



UNIVERZITET U NOVOM SADU
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ
ДЕПАРТАМЕНТ ЗА ФИЗИКУ



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ПРИМЕРНО:	23. 09. 2010.
ОРГАНІЗЈЕУ	БРОЈ
0603	10/356

Jelena Stanković

**PRIJEMNA ISPITIVANJA I ODREĐIVANJE PARAMETARA
SNOPA ZRAČENJA KOD LINEARNOG MEDICINSKOG
AKCELERATORA**

- master rad -

Novi Sad, 2010

Sadržaj

1. Uvodna razmatranja	3
2. Linearni akcelerator	5
2. 1. Fizika snopa zračenja linearog akceleratora	5
2. 2. Linearni akcelerator	25
3. Dozimetrijska oprema	31
4. Prijemna ispitivanja	36
4. 1. Sigurnosne provere	36
4. 2. Mehaničke provere	37
4. 3. Dozimetrijska merenja	40
5. Snimanje fizičkih karakteristika snopa zračenja	47
5. 1. Snimanje fotonskih polja	48
5. 2. Snimanje stacionarnog elektronskog snopa	60
6. Tabelarno prikazivanje snimljenih podataka. Prenos podatku u kompjuterizovani sistem za planiranje radioterapije(Therapy Planing System, TPS)	64
7. Zaključak	71
Literatura	73
Biografija	74



1. Uvodna razmatranja

Uredaji koji se koriste u radioterapiji spadaju po svojoj složenosti i vrednosti među najskuplje uređaje u medicini. Zbog toga se takva terapija primjenjuje samo u specijalizovanim centrima koji poseduju odgovarajuću opremu, zaštitna sredstva i gde radi specijalno obučen tim ljudi. Od uređaja koji se primenjuju u radioterapiji najčešći su linearni akcelerator, brahiterapijske mašine i kobalt-bomba. Postoje i drugi uređaji, koji se koriste ređe i samo u malom broju centara, kao što su protonski ciklotroni, izvori neutroma i teških jona. Linearni akcelerator je savremen uređaj koji se danas najviše koristi. Tu se ne koristi prirodan trajan izvor radioaktivnosti, nego se zračenje proizvodi u uređaju, i to samo dok je uređaj u pogonu. Dva su oblika tako proizvedenog zračenja - fotonsko i elektronsko zračenje. Fotonski zraci upotrebljavaju se za tumore smeštene dublje u telu, a elektronsko zračenje upotrebljava se za površinski smeštene tumore.

Pre nego se kreće sa primenom akceleratora u terapijske svrhe neophodno je obaviti niz provera o stabilnosti i pouzdanosti rada tretmanske jedinice. U realnosti, uvek postoji veliki pritisak da se počne sa kliničkim upotrebom čim se prijemni test završi. Žurba u kliničkoj implementaciji bez kompletiranja opisanih zahteva u radu, mogu potencijalno prouzrokovati štetu po pacijenata. Dakle, mora se predvideti odgovarajuće vreme za pravilno "puštanje u rad" radioterapijskog akceleratora. Dužina potrebnog vremena zavisi od mnogobrojnih činjenica, kao što su prisutnost iskusnog osoblja i odgovarajuće instrumentacije i vrste akceleratora. Uz odgovarajuću instrumentaciju, naročito ako je dostupan vodeni fantom za skeniranje, jednoenergetska fotonska mašina može biti evaluirana za oko 2-4 nedelje, u zavisnosti od opreme i osoblja. Fizičarima sa manje sofisticiranom opremom potrebno je više vremena za pripremanje lineranog akceleratora za kliničku upotrebu. S druge strane, prikupljanje podataka za kliničku upotrebu multimodalnih akceleratora sa dve fotonske energije i nekoliko elektronskih energija može trajati oko 6-8 nedelja intenzivnog rada (potreban je i 16-h celodnevni rad) i zahteva dobru organizaciju rada, veći broj osoblja koje treba angažovati i/ili treba planirati prekovremeni rad. Puštanje u kliničku upotrebu linearног akceleratora delimično, recimo samo jedne fotonske energije, je jedna od mogućnosti koja nije optimalna, te se zbog toga ne preporučuje. Takođe postoji mogućnost puštanja u rad akceleratora uz upotrebu jednostavnih procedura, kao što je na primer korišćenje samo fotona bez uvođenja kompjuterskog planiranja terapije. Izričito se preporučuje da se proces puštanja u rad akcelatora pažljivo planira i sprovede, jer je vitalno važan za siguranu i efikasanu

implementaciju radijacione terapije. Ovo obuhvata, ne samo prikupljanje podataka, već i izradu postupka za pravilno planiranje i sprovođenje tretmana na novom akceleratoru. Klinička implementacija radioterapijskog akceleratora danas podrazumeva korišćenje, posebno za to dizajniranog, kompjuterizovanog sistema za planiranje radioterapije (*Therapy Planning System, TPS*). Moderne medicinske imidžing tehnike, kao što su CT (*Computed Tomography*), MRI (*Magnetic Resonance Imaging*), i digitalizovani X-zračni filmovi, omogućuju detaljnu lokalizaciju fokusa terapije u tri dimenzije. Najnoviji sistemi za planiranje zračenja podrazumevaju trodimenzionalni apsikt pristupa radioterapiji pacijenta. Oni treba da omoguće interaktivnu vizualizacionu tehniku tretmana i relativne distribucije doze u skladu sa propisanim aranžmanom polja zračenja i anatomijom. Moramo, međutim, biti svesni da kompjuterizovani sistemi za planiranje radioterapije zahtevaju znatnu količinu ulaznih podataka koji definišu polja zračenja akceleratora, anatomiju pacijenta i terapijske tehnike. Priroda i obim ovih podataka zavise od primenjenih modela obračuna doze i pripadajućih algoritma. Svaki modalitet i energija polja zračenja zahteva svoj vlastiti set karakterističnih podataka. Uopšteno govoreći, setovi karakterističnih podataka potrebnih za puštanje u rad ovih sistema se razlikuju od jednog do drugog sistema za planiranje. Zbog toga je obavezno prilikom puštanja akceleratora u kliničku upotrebu, prikupiti sve podatke neophodne za TPS koji će se ujedno koristiti i za testiranje tačnosti seta ovih podataka.

Cilj ovog rada je da opiše prijemna ispitivanja linearnog akceleratora, parametre snopa zračenja koje je neophodno snimiti i kako su snimljeni podaci prikazuju tabelarno. U teorijskom delu prikazana je fizika snopa zračenja linearnog akceleratora, osnovni delovi linearног akceleratora i dozimetrijska oprema koja je korišćena pri određivanju parametara snopa zračenja. U cilju što boljeg prikaza teme rada korišćeni su rezultati prijemnog ispitivanja linearnog akceleratora Oncor Siemens kao i podaci koji definišu polja zračenja linearnog akceleratora Oncor Siemens i Primus Siemens snimljeni na Klinici za onkologiju u Nišu.

2. Linearni akcelerator

2. 1. Fizika snopa zračenja linearнog akceleratora

2. 1. 1. Interakcija x-zraka i materije

Prolazeći kroz materiju, zračenje stupa u interakciju sa atomima materije, i kao rezultat interakcije dolazi do izmene stanja i jednog i drugog. Zračenje može da se podeli na nejonizujuće zračenje koje ne ionizuje materiju i ionizujuće zračenje koje ionizuje materiju direktno i indirektno. Direktno ionizuju materiju: elektroni, protoni, alfa cestice, teški joni (nauenektrisane čestice). Indirektno ionizuju materiju: fotoni (γ -zraci, X-zraci), neutroni (neutralne čestice) [1,2,3].

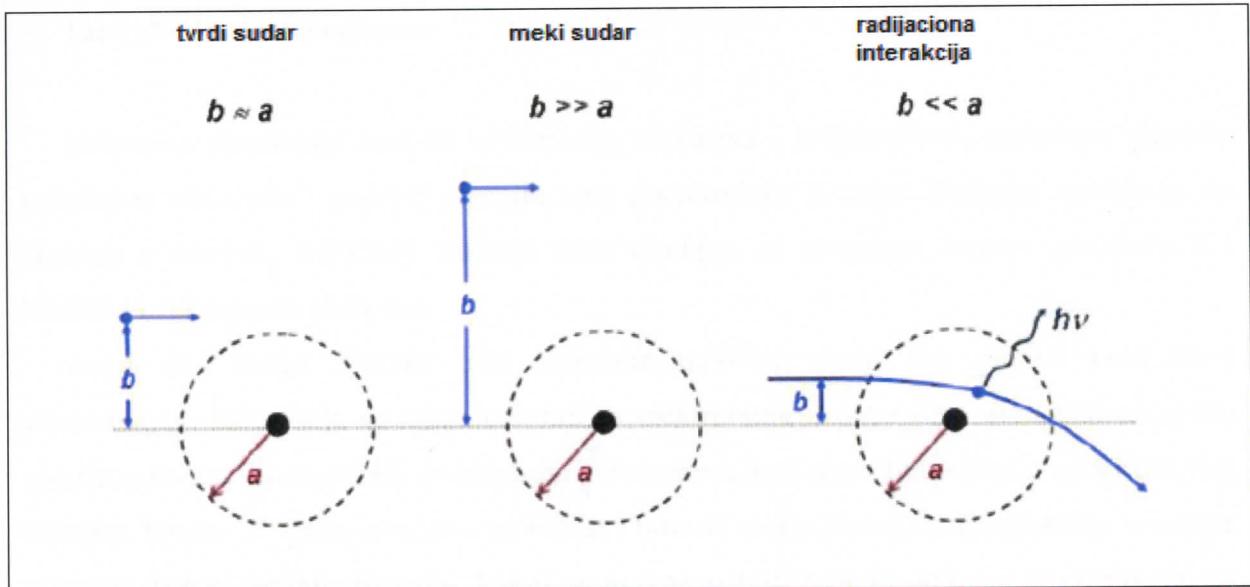
Prilikom sudara elektrona sa drugim česticama iz materije, elektroni mogu da:

- Izgube energiju (sudarom, radijativnim gubitkom)
- Promene pravac putanje (rasejanjem)

Sudari elektrona sa orbitalnim elektronima ili jezgrom mogu biti elastični i neelastični. Prilikom elastičnog sudara elektroni skreću od originalnog pravca ali pri tome ne gube energiju. Prilikom neelastičnog sudara elektroni skreću od originalnog pravca i pri tome deo energije predaju orbitalnom elektronu ili se emituje zakočno zračenje. Elektron jedan deo energije gubi na jonizaciju i eksitaciju, a drugi na zračenje. Verovatnoća zakočnog zračenja raste sa energijom čestice. Na manjim energijama elektron uglavnom gubi energiju na jonizaciju i eksitaciju dok zračenje odnosi manji deo. Sa porastom energije udeo zračenja raste, da bi na visokim energijama bio glavni način gubitka energije elektrona.

