44 | 0.24 | 0.23 | 19.81 | 19.79 |
| 18 | 92.64 | 0.15 | 0.11 | 0.15 | 19.79 | 19.79 |
| 19 | 93.02 | 0.01 | -0.62 | 0.31 | 19.83 | 19.82 |
| 20 | 92.6 | 0.19 | -0.81 | 0.4 | 19.82 | 19.8 |
| 21 | 92.66 | 0.1 | -0.47 | 0.24 | 19.81 | 19.79 |
| 22 | 93.02 | -0.15 | -0.67 | 0.34 | 19.87 | 19.83 |

Nastavalja se na sl. strani

Tabela 2

| Br. mer. | Doza _{cs} | AxSim | TrSim | Ravnoća | X polje | Y polje |
|----------|--------------------|-------|-------|---------|---------|---------|
| 23 | 92.72 | -0.03 | -0.69 | 0.34 | 19.78 | 19.78 |
| 24 | 92.76 | 0.23 | -0.57 | 0.28 | 19.84 | 19.8 |
| 25 | 92.73 | 0.07 | -0.63 | 0.31 | 19.78 | 19.79 |
| 26 | 92.52 | 0.1 | -0.49 | 0.24 | 19.8 | 19.76 |
| 27 | 92.7 | -0.02 | -1.11 | 0.55 | 19.78 | 19.78 |
| 28 | 92.69 | -0.07 | -0.76 | 0.38 | 19.79 | 19.79 |
| 29 | 93.13 | -0.08 | -0.76 | 0.38 | 19.82 | 19.78 |
| 30 | 93.08 | 0.1 | -0.61 | 0.31 | 19.75 | 19.78 |
| 31 | 92.8 | 0.13 | -0.51 | 0.25 | 19.81 | 19.82 |
| 32 | 92.94 | 0.08 | -0.68 | 0.34 | 19.8 | 19.8 |
| 33 | 92.41 | 0.17 | -0.59 | 0.29 | 19.87 | 19.81 |
| 34 | 93.12 | 0.12 | -0.85 | 0.42 | 19.77 | 19.8 |
| 35 | 92.78 | 0.08 | -0.99 | 0.49 | 19.78 | 19.77 |
| 36 | 92.84 | -0.09 | -0.42 | 0.27 | 19.84 | 19.8 |
| 37 | 92.79 | 0.1 | -0.62 | 0.31 | 19.84 | 19.81 |
| 38 | 92.78 | -0.03 | -0.96 | 0.48 | 19.83 | 19.8 |
| 39 | 92.61 | -0.02 | -0.53 | 0.27 | 19.8 | 19.8 |
| 40 | 92.31 | 0.18 | -1.03 | 0.51 | 19.79 | 19.78 |
| 41 | 92.59 | -0.01 | -0.64 | 0.32 | 19.78 | 19.78 |
| 42 | 92.27 | 0.23 | -0.64 | 0.32 | 19.81 | 19.83 |
| 43 | 92.62 | 0.22 | -0.51 | 0.26 | 19.81 | 19.8 |
| 44 | 92.56 | -0.03 | -0.73 | 0.36 | 19.78 | 19.78 |
| 45 | 92.88 | 0.2 | -0.85 | 0.43 | 19.79 | 19.75 |
| 46 | 92.59 | 0 | -0.9 | 0.45 | 19.81 | 19.79 |
| 47 | 92.56 | 0.08 | -0.8 | 0.4 | 19.82 | 19.8 |
| 48 | 92.28 | 0.1 | -0.73 | 0.36 | 19.88 | 19.84 |
| 49 | 92.81 | -0.28 | -0.28 | 0.17 | 19.79 | 19.74 |
| 50 | 92.6 | 0.47 | -0.66 | 0.33 | 19.78 | 19.8 |
| 51 | 92.21 | 0.18 | -0.41 | 0.21 | 19.86 | 19.83 |
| 52 | 92.71 | 0.47 | -0.87 | 0.43 | 19.79 | 19.8 |
| 53 | 92.71 | 0.29 | -0.79 | 0.39 | 19.83 | 19.81 |
| 54 | 92.14 | 0.54 | -0.75 | 0.37 | 19.82 | 19.82 |
| 55 | 91.76 | 0.3 | -0.66 | 0.33 | 19.85 | 19.74 |
| 56 | 91.99 | 0.34 | -0.76 | 0.38 | 19.81 | 19.82 |
| 57 | 92.38 | 0.05 | -0.64 | 0.32 | 19.78 | 19.78 |
| 58 | 92.07 | 0.85 | -0.68 | 0.43 | 19.8 | 19.79 |
| 59 | 92.3 | 0.35 | -0.79 | 0.4 | 19.67 | 19.77 |
| 60 | 91.95 | 0.45 | -0.49 | 0.25 | 19.85 | 19.8 |
| 61 | 92.15 | 0.47 | -0.42 | 0.27 | 19.76 | 19.75 |
| 62 | 92.68 | 0.09 | -1.11 | 0.55 | 19.8 | 19.78 |
| 63 | 92.04 | 0.72 | -0.98 | 0.49 | 19.78 | 19.79 |
| 64 | 92.19 | 0.57 | -0.52 | 0.29 | 19.83 | 19.82 |
| 65 | 92.93 | 0.56 | -0.74 | 0.4 | 19.83 | 19.81 |