Tip interakcije koji će se desiti sa određenim atomom radijusa a zavisi od parametra sudara. Parametar sudara b definisan je kao normalno rastojanje između pravca elektrona pre interakcije i atomskog jezgra.

- Za $b \gg a$, elektroni će pretrpeti **meki sudar** (*soft collision*) mali deo energije biće predat od incidentnog elektrona orbitalnom elektronu.
- Za $b \approx a$, elektroni će pretrpeti **tvrdi sudar** (*hard collision*) sa orbitalnim elektronom i znatni deo elektronske kinetičke energije biće predat orbitalnom elektronu.
- Za $b \ll a$ elektron će pretrpeti **radijacionu interakciju** (*radiative interaction*) sa jezgrom atoma. Elektron će emitovati foton (*bremsstrahlung*) sa energijom između nula i kinetičke energije incidentnog elektrona. Energija emitovanog fotona zavisi od veličine parametra sudara. Što je manji parametar sudara to je veća energija fotona.



Slika 1. Prikaz tri tipa interakcija u zavisnosti od veze između parametra sudara b i radijusa atoma a .

Masa elektrona znatno je manja od mase atoma, zbog toga elektron u bližim elastičnim sudarima jako skreće. Verovatnoća skretanja obrnuto je srazmerna približno sa kvadratom energije. Elektron čija energija iznosi nekoliko MeV, prodire približno u pravoj liniji, da bi na manjim energijama počeo sve više da skreće.

Skretanje zavisi od materijala i verovatnoća mu je približna sa Z^2 .

- Trag elektrona je približno prav samo na energijama iznad 1 MeV. Sa smanjenjem energije dolazi do sve jačeg skretanja.
- Fluktuacije dužine traga su velike.
- Dubina prodiranja je za najveći broj elektrona u snopu znatno manja od dužine traga.
- Teže se definije domet (Srednja vrednost dužine većeg broja tragova iste početne energije elektrona predstavlja domet).

Inrerakcija elektron – orbitalni elektron

Kulonova interakcija izmedju incidentnog i orbitalnog elektrona kao apsorbera rezultira ionizacijom i eksitacijom. Jonizacija je proces izbacivanja orbitalnog elektrona iz atoma apsorbera. Eksitacija je proces prenosenja elektrona na više dozvoljene orbite.

Interakcija elektron-jezgro

Kulonova interakcija između incidentnog elektrona i jezgra atoma apsorbera rezultira rasejanjem elektrona i gubitak energije kroz proizvodnju X-zraka. Energija izgubljena na zračenje i doprinos zakočnog zračenja raste direktno sa atomskim brojem apsorbera Z i kinetičkom energijom elektrona.

Jedan deo snopa X-zraka biva atenuiran u tkivu, drugi deo prolazi kroz tkivo nepromjenjen. Interakcija se može odigrati sa elektronima u putanjama atoma ili na nivou njegovog jezgra. Kada se radi o valentnim elektronima, koji povezuju atome u molekule, pod uticajem fotona X-zraka, ove veze se kidaju i time se menja molekularna struktura ozračene materije. Fotoni velikih energija, kakvi se koriste u radioterapiji, stupaju u interakciju sa jezgrima atoma materije.

Postoji nekoliko vidova gore pomenute interakcije i to:

- koherentno rasejanje,
- fotoelektrični efekat,
- Komptonovo rasejanje,
- stvaranje elektronskog para i
- fotodezintegracija.

Koherentno rasejanje

Osnovna karakteristika koherentnog rasejanja je delimična promena pravca kretanja fotona X-zraka nakon interakcije sa elektronom atoma materije. Obzirom na to da ovom prilikom talasna dužina odnosno energija fotona ostaju nepromjenjene, ovakva interakcija se naziva nemodifikovano, nepromjenjeno rasejanje. Tomsonovo i Rejljevo rasejanje su dva osnovna tipa koherentnog rasejanja.

Fotoelektrični efekat

Ulaskom u periferiju atoma, foton X-zraka, čija je energija nešto veća od energije vezivanja elektrona u putanji K , stupa u interakciju se sa jednim od elektrona iz ove putanje i izbacuje ga. Pri ovom sudaru foton predaje celokupnu energiju elektronu i nestaje, gasi se. Najveći deo energije fotona utroši se na savladavanje energije vezivanja elektrona za jezgro.

Ostatak energije koju je foton posedovao, sada predstavlja kinetičku energiju elektrona. Oslobođeni elektron napušta atom i odlazi u prostor kao fotoelektron.

Zahvaljujući sopstvenom nanelektrisanju, oslobođeni elektron postaje negativan ion, koji zbog male moći penetracije, ubrzo biva apsorbovan. Nastala praznina u putanji K popunjava se elektronom, najčešće iz prvog susednog nivoa. Veoma retko, upražnjeno mesto može popuniti elektron sa nekog udaljenog nivoa atoma. Prispeli elektron, koji dolazi sa energetski višeg nivoa, višak energije emituje u obliku fotona X-zraka. Energija koja se oslobađa pri pomenutom prelasku, jednak je razlici energetskih nivoa u okviru kojih je izvršen transfer elektrona. Kako su energetski nivoi strogo definisani, to je i količina oslobođene energije karakteristična za svaki element. Iz tog razloga, zračenje proizvedeno prelaskom elektrona iz jednog nivoa u drugi, u okviru istog atoma, ima osobine karakterističnog zračenja.

Popunjavanjem upražnjjenog mesta u nivou, atom ostaje bez jednog elektrona. Drugim rečima, postaje pozitivan jon. Prema tome, posledice fotoelektričnog efekta su:

- nastanak karakterističnog zračenja
- stvaranje negativnog jona (fotoelektron) i
- stvaranje pozitivnog jona.

Verovatnoća za pojavu fotoelektričnog efekta je veća ako su energija fotona X-zraka i energija vezivanja elektrona u putanjama jednake, a neminovno kada je energija fotona nešto veća.

Komptonovo rasejanje

Komptonov efekat nastaje u interakciji fotona X-zraka i elektrona koji se nalaze na udaljenijim putanjama atoma ozračene materije. Za pojavu ove vrste rasejanja, energija upadnih elektrona mora biti višestruko veća od energije kojom se elektroni održavaju u svojim putanjama. Mogućnost pojave Komptonovog efekta je manja ukoliko je energija upadnog fotona veća, jer je verovatnije da će foton velike energije proći kroz materiju bez gubitka energije u odnosu na foton čija je energija manja.

Tokom ovog vida interakcije, deo energije koju poseduje foton X-zraka biva utrošen na savladavanje sila kojima se elektron održava u putanji oko jezgra atoma. Preostali deo energije omogućava dalje kretanje fotona. Obzirom na gubitak dela energije, foton će nakon interakcije sa elektronom skrenuti sa svog prvobitnog pravca. Koliko će biti odstupanje od inicijalne putanje fotona X-zraka, zavisi od energije koju je foton zadržao. Skretanje će biti

manje ukoliko je fotonu preostalo više energije, pri čemu važi i obrnuto. Pored ovoga, što je početna energija fotona X-zraka veća, to će nakon susreta sa elektronima, ugao skretanja i gubitak energije biti manji.

Verovatnoća pojave Komtonovog efekta, zavisi od energije ulaznog fotona X-zraka, kao i od ukupnog broja elektrona u atomu materije. Obzirom na to da je broj elektrona po gramu tkiva približno isti za sve elemente koji u najvećoj meri izgradjuju tkivo organizma, bez obzira na njihov atomski broj, to praktično znači da mogućnost pojave gore pomenutog efekta, prvenstveno zavisi od energije upadnih fotona.

Stvaranje elektronskog para

Fotoni velikih energija koji prolaze veoma blizu jezgra atoma materije, pod uticajem jakih nuklearnih sila, celokupnu svoju energiju pretvaraju u masu elektronskog para – elektron (e^-) i pozitron (e^+) (fotonuklearna interakcija). Pošto je masa elektrona ekvivalentna energiji od 0,511 MeV, za stvaranje elektronskog para neophodno je da energija upadnog fotona bude najmanje dvostruko veća odnosno da iznosi 1,022 MeV. Eventualni višak energije predstavljaće kinetičku energiju formiranog elektronskog para i utrošiće se na jonizaciju i pobuđivanje pogodenih atoma materije.

Fotodezintegracija

Dezintegracija materije jeste suprotan procesu stvaranja elektronskog para. Tokom dezintegracije materije, zbog promena unutar jezgra, menja se struktura atoma. Za ovaj vid interakcije elektromagnetsnog zračenja i materije, neophodno je da energija fotona X-zraka bude veća od energije nuklearnih sila kojima se nuklearne čestice održavaju u jezgru. Pri sudaru sa česticama jezgra atoma, zahvaljujući energiji koju poseduje, foton odvaja deo mase jezgra (neutron, proton, jednu česticu ili grupu čestica). U zavisnosti od vrste čestica koje su izbačene iz jezgra, kao posledica fotodezintegracije mogu nastati nestabilna jezgra, joni ili potpuno novi elementi. Fotodezintegracija je značajna na energijama iznad 7MeV.

2. 1. 2. Radijacione veličine

Osnovne radijacione veličine relevantne za radioterapiju su [3,4]:

- kerma

- cema
- apsorbovana doza

Kerma (Kinetic Energy Relaced per unit MAss) je radijaciona veličina definisana kao odnos srednje kinetičke energije transfera koju fotoni nastali u indirektnoj ionizaciji predaju nanelektrisanim česticama (elektronima i pozitronima) u materijalu jedinične mase dm:

$$K = \frac{\overline{dE}_{tr}}{dm}, \text{ [J/kg] ili [Gy]}$$

Najveći deo inicijalne kinetičke energije elektrona u medijumu sa malim atomskim brojem (voda, meko tkivo) potroši se u neelastičnim sudarima (ionizacija i ekscitacija) sa atomskim elektronima. Ostatak inicijalne kinetičke energije potroši se u radijacionim sudarima sa atomskim jezgrom (zakočno zračenje). Kerma se može podeliti na dva dela, kolizionu i radijacionu kermu.

Cema (Converted Energy per unit MAss) je radijaciona veličina koja predstavlja energiju koju nanelektrisana čestica izgubi u direktnoj ionizaciji u jedinici mase materijala:

$$C = \frac{dE_c}{dm}, \text{ [J/kg] ili [Gy]}$$

Apsorbovana doza je radijaciona veličina koja predstavlja ukupnu količinu energije dE koja je apsorbovana u jedinici mase dm nekog materijala:

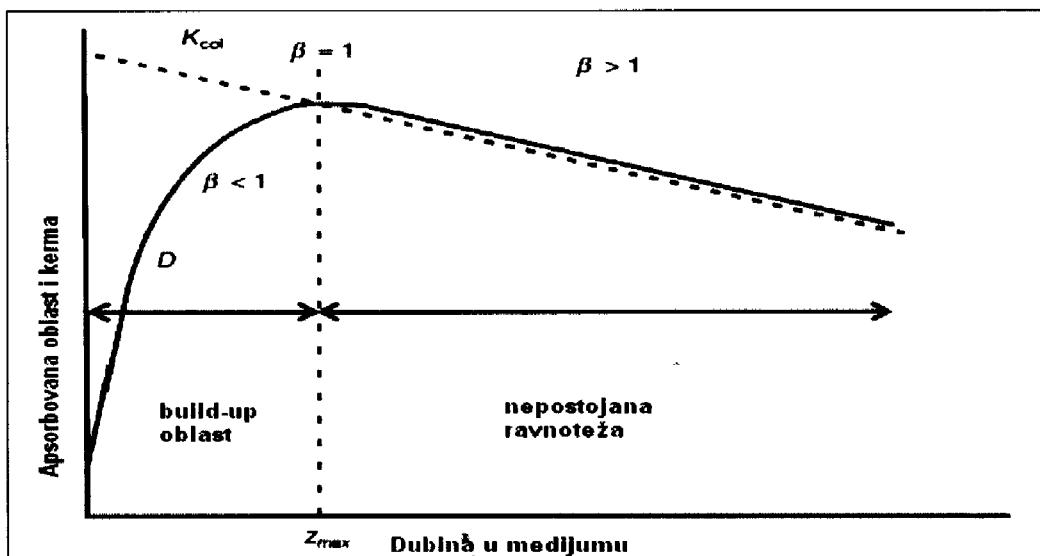
$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}, \text{ [J/kg] ili [Gy]}$$

Apsorbovana doza je mera biološki značajnih efekata izazvanih ionizujućim zračenjem, može se primenjivati za sve vrste ionizujućeg zarčenja, sve materijale i sve energije.

Prenos kinetičke energije (kerme) od inicijalnog fotonskog snopa na nanelektrisane čestice ne podrazumeva apsorpciju energije (apsorpciju doze) u medijumu na istom mestu zbog konačnog dometa sekundarnih elektrona oslobođenih u interakcijama fotona sa medijumom. Kako je doprinos radijativne kerme veoma mali, posmatra se doprinos apsorbovane doze i kolizione kerme. Odnos apsorbovane doze D i kolizione kerme K_{kol} izražava se na sledeći način:

$$\beta = \frac{D}{K_{col}}$$

Veza između apsorbovane doze i kolizione kerme za snop fotonskog zračenja energije reda nekoliko MeV prikazano je na slici.



Slika 2. Prikaz veze između apsorbovane doze i kolizione kerme za fotonski snop zračenja enegrije nekoliko MeV.

Sa slike se vidi da je kerma maksimalna na površini medijuma i da opada sa dubinom, dok apsorbovana doza raste sa dubinom do z_{max} gde postiže maksimum, a dalje opada kao kerma. Oblast između površine medijuma i mesta gde doza postiže maksimum naziva se oblas build-up-a. Zahvaljujući ovom efektu kod fotonskih snopova većih energija (reda MeV) dolazi do poštete kože (skin-sparing effect) prilikom tretiranja tumora koji su smešteni dublje u pacijentu.

Fizičko objašnjenje build-up efekta:

- prilikom ulaska inicijalnog fotonskog snopa u medijumu dolazi do interakcija sa atomima medijuma u površinskim slojevima i prenosa njegove energije na orbitalne elektrone tih atoma. Kako kerma predstavlja prenos energije fotona na ionizujuće čestice jasno je da je kerma na površini medijuma maksimalna i da opada sa dubinom kako se smanjuje broj fotona koji je preostao da preda energiju. Tako oslobođeni elektroni poseduju određenu kinetičku energiju koju troše dalje od mesta njihovog

nastanka ionizujući sredinu kroz koju se kreću. Pri tim sudarima dolazi do apsorbovanja energije elektrona i njihovog usporavanja. Odnos apsorbovane doze i kolizione kerme u ovoj oblasti od 0 do z_{\max} je $\beta < 1$

- na dubini maksimuma koja je približno jednaka dometu sekundarno nanelektrisanih čestica uspostavlja se elektronska ravnoteža i ostvaruje maksimum doze i kolizione kerme je $\beta \approx 1$
- nakon dubine maksimuma i apsorbovana doza i koliziona kerma nastavljaju da opadaju zbog atenuacije fotonskog snopa. Odnos apsorbovane doze i kolizione kerme u oblasti preko maksimalne dubine je $\beta > 1$.

Sa slike se može primetiti da je na površini koliziona kerma veća od apsorbovane doze da bi na većim dubinama od dubine build-up-a pada ispod krive apsorbovane doze. Ovo se objašnjava činjenicom da površina ispod ovih krivih mora biti jednak kada one idu u beskonačnost.

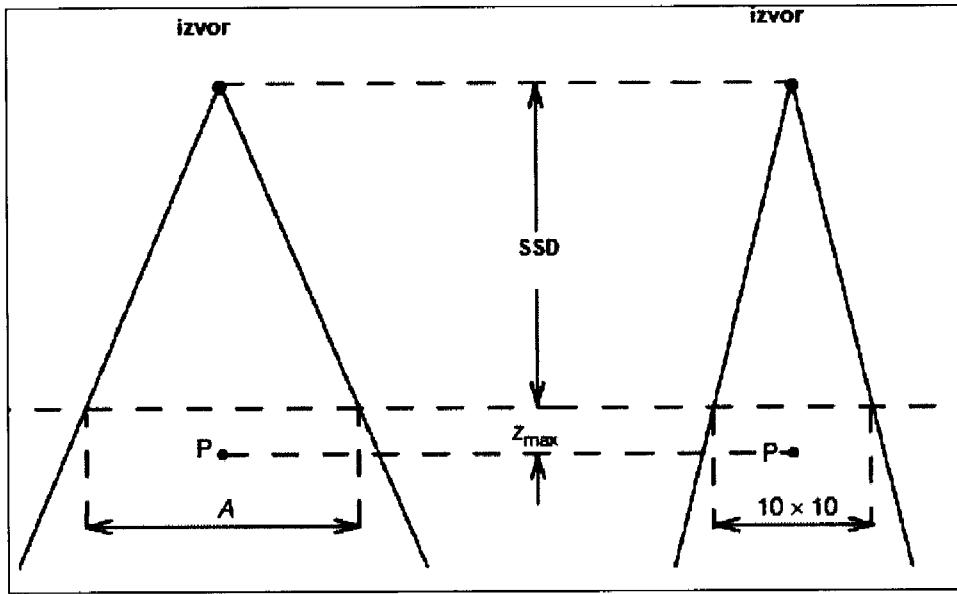
2. 1. 3. Radijacioni parametri fotonskog snopa

- Faktor rasejanja na kolimatoru S_c (*Collimator scatter factor*)
- Faktor rasejanja u fantomu S_p (*Phantom scatter factor*)
- Totalni faktor rasejanja $S_{c,p}$ (*Total scatter factor*)
- Procentna dubinska doza *PDD* (*Percentage depth dose*)
- Odnos tkivo-fantom *TPR* (*Tissue-phantom ratio*)
- Odnos tkivo-maksimum *TMR* (*Tissue-maximum ratio*)

Faktor rasejanja na kolimatoru

Faktor rasejanja na kolimatoru S_c meri se pomoću ionizacione komore sa build-up kapom odgovarajuće debljine (zavisno od energije) da obezbedi maksimum doze na osi komore za datu energiju snopa. Ionizaciona komora sa kapom postavlja se na centralnu osu snopa, u vazduhu. Rastojanje komore od izvora je $SSD + z_{\max}$.

Geometrijski prikaz postavke komore za merenje S_c prikazan je na slici:



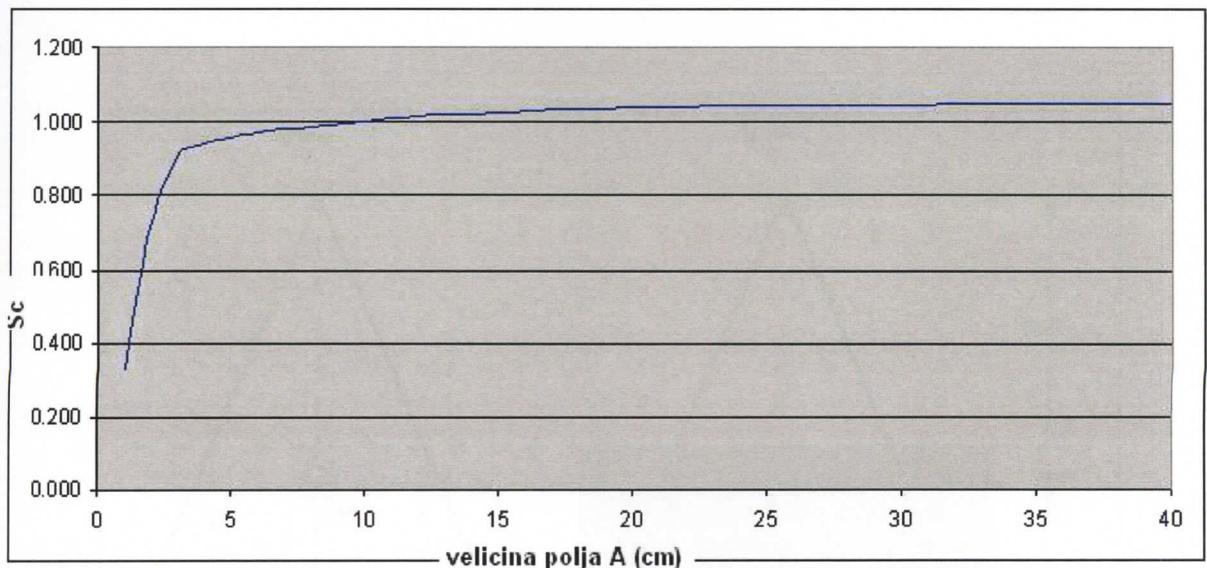
Slika 3. Geometrijski prikaz postavke komore za merenje faktora rasejanja na kolimatoru S_c za proizvoljnu veličinu polja A i referentnu veličinu polja $(10 \times 10) \text{ cm}^2$

Izmerena doza u tački P u vazduhu ima doprinos od dve komponente primarne i sekundarne. Primarna komponenta potiče direktno od izvora zračenja i ne zavisi od veličine polja. Sekundarna komponenta potiče od fotona rasejanih na kolimatoru i u vazduhu i zavisi od veličine polja. Što je polje veće veće je rasejanje.

Faktor rasejanja na kolimatoru S_c definiše se kao odnos kerme u vazduhu za polje A i kerme u vazduhu za referentno polje. Za većinu dozimetrijskih merenja referentno polje je $(10 \times 10) \text{ cm}^2$:

$$S_c(A, E) = \frac{(K_{\text{air}}(A, E))_{\text{air}}}{(K_{\text{air}}(10, E))_{\text{air}}}$$

Faktor rasejanja na kolimatoru normalizovan je na 1 za referentno polje $(10 \times 10) \text{ cm}^2$, manji od jedinice je za polja manja od referentnog a veći od jedinice je za polja veća od referentnog.