Nastavalja se na sl. strani

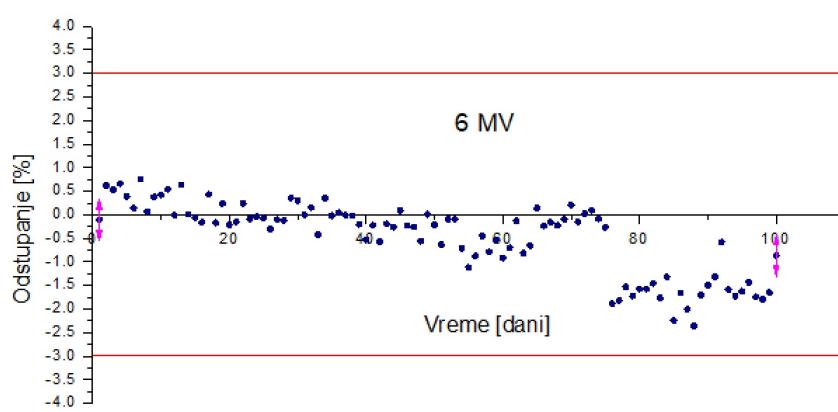
Tabela 2

| Br. mer. | Doza _{cs} | AxSim | TrSim | Ravnoća | X polje | Y polje |
|----------|--------------------|-------|-------|---------|---------|---------|
| 66 | 92.58 | 0.62 | -0.76 | 0.38 | 19.65 | 19.66 |
| 67 | 92.65 | 0.41 | -0.91 | 0.45 | 19.79 | 19.74 |
| 68 | 92.59 | 0.55 | -0.78 | 0.39 | 19.8 | 19.76 |
| 69 | 92.71 | 0.73 | -0.82 | 0.44 | 19.76 | 19.77 |
| 70 | 92.99 | 0.84 | -0.84 | 0.45 | 19.82 | 19.74 |
| 71 | 92.66 | 0.7 | -0.98 | 0.51 | 19.77 | 19.79 |
| 72 | 92.82 | 0.68 | -0.82 | 0.44 | 19.76 | 19.8 |
| 73 | 92.89 | 0.76 | -0.43 | 0.38 | 19.8 | 19.69 |
| 74 | 92.72 | 0.84 | -0.78 | 0.48 | 19.8 | 19.8 |
| 75 | 92.55 | 1.28 | -0.39 | 0.65 | 19.86 | 19.76 |
| 76 | 91.05 | 1.47 | -0.02 | 0.74 | 20.17 | 19.9 |
| 77 | 91.11 | 1.48 | -0.16 | 0.75 | 20.13 | 19.82 |
| 78 | 91.38 | 0.93 | 0.13 | 0.47 | 20.18 | 19.89 |
| 79 | 91.2 | 1.33 | 0.07 | 0.67 | 20.16 | 19.86 |
| 80 | 91.34 | 1.22 | -0.1 | 0.61 | 20.13 | 19.89 |
| 81 | 91.34 | 1.4 | 0.06 | 0.7 | 20.19 | 19.86 |
| 82 | 91.45 | 1.17 | 0.2 | 0.59 | 20.15 | 19.85 |
| 83 | 91.16 | 1.28 | 0.14 | 0.64 | 20.15 | 19.84 |
| 84 | 91.57 | 1.42 | -0.07 | 0.71 | 20.16 | 19.91 |
| 85 | 90.72 | 1.35 | 0.5 | 0.68 | 20.13 | 19.9 |
| 86 | 91.26 | 1.46 | 0.05 | 0.74 | 20.16 | 19.89 |
| 87 | 90.94 | 1.19 | 0.27 | 0.6 | 20.13 | 19.88 |
| 88 | 90.61 | 1.44 | -0.37 | 0.73 | 20.13 | 19.89 |
| 89 | 91.22 | 1.18 | -0.08 | 0.59 | 20.09 | 19.89 |
| 90 | 91.41 | 1.79 | -0.04 | 0.9 | 20.15 | 19.83 |
| 91 | 91.58 | 1.33 | 0.03 | 0.67 | 20.13 | 19.82 |
| 92 | 92.26 | 1.37 | 0.19 | 0.69 | 20.15 | 19.81 |
| 93 | 91.33 | 1.45 | 0.13 | 0.73 | 20.11 | 19.86 |
| 94 | 91.2 | 1.56 | 0.36 | 0.79 | 20.1 | 19.91 |
| 95 | 91.29 | 1.15 | -0.12 | 0.58 | 20.16 | 19.92 |
| 96 | 91.47 | 1.26 | -0.16 | 0.64 | 20.18 | 19.79 |
| 97 | 91.18 | 1.24 | 0.08 | 0.62 | 20.14 | 19.88 |
| 98 | 91.14 | 1.19 | -0.05 | 0.6 | 20.13 | 19.9 |
| 99 | 91.27 | 1.05 | 0.11 | 0.53 | 20.15 | 19.82 |
| 100 | 92 | 1.51 | 0.16 | 0.76 | 20.15 | 19.71 |