Grafik 1. Grafički prikaz izmerenih vrednosti faktora rasejanja na kolimatoru S_c u funkciji od veličine polja A . Merenja su rađena na linearном akceleratoru Oncor Siemens, za fotonsku energiju 6 MeV.

Faktor rasejanja u fantomu S_p

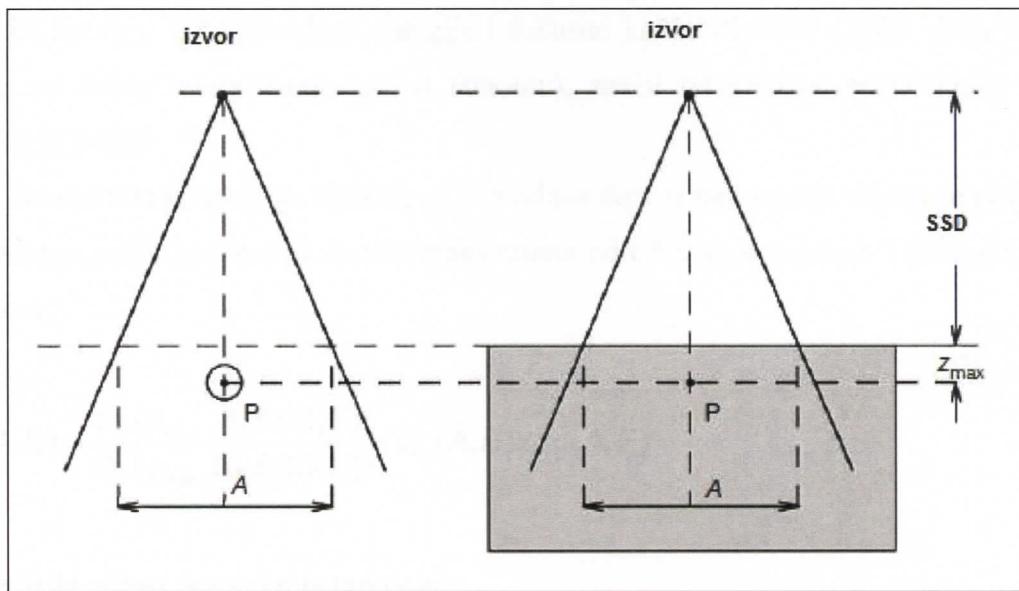
Određivanju faktora rasejanja u fantomu predhodi merenje PSF (Peak scatter faktor). PSF predstavlja odnos doze u tački P, na dubini maksimuma u fantomu i doze merene u vazduhu sa build-up kapom:

$$PSF(A, E) = \frac{D_P(z_{\max}, A, SSD, E)}{D_P(A, E)}$$

$D_P(z_{\max}, A, SSD, E)$ je doza izmerena u fantomu na dubini maksimuma za određeno polje i određenu energiju.

$D_P(A, E)$ je doza izmerena u vazduhu sa build-up kapom za isto polje i energiju kao doza merena u fantomu.

Geometrijski prikaz postavke prikazan je na slici:



Slika 4. Geometrijski prikaz postavke komore u vazduhu i vodenom fantomu za merenje PSF za veličinu polja A

PSF zavisi od veličine polja i energije snopa. Predstavlja faktor koji pokazuje za koliko se doza u tački P merena u vazduhu povećava zbog zračenja koje potiče od rasejanih fotona iz fantoma.

Za određenu energiju snopa, PSF raste sa povećanjem polja.

Faktor rasejanja u fantomu predstavlja odnos $PSF(A, E)$ za bilo koje polje u snopu određene energije sa $PSF(10, E)$ za referentno polje u snopu iste energije.

$$S_P = \frac{PSF(A, E)}{PSF(10, E)}$$

PSF normalizovan je na 1 za referentno polje (10×10) cm^2 , veći je za veličinu polja veću od referente veličine polja a manji od jedinice za veličinu polja manjeg od referentnog polja.



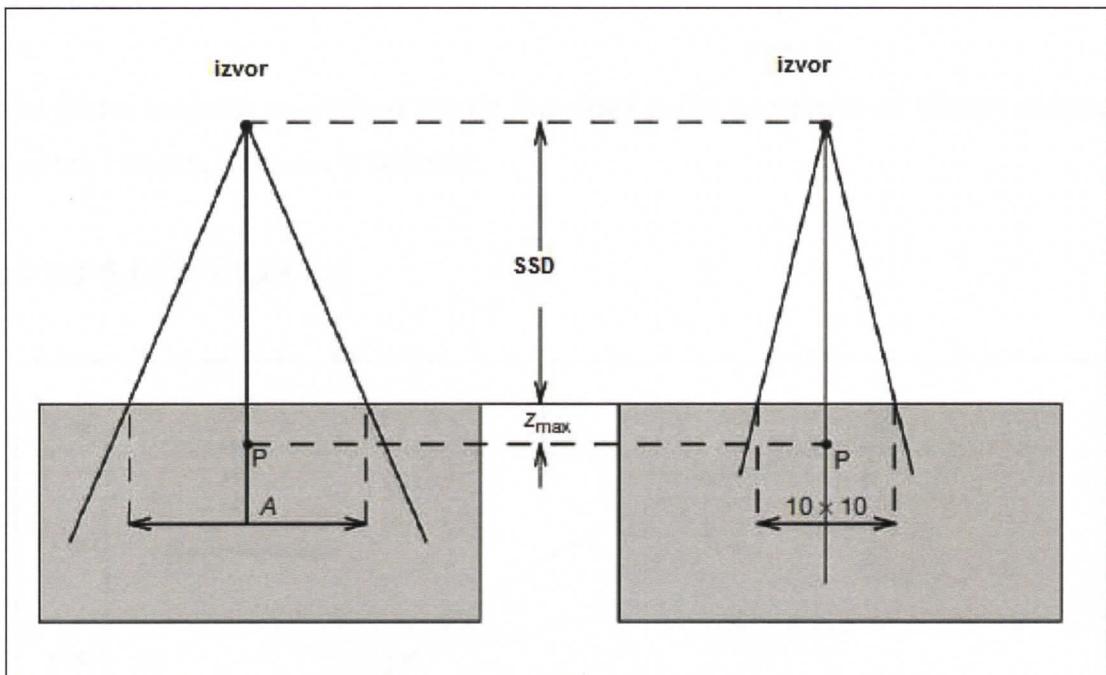
Totalni faktor rasejanja $S_{c,p}$

Za fotonski snop određene energije i fokusno kožne distance (SSD), doza u tački P (merena na dubini maksimuma z_{max} u fantomu), zavisi od veličine polja. Doza raste sa povećanjem polja.

Totalni faktor rasejanja definiše se kao odnos doze u fantomu za određeno polje i doze za referentno polje, mereno na dubini maksimuma određenom energijom i fokusno kožnom distancom:

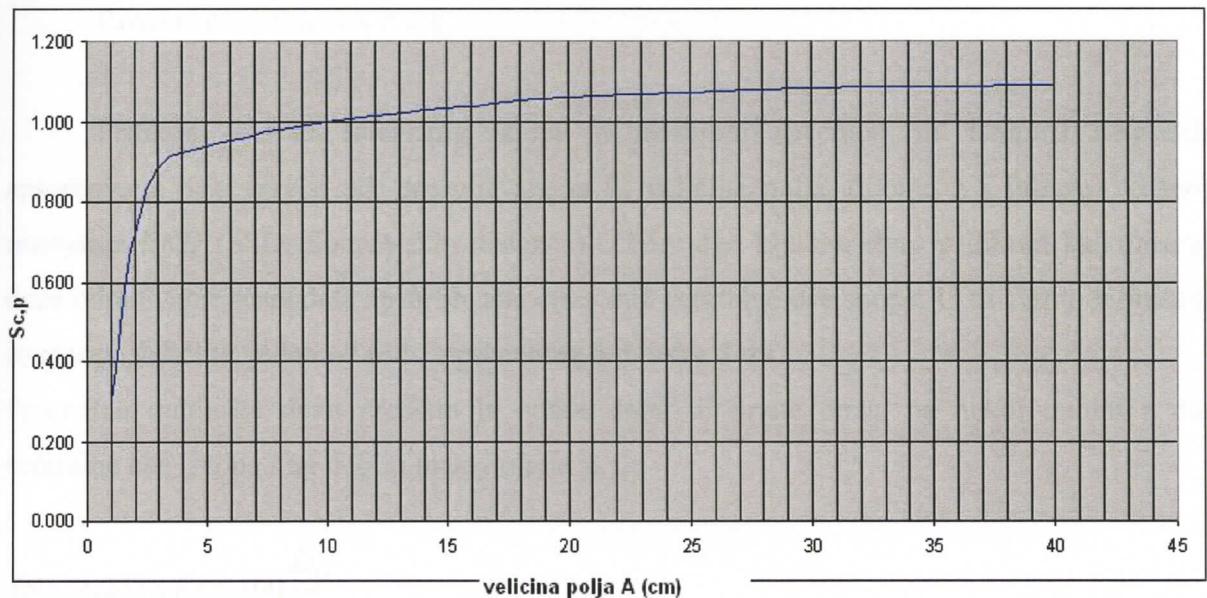
$$S_{c,p}(A,E) = \frac{D_P(z_{max}, A, SSD, E)}{D_P(z_{max}, 10, SSD, E)} = S_c(A, E) \times S_p(A, E)$$

Geometrijski prikaz postavke za merenje $S_{c,p}$



Slika 5. Geometrijski prikaz postavke komore u vodenom fantomu za merenje totalnog faktora rasejanja $S_{c,p}$ za veličinu polja A i referentnu veličinu polja (10×10) cm^2

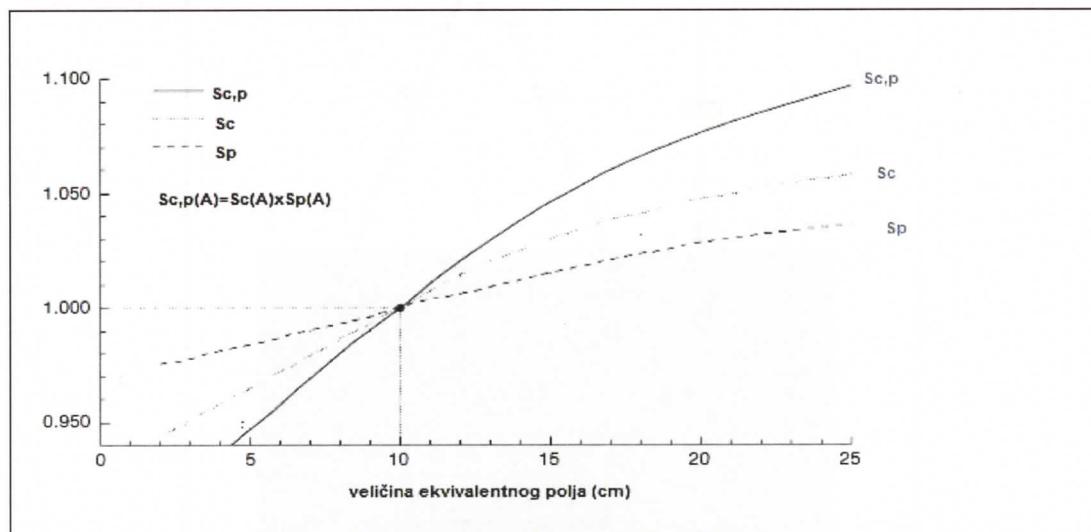
Totalni faktor rasejanja $S_{c,p}$ normalizovan je na 1 za referentnu veličinu polja (10×10) cm^2 , veći je od jedinice za veličinu polja veću od referntnog polja i manji je od jedinice za veličinu polja manju od refentnog polja.



Grafik 2. Grafički prikaz izmerenih vrednosti totalnog faktora rasejanja $S_{c,p}$ u funkciji od veličine polja A . Merenja su rađena na linearnom akceleratoru Oncor Siemens, za fotonsku energiju 6 MeV.

Totalni faktor rasejanja može da se napiše i na drugi način, kao proizvod faktora rasejanja na kolimatoru i faktora rasejanja u fantomu:

$$S_{c,p}(A, hv) = S_c(A, hv) \times S_p(A, hv)$$



Slika 6. Tipične vrednosti za totalni faktor rasejanja $S_{c,p}$, faktor rasejanja na kolimatoru S_c i faktor rasejanja u fantomu S_p za ^{60}Co snop zračenja kao funkcija veličine polja A . Sva tri faktora normalizovani su na 1 za referentnu veličinu polja (10×10) cm 2

Procentna dubinska doza

Prilikom ulaska fotonskog snopa u medijum (pacijent ili fantom) raspodela apsorbovane doze zavisi od: energije snopa E , velicine polja, dubine z i fokusno kožnog rastojanja FKD (SSD, Source-skin distance). Zbog toga ključna stvar prilikom kalkulisanja doze određivanje raspodele apsorbovane doze duž centralne ose snopa. U tu svrhu definisane se mnoge velicine, jedna od njih je procentna dubinska doza.

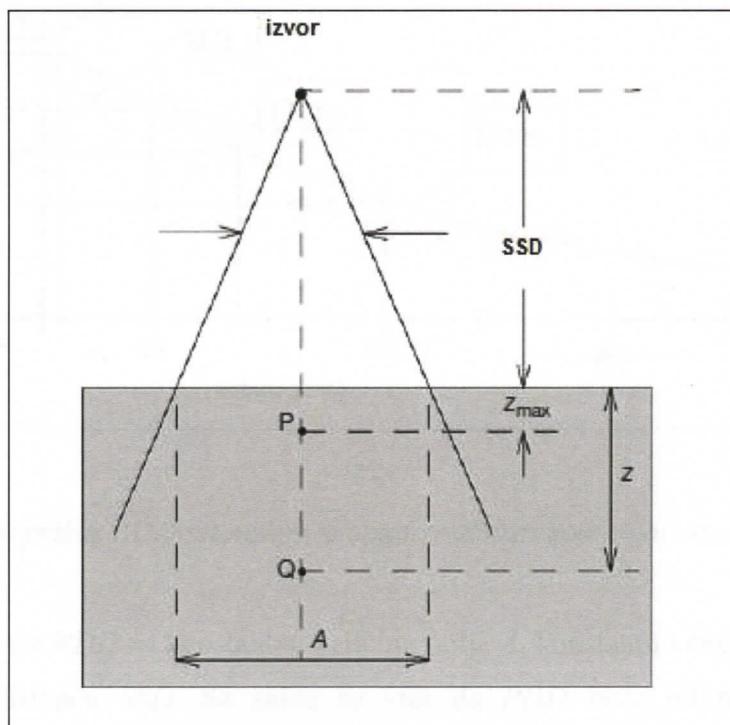
Procentna dubinska doza predstavlja odnos doza ili brzne doza, na nekoj dubini z duž centralne ose snopa i na dubini maksimuma z_{\max} :

$$D(z, A, SSD, E) = 100 \frac{D_Q}{D_P}$$

Gde je:

D_Q apsorbovana doza u tački Q na dubini z na centralnoj osi u fantomu.

D_P apsorbovana doza u tački P na dubini maksimuma z_{\max} na centralnoj osi u fantomu.



Slika 7. Geometrijski prikaz merenja procentne dubinske doze

Procentna dubinska doza zavisi od dubine u fantomu z , od veličine polja A , distance od izvora do površine SSD i od energije fotonskog snopa E .

Kod fotonskih snopova reda nekoliko MeV vrednost PDD varira od 0 % na $z \rightarrow \infty$ do 100 % na $z = z_{max}$. Sa povećanjem energije fotonskog snopa maksimum doze se pomera ka većim dubinama zbog build-up efekta.

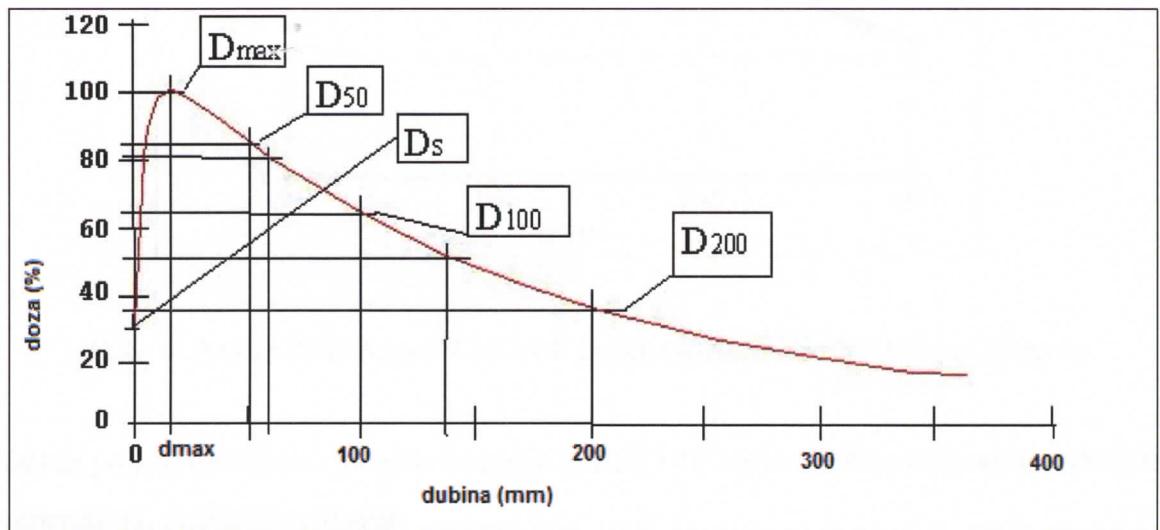
Doza u tački Q sastavljena je od dva dela: primarni i rasejani deo doze.

Primarni deo doze potiče od inicijalnog fotonskog snopa iz izvora, rasejani deo potiče od fotona koji se rasejavaju na kolimatoru i u fantomu.

$$PDD^{pri} = 100 \frac{D_Q^{pri}}{D_P^{pri}} = \left(\frac{SSD + z_{max}}{SSD + z} \right)^2 e^{-\mu_{eff}(z - z_{max})}$$

μ_{eff} – efektivni linerani atenuacioni koeficijent za inicijalni snop u fantomu

Rasejani deo doze potiče od fotona rasejanih na kolimatoru i u fantomu.

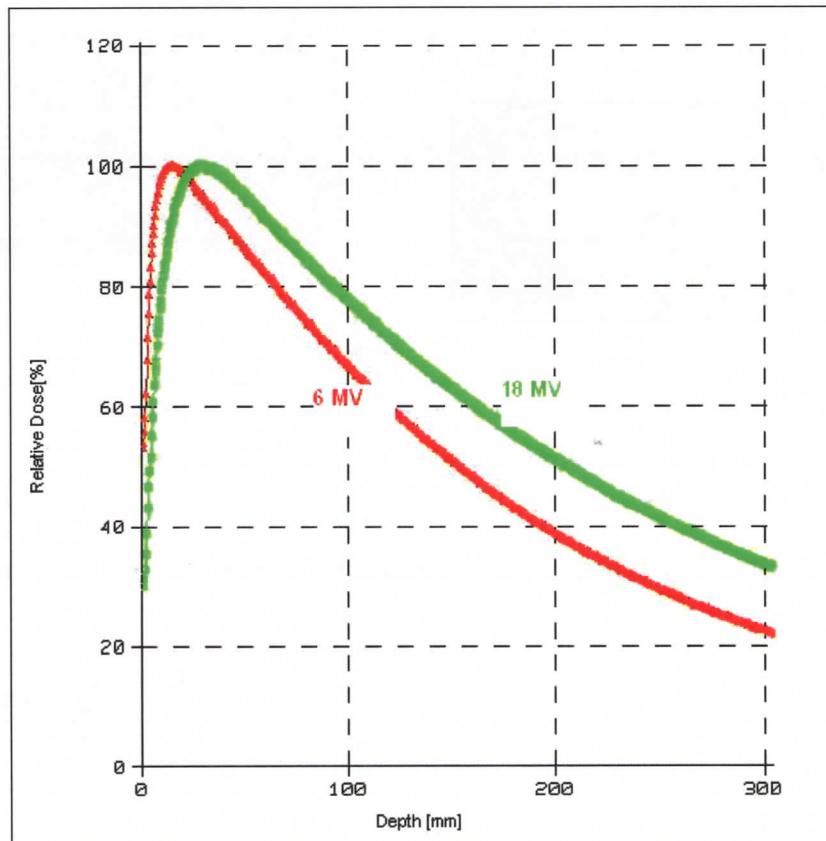


Slika 8. Grafički prikaz PDD fotonskog snopa i vrednosti koje se očitavaju sa krive PDD[5]

Na skici je prikazana PDD za konstantnu veličinu polja A , konstantnu energiju E i konstantnu fokusno kožnu distancu SSD . Sa skice se vidi da PDD raste od površine do dubine maksimuma d_{max} , posle dubine maksimuma sa porastom dubine počinje da opada. Na slici su prikazani parametri koji se očitavaju sa PDD krive. D_s je doza na površini (ulazna doza). D_{100}

je doza na dubini 100 mm i D_{200} doza na dubini 200 mm, su potrebne veličine da bi se odredio parametar koji opisuje kvalitet snopa.

Dubina maksimuma i ulazna doza zavise od energije. Što je veća energija, dubina maksimuma raste a ulazna doza opada.