4.1 Provera output-a

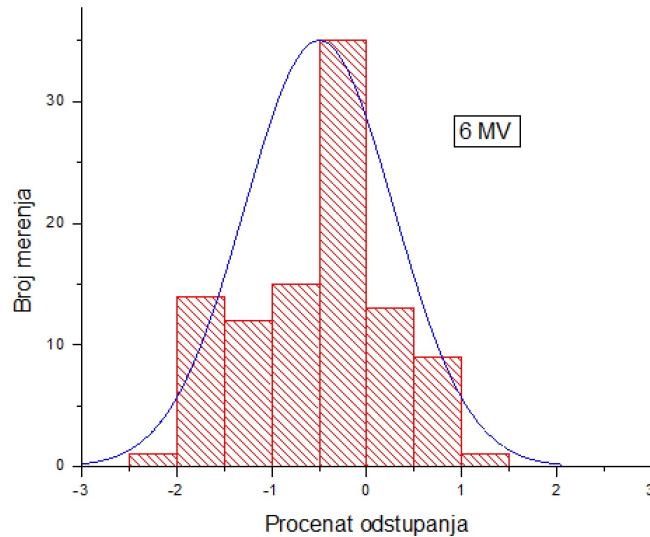
Kao što je već ranije napomenuto, output predstavlja dozu u centru snopa. Na grafiku 1 su prikazana rezultati prikupljeni u periodu od 6 meseci, od Decembra 2017. do Juna 2018. godine. Crvenim linijama označene su granice prihvatljivih odstupanja od ± 3 procenta. Korišćenjem programa *Origin* urađena je osnovna statistika dobijenih vrednosti. Na grafiku 1 se vidi da se

skoro sve vrednosti nalaze u okviru greške ± 2 odsto, a vrednost koja najviše odstupa iznosi -2.43 odsto. U slučaju ovog konkretnog rezultata, kontrola se ponavlja još jednom da bi se ustanovilo da li zaista postoji razlog za povećanu opreznost. Niti jedna izmerena vrednost se ne nalazi van dozvoljenih granica.