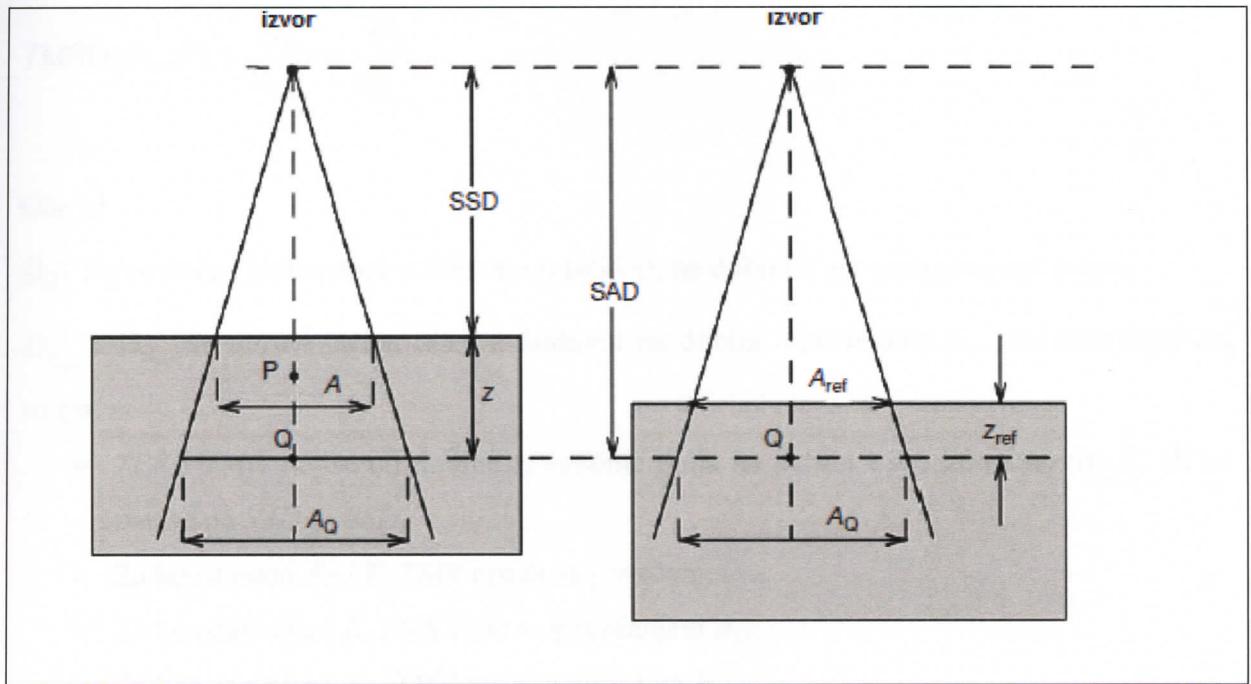
Slika 9. Prikaz PDD 6 MeV i 18 MeV linearnog akceleratora Primus Siemens

PDD za polje $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ fotonske energije 6 MeV i 18 MeV, veličina buil-up oblasti raste sa energijom, ulazna doza opada.

Za konstantnu veličinu polja A , dubinu z i energiju E , PDD raste sa povećanjem fokusno kožne distance SSD , doprinos faktora inverznog zakona je u porasu sa povećanjem SSD , vidi se iz jednačine za primarni doprinos doze.

Odnos tkivo-fantom TPR (tissue-phantom ratio)

Geometrijski prikaz postavke za merenje TPR (tissue-phantom ratio)



Slika 10. Geometrijski prikaz postavke merenja TPR

TPR na dubini z , za veličinu polja A na dubini z i za energiju E , se definiše kao:

$$TPR(z, A_Q, E) = \frac{D_Q}{D_{Q_{ref}}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q_{ref}}}$$

Gde je:

D_Q i \dot{D}_Q su doza i jačina doze u fantomu u tački Q, na dubini z , na centralnoj osi snopa

$D_{Q_{ref}}$ i $\dot{D}_{Q_{ref}}$ su doza i jačina doze u fantomu na referentnoj dubini z_{ref} (obično 5 cm ili 10 cm) na centralnoj osi snopa.

Merene vrednosti TPR prikazuju se grafički i tabelarno i koriste se kod obračuna monitorskih jedinica (MU) kod SAD (Source-axis distance) postavke.

Odnos tkivo-maksimum TMR (tissue maximum ratio)

TMR je specijalni slučaj TPR, kada je referentna dubina jednaka dubini maksimuma.

Definiše se kao:

$$TMR(z, A_Q, E) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q_{max}}}$$

Gde je:

D_Q i \dot{D}_Q su doza i jačina doze u fantomu u tački Q, na dubini z na centralnoj osi snopa.

$D_{Q_{max}}$ i $\dot{D}_{Q_{max}}$ su doza i jačina doze u fantomu na dubini maksimuma z_{max} na centralnoj osi snopa.

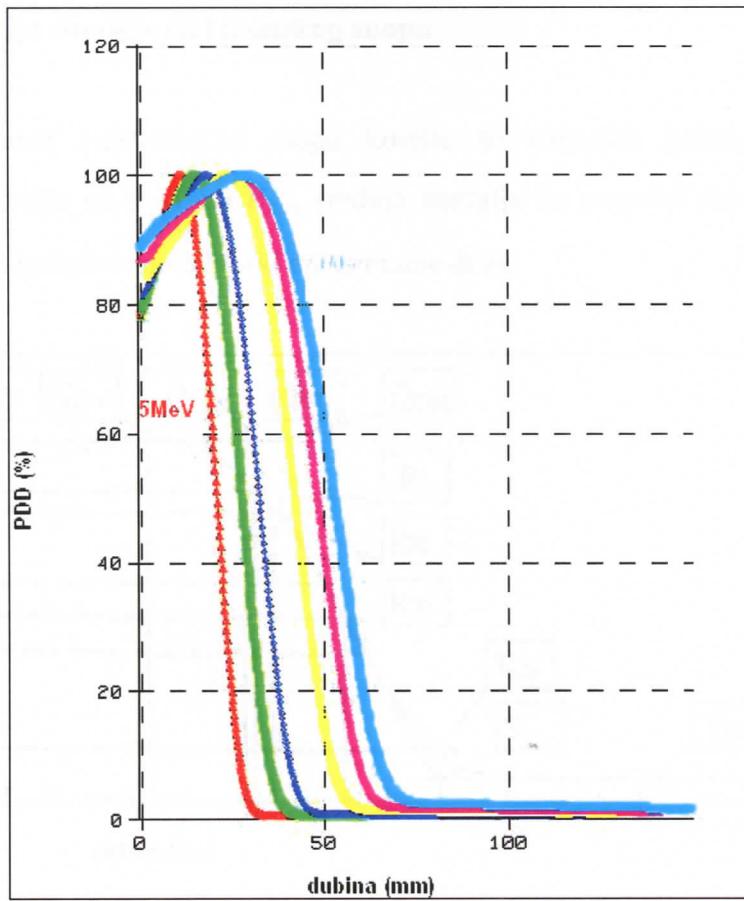
- TPR i TMR zavise od dubine z , veličine polja na dubini z A_Q i do energije E , ali ne zavise od SAD ili SSD .
- Za konstantno A_Q i E , TMR opada sa povećanjem z .
- Za konstantno z i E , TMR raste sa povećanjem A_Q .
- Za konstantno z i A_Q , TMR raste sa porastom E .

2. 1. 4. Radijacioni parametri elektronskog snopa

- Procentna dubinska doza *PDD (Percentage depth dose)*
- Faktor intenziteta doze *(Output factor)*
- Terapeutска граница R_{90} *(Therapeutic range)*
- Specifikacija energije elektronskog snopa *(Electron beam energy specification)*

Procentna dubinska doza elektronskog snopa, kao i fotonska procentna dubinska doza, snima se duž centralne ose. U poređenju sa fotonsko procentnom dubinskom dozom, ulazna doza (doza na površini) je veća kod elektronskih energija. Iza dubine maksimuma doza naglo opada. Ovakva dozna raspodela pogodna je za tretiranje tumora koji se nalaze plići, blizu površini kože.

Build-up doza kod elektronskog snopa, manje je izražena nego kod megavoltažnog fotonskog snopa. Razlog je doprinos rasejanih elektrona u interakciji sa atomima apsorbera. Kao i kod fotonskog snopa, i kod elektronskog snopa, ulazna doza raste sa povećanjem energije.



Slika 11. PDD za referentni tubus (15×15) cm^2 elektronske energije (5, 7, 8, 10, 12, 14) MeV linearnog akceleratora Oncor Siemens

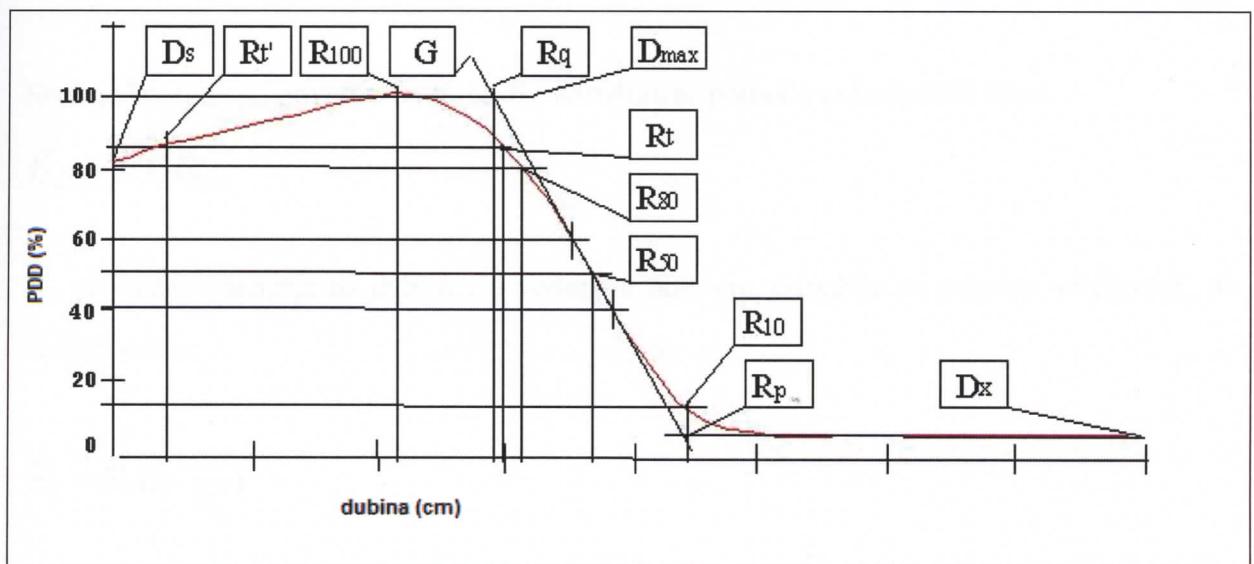
Faktor intenziteta doze za određenu elektronsku energiju predstavlja odnos doze izmerene na dubini z_{max} te elektronske energije za bilo koji tubus sa dozom izmerenoj na istoj dubini i za istu energiju za referentni tubus. Za referentni tubus može se uzeti tubus (10×10) cm^2 ili (15×15) cm^2 .

Terapeutska granica R_{90}

Dubina 90% doze R_{90} definiše se kao terapeutska granica za elektronski snop. Terapeutska dubina R_{90} je aproksimativno uzeta kao četvrtina nominalne energije u cm vode.

Specifikacija energije elektronskog snopa

Za opisivanje elektronskog snopa koriste se nekoliko parametra, kao što su najverovatnija energija na površini $E_{p,o}$, srednja energija na površini fantoma \bar{E}_0 i R_{50} kao dubina na kojoj je apsorbovano 50% od maksimalne doze.



Slika 12. Grafički prikaz PDD elektronskog snopa i vrednosti koje se očitavaju sa PDD[5].

Na slici su obeležene veličine koje se očitavaju sa PDD elektronske energije

- D_s doza na površini
- R_t' terapeutska granica u build-up regionu
- R_t terapeutska granica
- R_{100} dubina maksimuma
- G gradijent doze. Tangenta na tački strmine, određuje se na sledeći način:

$$G = \frac{R_p}{R_p - R_q}$$

- R_q dubina na kojoj tangenta strmine preseca pravu koja prolazi kroz dubinu maksimuma.
- R_{80} dubina 80% doze
- R_{50} dubina 50% doze
- R_{10} dubina 10% doze
- R_p dubina na kojoj tangenta strmine preseca pravu koja prolazi kroz tačku D_x

- D_x definiše se na nekoliko načina. Kao poslednja tačka merenja ili kao doza na dubini $(R_p + 100\text{mm})$.

Najverovatnija energija na površini fantoma $E_{p,o}$ empirijski se određuje pomoću veličine R_p na sledeći način:

$$E_{p,o} = 0.22 + 1.98R_p + 0.0025R_p^2$$

Srednja energija na površini fantoma \bar{E}_o određuje se pomoću dubine 50% doze:

$$\bar{E}_o = 2.33R_{50}$$

\bar{E}_z je srednja energija na dubini z u vodenom fantomu, određuje se pomoću veličine R_p na sledeći način:

$$\bar{E}_z = \bar{E}_o \left(1 - \frac{z}{R_p}\right).$$

2. 2. Linearni akcelerator

Medicinski linearni akcelerator (linac) je ciklični akcelerator u kome se elektroni ubrzavaju u opsegu energije od 4 MeV do 25 MeV koristeći mikrotalasno RF polje visoke snage u talasovod. Frekventni opseg RF polja je od 1 GHz (L pojas) do 10 GHz (X pojas). Frekvenciju od 2856 MHz (S pojas) ima najveći broj linaka. RF polje visoke snage koje ubrzava elektrone u talasovodu nastaje u specijalnim evakuisanim uređajima koji se zovu magnetron i klistron [3,7,8,9].

Tipičan moderan visokoenergetski linak ima dve fotonske energije (na primer 6 MeV i 18 MeV) i nekoliko elektronskih energija.

Glavni delovi linaka su:

- Stativ (*gantry*)
- Postolje stativa (*gantry stand*)
- Modulator (*modulator cabinet*)
- Tretmanski sto (*treatment couch*)
- Kontrolna konzola (*control console*)

Komponente za formiranje snopa mogu se podeliti u šest grupa:

- I. Injekcioni sistem
- II. RF generator
- III. Talasovod za ubrzavanje
- IV. Pomoćni sistem
- V. Sistem za transport snopa
- VI. Sistem za kolimaciju i monitoring snopa

Injekcioni sistem je izvor elektrona (elektronski top). Postoje dva tipa elektronskog topa: diodni top i triodni top. Oba tipa imaju katodu u obliku vlakna i perforisani uzemljenu anodu. U triodni elektronski top ugrađena je i rešetka.

Elektroni emitovani termoelektronskom emisijom sa usijane katode, fokusirajućom elektrodom dobijaju oblik *pencil beam* ubrzavaju se prema perforisanoj anodi kroz koju se ubacuju u talasovod. Ubacivanje elektrona u talasovod kontrolisano je naponskim impulsima.

RF generator

Mikrotalasno zračenje za ubrzavanje čestica u talasovodu proizvodi se u RF generatoru koji se sastoji od: RF izvora (magnetron ili klistro) i impulsanog modulatora. Visoki napon (~ 100 kV), visoka struja (~ 100 A), kratko trajanje impulsa (~ 1 μ s) zahtevi su koje treba da zadovolji impulsni modulator.

RF izvor je magnetron ili klistro. Oba uređaja koriste se za ubrzavanje elektrona, dizajn im je potpuno drugačiji. Klistro je RF pojačivač snage koji pojačava slabo RF polje nastalo u RF oscilatoru. Specijala vakuumска cev koja se koristi kao oscilator ili pojačavač na mikrotalasnim frekvencijama (1 GHz-300GHz), talasne dužine 30 cm do 1 m sa ciljem da se proizvedu talasi nosioci visoke snage uz mogućnost kontrole amplitude, frekvencije i faze.

Magnetron je izvor visokoenergetskog RF polja potrebnog za ubrzavanje elektrona. Vakuumска cev koja generiše koherentene mikrotalase. Sastoji se od užarenog vlakna (katode) i upravnog magnetnog polja. Elektroni se ubrzavaju pod dejstvom magnetnog polja na putu ka anodi.

Talasovod za ubrzavanje

Talasovod je evakuisana ili gasom ispunjena metalna struktura za prenos mikrotalasa. Koriste se dva tipa talasovoda: talasovod za prenos RF snage i ubrzavajući talasovod.

Šupljine u talasovodu za ubrzavanje imaju funkciju da spregnu i distribuiraju mikrotalasnu snagu između vezanih šupljina i da obezbede odgovarajuće električno polje za ubrzavanje elektrona.

Postoje dva tipa ubrzavajućih talasovoda: talasovod sa strukturom za putujući talas i talasovod sa strukturom za stojeći talas.

Pomoćni sistem

Pomoćni sistem linaka sastoji se od nekoliko delova koji nisu direktno angažovani u ubrzavanju elektrona. Pomoćni sistem linaka obuhvata četiri sistema: sistem vakuumskih pumpi koje stvaraju vakuum u talasovodu i RF generatoru, voden sistem hlađenja koji služi za hlađenje talasovoda, mete, cirkulatora i RF generatora, opcionalni sistem za pneumatsko kretanje mete i drugih modifikacionih komponenti snopa i sistem zaštite od curenja.

Sistem za transport snopa

Kod niskoenergetskih linaka meta je ugrađena u talasovod, snop se ne transporuje između talasovoda i mete. Kod linaka sa višim energijama od 6 MeV, talasovod je dugačak za pravo nameštanje. Takvi talasovodi se obično montiraju paralelno osi rotacije gantrija tako da elektronski snop mora biti skrenut da udario u metu. Postoje tri sistema za skretanje elektronskog snopa: skretanje 90^0 , skretanje 270^0 (ahromatsko) i skretanje $112,5^0$ (slalom).

Tretmanska glava

Tretmanska glava sastoji se od nekoliko komponenti koje utiču stvaranje, oblik, položaj i monitoring kliničkih fotonskih i elektronskih snopova.

Važne komponente tretmanske glave:

- Meta za proizvodnju X-zračenja (jedna ili više).
- Filtri za poravnavanje i folije za rasejavanje elektrona (filteri za rasejanje).
- Primarni i podesivni sekundarni kolimatori.
- Monitorska ionizaciona komora.
- Svetlosni indikator polja.
- Klinasti filtri.

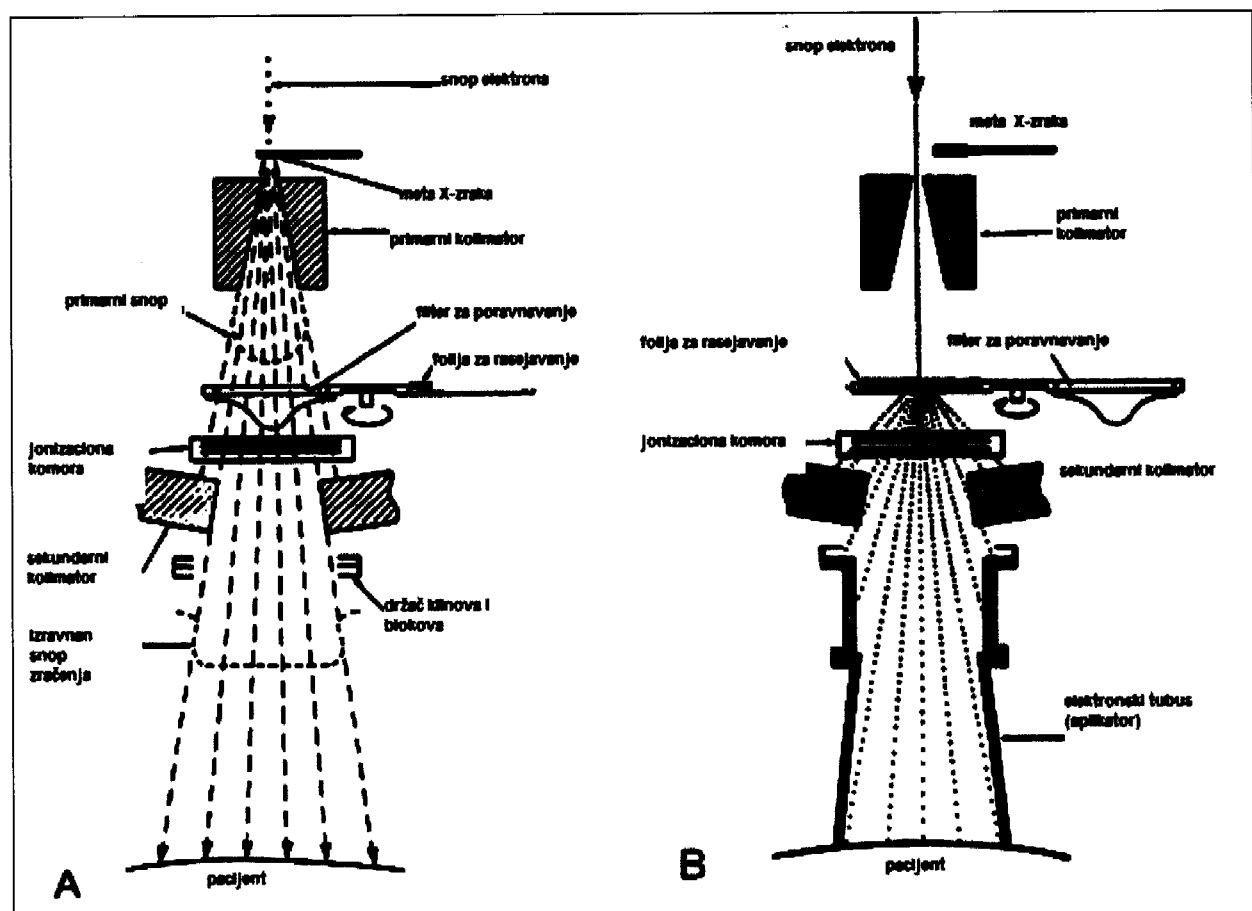
➤ MLC (Multileaf colimator).