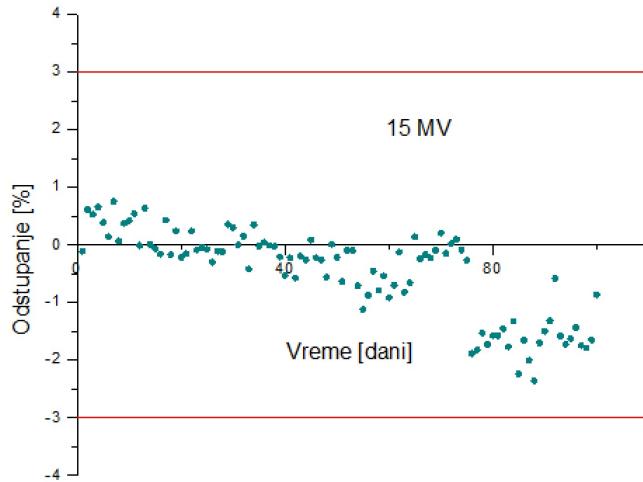
Grafik 1 - Odstupanje doze tokom vremena za energije od 6 MV

Sa grafika 2 se jasno vidi da se najveći broj rezultata nalazi u okviru odstupanja od 1 odsto, odnosno između -0.5 odsto i osnovne linije što jasno govori o tome da je uređaj korišćen u skladu sa preporukama i da su njegove performanse bile dobre. Srednja vrednost odstupanja iznosi -0.5 odsto, dok je standardna devijacija 0.79.



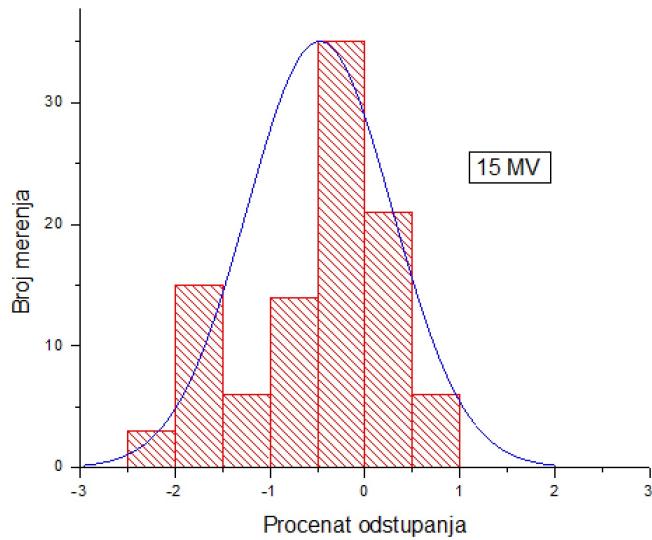
Grafik 2 - Raspodela doze u odnosu na odstupanje za energije od 6 MV

Isti trend uočava se i za fotonski snop energije 15 MV, s tim što je maksimalno odstupanje nešto niže i iznosi -2.36 odsto. Standardna devijacija iznosi 0.76.



Grafik 3 - Odstupanje doze tokom vremena za energije od 15 MV

Takođe se uočava i na grafiku 4 da se najveći deo rezultata nalazi baš u rasponu od -0.5 do 0.

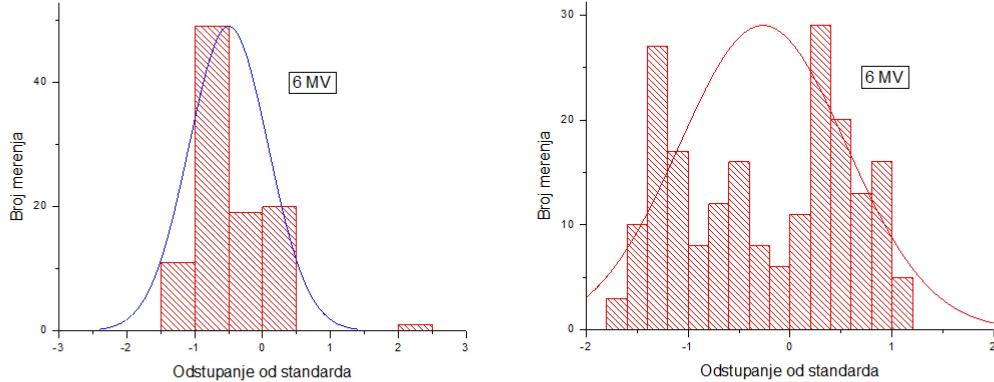


Grafik 4 - Raspodela doze u odnosu na odstupanje za energije od 15 MV

Bitno je još naglasiti da vremenska osa u oba grafika ima obrnut smer, odnosno smer sa desna na levo iz razloga što su rezultati prikupljani retroaktivno. Primećuje se blag porast doze sa vremenom za obe energije fotonskog snopa. Ovi rezultati se slažu sa ispitivanjima rađenim na drugim institutima, gde je zabeležen porast doze od 8 procenata (u slučaju da se korekcije na dozu uopšte ne rade) u periodu od 1250 dana, što je prosečno 2.3 odsto godišnje (Murshed Hossain, 2014). Za period od 6 meseci u ovom radu zabeležen je porast doze od 1.25 odsto. Ovaj trend posebno je izražen za period od prve 4 godine rada novih LINAC aparata.

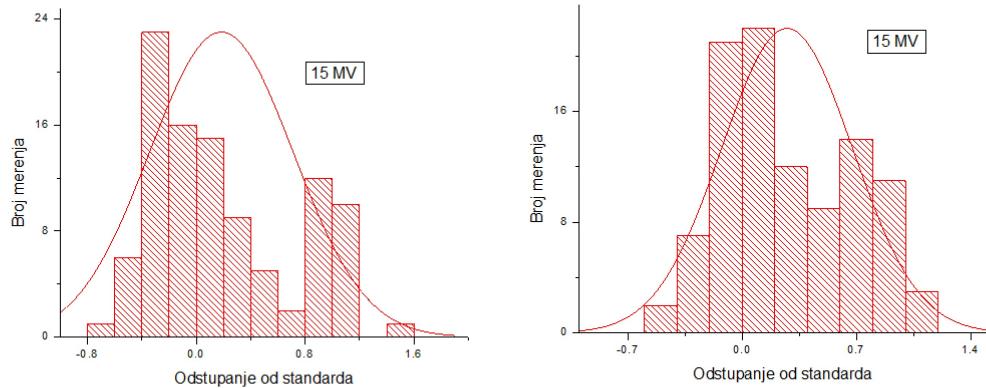
4.2 Simetrija snopa

Simetrija snopa se posmatra u odnosu na dve nezavisne ose. Simetrije se posmatraju u odnosu na aksijalni i transverzalni pravac, koji su normalni jedan na drugog.



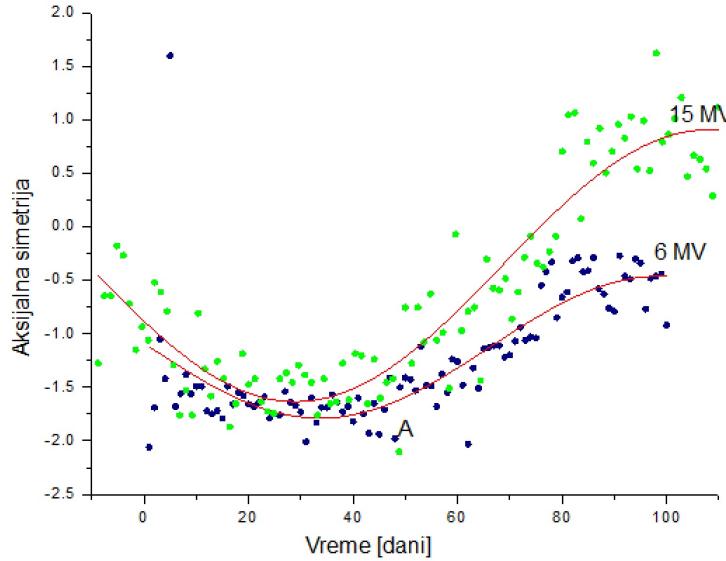
Grafik 5 - Odstupanja za aksijalnu i transverzalnu simetriju za energije od 6 MV.

Oba histograma opisana su Gausovom distribucijom.



Grafik 6 - Odstupanja za aksijalnu i transverzalnu simetriju za energije od 15 MV.

Iako unutar preporučenih granica, na energijama od 15 MV veći broj rezultata ima vrednost različitu od standardne, što za rezultat ima pomeranje maksimuma Gausove raspodele u desnu stranu.

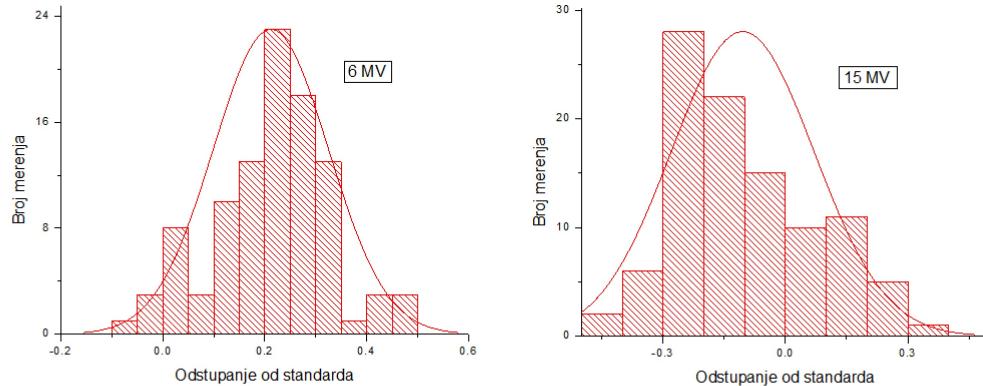


Grafik 7 - Aksijalna simetrija tokom vremena za obe energije

Aksijalna simetrija ima približno sinusnu zavisnost od vremena kao što je primećeno i u drugim radovima. Prilagođena R-Sq vrednost, koja poređi moć predviđanja različitih modela fitovanja, za energiju od 6 MV iznosi 60 odsto, dok za energiju od 15MV iznosi čak 86.2 odsto. Amplitude talasa za 6 i 15 MV su 1.27, odnosno 2.6 odsto. Vizualizacijom rezultata merenja mogu se predvideti ponašanja osnovnih parametara u budućnosti, što se može iskoristiti da se blagovremen reaguje i otklone moguće smetnje pre nego što do komplikacije dođe. Ipak period od 6 meseci je suviše kratak da bi se predvidelo dalje ponašanje ovih parametara.

4.3 Ravnoća snopa

Maksimum Gausove raspodele za ravnoću snopa je takođe smaknut sa referentne vrednosti za obe energije. Gausova raspodela u ovom slučaju pruža najbolji opis eksperimentalnih tačaka u poređenju sa ostalim parametrima.

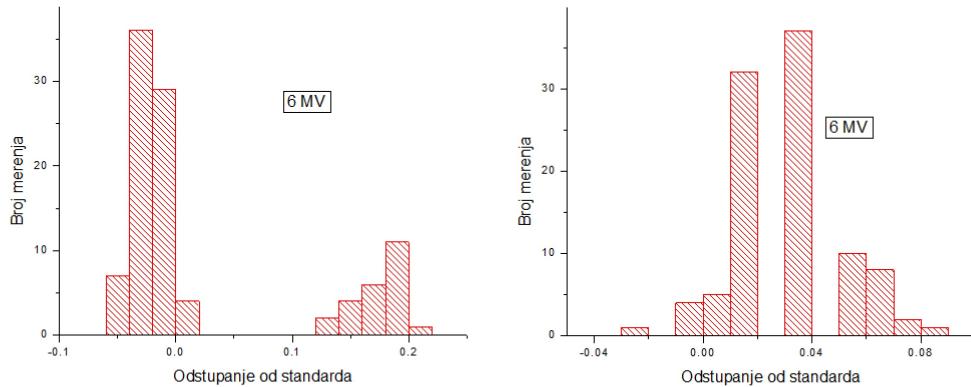


Grafik 8 - Odstupanja ravnoće snopa za energije od 6 i 15 MV.

Za energije od 6 MV nešto manje od polovine rezultata nalazi se na odstupanjima od 0.2 do 0.25 posto, tačnije 41 vrednost. Na energijama od 15 MV odstupanja su uglavnom od -0.3 do 0.3 posto, što je za red veličine manje od dozvoljenog.

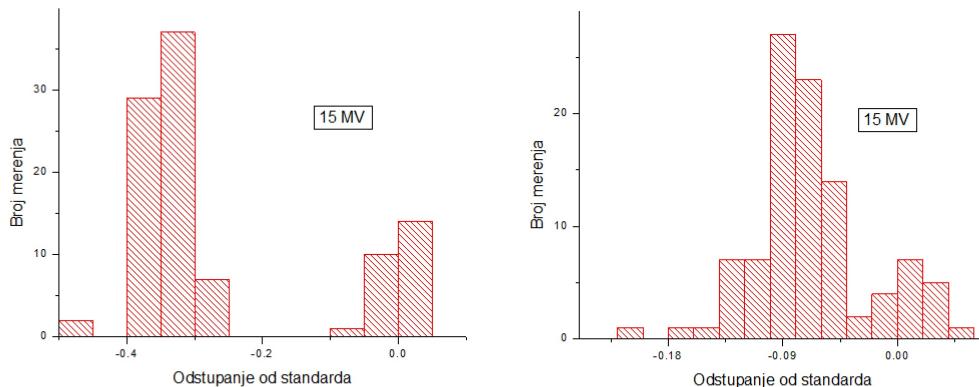
4.4 Veličina polja

Grafički prikaz odstupanja dimenzija polja u pravcu x i y ose, za energije snopa od 6 MV, dat je na grafiku 9.



Grafik 9 - Odstupanja u dimenzijama za x i y pravac za energije od 6 MV.

Sve vrednosti se nalaze u okvirima dozvoljenih odstupanja. Odstupanja u y pravcu su daleko manja nego x pravcu, gde se značajniji deo rezultata nalazi u rasponu od 0.1 do 0.2 cm izvan pretpostavljenog polja.



Grafik 10 - Odstupanja u dimenzijama za x i y pravac za energije od 15 MV.

Na većim energijama se značajan broj merenja nalazi u oblasti od -0.4 do -0.2 cm, dok su odstupanja u y pravcu manja. To znači da je polje ozračavanja izduženo u pravcu x ose više nego što je protokolima propisano.

Maksimalno odstupanje u površini polja ozračivanja za energije od 6 MV je za dimenzije polja od 19.95 x 19.77 cm, gde prekoračenje po x-osi iznosi 0.20 cm više od idealnog, dok je odstupanje u smeru y-ose iznosi svega 0.07 cm.

Akcelerator na kojem su vršena ispitivanja je u procesu demontiranja, i uskoro će biti zamjenjen novijom verzijom.

5 Reference

1. E.B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, IAEA, Vienna, 2005
2. F.M. Khan, The Physics of Radiation Therapy 5th edition, Wolters Kluwer, Philadelphia, 2014
3. Diana Binny (et al.), Monitoring Daily QA 3 constancy for routine quality assurance on linear accelerators, Physica Medica, 2016
4. Murshed Hossain, Output trends, characteristics, and measurements of three megavoltage radiotherapy linear accelerators, Journal of applied clinical medical physics, vol. 15, No 4, 2014
5. [http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/
Chapter05Teletherapy_machines.pdf](http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/Chapter05Teletherapy_machines.pdf)
6. CERN Document Server - <https://home.cern/about/engineering/radiofrequency-cavities>
7. <http://www.iuac.res.in/event/ijschool/17/VNaik.pdf>
8. https://en.wikipedia.org/wiki/Microwave_cavity
9. A BRIEF HISTORY AND REVIEW OF ACCELERATORS - P.J. Bryant CERN, Geneva, Switzerland - [http://www.afilafax.ca/magazine/wp-content/sciences/lhc/
HistoireDesAccelerateurs/histoire1.pdf](http://www.afilafax.ca/magazine/wp-content/sciences/lhc/HistoireDesAccelerateurs/histoire1.pdf)
10. Massachusetts Institute of Technology - <http://uspas.fnal.gov/materials/10MIT/Lecture17.pdf>
11. Teorija vodova i talasovoda - Fizičke osnove medicinske instrumentacije
12. Lancaster University - Introduction to RF for Accelerators

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:
RBR

Identifikacioni broj:
IBR

Tip dokumentacije: Monografska dokumentacija
TD

Tip zapisa: Tekstualni štampani materijal
TZ

Vrsta rada: Diplomski rad
VR

Autor: Stevan Vrbaški
AU

Mentor: doc. dr Borislava Petrović
MN

Naslov rada: Kontrola kvaliteta - analiza parametara fotonskog snopa linearног akceleratora
NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)
JP

Jezik izvoda: srpski/engleski
JI

Zemlja publikovanja: Republika Srbija
ZP

Uže geografsko područje: Vojvodina
UGP

Godina: 2018
GO

Izdavač: Autorski reprint
IZ

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

Fizički opis rada: 4 poglavlja/ 33 strana/ 0 literaturnih citata/ 2 tabele/ 20 slika/ 10 grafika
FO

Naučna oblast: Fizika
NO

Naučna disciplina: Medicinska fizika - Radioterapija
ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: LINAC, talasovod, wedge, MLC, KERMA, Apsorbovana doza, ravnoća, simetrija, doza, Daily QA, kontrola kvaliteta, PDD

PO
UDK

Čuva se: Biblioteka Departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU

Važna napomena: Nema
VN

Izvod: U ovom radu analizirani su parametri snopa koji se mere u okviru dnevne kontrole rada linearног akceleratora. Preuzeti parametri su izmereni u periodu od 6 meseci za dve energije fotonskog snopa od 6 MV i 15 MV. Internacionalni protokoli definišu preporuke za nivo tolerancije odstupanja od standardne vrednosti. Rezultati obrađeni u ovom radu se nalaze u okviru prihvataljivih odstupanja.

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća: 20.08.2018.
DP

Datum odbrane: 29.8.2018.
DO

Članovi komisije:
KO
Predsednik: dr Olivera Klisurić, redovni profesor Prirodno-matematičkog fakulteta u Novom Sadu
član: dr Petar Mali, docent Prirodno-matematičkog fakulteta u Novom Sadu

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

Fizički opis rada: 4 poglavlja/ 33 strana/ 0 literaturnih citata/ 2 tabele/ 20 slika/ 10 grafika
FO

Naučna oblast: Fizika
NO

Naučna disciplina: Medicinska fizika - Radioterapija
ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: LINAC, talasovod, wedge, MLC, KERMA, Apsorbovana doza, ravnoća, simetrija, doza, Daily QA, kontrola kvaliteta, PDD

PO

UDK

Čuva se: Biblioteka Departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU

Važna napomena: Nema
VN

Izvod: U ovom radu analizirani su parametri snopa koji se mere u okviru dnevne kontrole rada linearnog akceleratora. Preuzeti parametri su izmereni u periodu od 6 meseci za dve energije fotonskog snopa od 6 MV i 15 MV. Internacionalni protokoli definišu preporuke za nivo tolerancije odstupanja od standardne vrednosti. Rezultati obradeni u ovom radu se nalaze u okviru prihvativih odstupanja.

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća: 20.08.2018.
DP

Datum odbrane: 29.8.2018.
DO

Članovi komisije:
KO
Predsednik: dr **Milan Pantić**, redovni profesor Prirodno-matematičkog fakulteta u Novom Sadu
član: dr Petar Mali, docent Prirodno-matematičkog fakulteta u Novom Sadu

UNIVERSITY OF NOVI SAD, FACULTY OF SCIENCES

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: Stevan Vrbaški

AU

Mentor/comentor: Ph. D. Borislava Petrović, docent

MN

Title: Quality control - analysis of parameters of photon beam produced by LINAC

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: 2018

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

Physical description: 4/33/0/2/20/10

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics - Radiotherapy

SD

Subject/ Key words: LINAC, QA3, daily, waveguide, MLC, wedge, output, symmetry, flatness

SKW

UC

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

HD

Note:None

N

Abstract: In this paper, the parameters of beam which are collected during daily control measurements were analyzed. Given values were collected during the period of 6 months for two different energies of photon beam, 6 and 15 MV. National and international codes of practice define recommended levels of tolerance for deviations of parameters. Results calculated in this paper fall within acceptable limits.

AB

Accepted by the Scientific Board: 20.8.2018.

ASB

Defended on: 29.8.2018.

DE

Thesis defend board:President: Ph. D. Olivera Klisurić, full professor Faculty of Sciences, Novi Sad

Member: Ph. D. Petar Mali, docent Faculty of Sciences, Novi Sad

DB

PP

Physical description: 4/33/0/2/20/10

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics - Radiotherapy

SD

Subject/ Key words: LINAC, QA3, daily, waveguide, MLC, wedge, output, symmetry, flatness

SKW

UC

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

HD

Note:None

N

Abstract: In this paper, the parameters of beam which are collected during daily control measurements were analyzed. Given values were collected during the period of 6 months for two different energies of photon beam, 6 and 15 MV. National and international codes of practice define recommended levels of tolerance for deviations of parameters. Results calculated in this paper fall within acceptable limits.

AB

Accepted by the Scientific Board: 20.8.2018.

ASB

Defended on: 29.8.2018.

DE

Thesis defend board:President: Ph. D.Milan **Panti** , full professor Faculty of Sciences, NoviSad

Member: Ph. D. Petar Mali, docent Faculty of Sciences, Novi Sad

DB