Elektroni stvoreni u elektronском топу, убрзани у таласоводу за убрзавање до жељене кинетичке енергије и довођени у форму *pencil beam* прелазе у третманску главу помоћу транспортног система спона, где се производе клинички фотонски и електронски спон.

Клинички фотонски спон настаје комбинацијом мете и фолија за рашејавање.

Клинички електронски спон настаје одбијањем *pencil beam* од мете и фолије за рашејавање електрона. Специјални тубуси (*applicators*) користе се за колимацију електронског спона.

Примарни колиматор дефинише максимум кружног поља које се даље зарубљује подесивним секундарним колиматором. Подесивни, правугаони колиматор састоји се од два пара члјусти (*jaws*), два вишља и два нижа, који формирају правугаоно и квадратно поље са максималном димензијом (40×40 cm 2).



Slika 13. Komponente tretmanske glave. A prikazuje fotonski mod, B prikazuje elektronski mod[1].

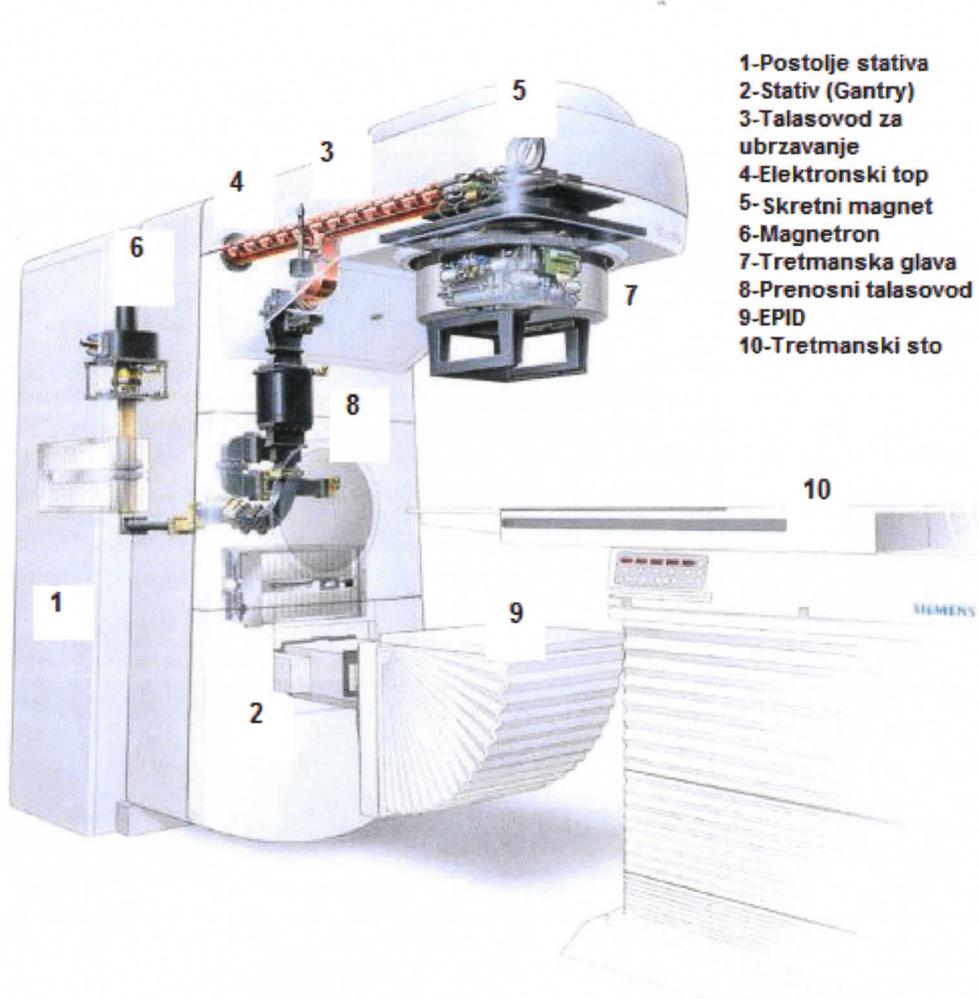
Monitorska ionizaciona komora služi za kontrolu izlazećeg fotonskog i elektronskog snopa, kao i za kontrolu radijacione i transferzalne ravnoće polja.

Svetlosni indikator polja zračenja i distancmetar predstavljaju pogodne vizuelne metode za korektno pozicioniranje pacijenta. Svetlosni indikator polja osvetljava površinu koja se slaže sa polje zračenja na pacijentu, dok distancmetar pokazuje veličinu *SSD*, rastojanje površine pacijenta od izvora.

Moderni akceleratori imaju mogućnost nezavisnog (asimetričnog) otvaranja čeljusti koje daju asimetrična polja pogodna za primenu u konformalnoj terapiji.

MLC se koriste kod konformalne terapije i sa razvojem tehnologije modernih akceleratora broj lifova je sve veći.

Klinika za onkologiju u Nišu poseduje akcelerator Oncor Siemens koji je opremljen neophodnom opremom da bi se pacijenti tretirali konformalnom terapijom, EPID (*electronic portal imaging device*) i MLC sa 82 lifa (41 par).



Slika 14. Osnovne komponente medicinskog linearnog akceleratora (Primus Siemens)[9]

Satavni deo kontrole kvaliteta terapijskog tretmana je provera da li je pacijentu isporučena doza na mesto koje je određeno u sistemu za planiranje zračne terapije. Da bi se to potvrdilo ranije su korišćeni filmovi sa specijalnim folijama, pogodni za X-zrake. Savremeni akceleratori opremljeni su opremom za verifikaciju pozicije pacijenta, EPID, koji je pričvršćen za stativ tretmanske jedinice.

3. Dozimetrijska oprema

Za potrebe puštanja u rad akceleratora, najvažnija su relativna dozimetrijska merenja polja zračenja: dubinska ionizacija ili procentna dubinska doza, profilne krive i izodozna distribucija. Dozimetrijska merenja za prikupljanje podataka polja zračenja najbolje se sprovode u vodi pomoću odgovarajućih detektora zračenja. Najbitnije osobine koje treba bilo koji merni uređaj da poseduje su [5,12]:

- (1) zadovoljavajuća osetljivost;
- (2) stabilnost;
- (3) zanemarljivo curenje;
- (4) energetska nezavisnost;
- (5) zadovoljavajuća prostorna rezolucija i
- (6) linearnost.

Najprikladniji uređaj za ovu vrstu merenja je automatski sistem skeniranja polja zračenja. Obično se sastoji od velikog rezervoara vode i automatizovanog mehanizma skeniranja polja zračenja koji pomera mernu komoru sa velikom preciznošću i pouzdanošću. Na ovaj način je omogućeno automatsko skeniranje polja zračenja i praćenje izodoza u sve tri osnovne ravni. Merenja se mogu vršiti pomoću para malih ionizacionih komora ili dioda, a signal sa jedne, koja ima fiksnu poziciju u polju zračenja, uzima se kao referentni. Korištenje sistema za automatsko skeniranje polja zračenja kod skeniranja elektrona (ili fotona) zahteva metodu integrisanja signala sa integriranjem vremena koje je relativno dugo. Kao alternativa može se koristiti film dozimetrija za skeniranje elektronskih / fotonskih polja zračenja.

Jonizacione komore

Jonizaciona komora spada u relativna merila doze jer mora biti kalibrirana u predhodnom postupku sa etalonom višeg ranga. Izbor jonizacione komore koja će se koristiti u merenjima zavisi od energije i vrste zračenja kao i od dimenzije polja.

Cilindrična jonizaciona komora je tip jonizacione komore koja se najčešće koristi u radioterapiji. Ovaj tip komore može da se koristi za merenja i kalibraciju radioterapijskih snopova od srednje-energetskih X-zraka iznad 80 kV, preko ^{60}Co gama zračenja, visoko-

energetskih fotonskih snopova do terapijskog protonskog zračenja i snopa teških jona. Cilindrične ionizacione komore veoma su pogodne za merenje ovakvih vrsta zračenja zbog toga što su veoma otporne i izdržljive, jednostavne za korišćenje u vodenim fantomima. Efektivna zapremina komore je vazdušna šupljina cilindričnog oblika određena dimenzijom i oblikom zida komore zapremine između $0,1 \text{ cm}^3$ i 1 cm^3 . Prilikom korišćenja cilindrična ionizaciona komora mora biti postavljena tako da zračenje bude uniformno preko poprečnog preseka šupljine komore. Zid komore prestavlja negativno nanelektrisanu elektrodu, a pozitivna kolektorska elektroda je u obliku tanke žice centralno postavljene u šupljinu komore. Iz tehničkih razloga poželjno je da centralna elektroda i zid komore budu od različitih materijala. Komore sa zidom od grafita imaju veću stabilnost i postojanost u toku vremena nego komore sa plastičnim zidom, ali se ove robusnije i pogodnije za rutinska merenja. Dužina šupljine komore postavlja granicu za veličinu polja koja se može meriti sa tom komorom. Veoma je važno da vazdušna šupljina komore ne bude hermetički zatvorena zbog mogućnosti što bržeg uspostavljanja ravnoteže sa temperaturom i pritiskom okoline.

Pri dozimetrijskim merenjima statičkih polja korišćena je cilindrična ionizaciona komora CC13 proizvođača IBA Dosimetry. Snimanje dinamičnih polja (čeljusti kolimatora pemeraju se u vremenu isporučivanja doze) obavljeno je setom dioda LDA-99 SC proizvođača IBA Dosimetry.

Cilindrična ionizaciona komora CC13, može se koristiti pri apsolutnoj i relativnoj dozimentriji fotonskih i elektronskih snopova u radioterapiji. Pomoću ove komore mogu se vršiti merenja u vazduhu, u vodenom i u čvrstom fantomu.

U vazdušnoj šupljini unutar komore uspotavlja se ravnoteža sa okolinom pomoću silikonskog rukavca. Komora je prilagođena za merenja lateralnog i aksijalnog ulaznog snopa. Komora je vodootporna i ima kabel dugačak 1,4 m na čijem kraju se nalazi TNC triaksijalni konektor. Struja curenja je manja od $\pm 4 \times 10^{-15} \text{ A}$, radni napon komore je $\pm 300 \text{ V}$ (maksimalno 500 V), nominalna osetljivost $3,8 \times 10^{-9} \text{ C/Gy}$.

LDA-99 SC namenjen je za merenje distribucije doze statičnih i dinamičnih polja. Dinamična polja mogu da se mere samo setom komora ili setom dioda kao što je LDA99 SC. Merenja mogu da se rade u vodi ili u vazduhu sa buil-up kapom. LDA-99 SC sastoji se od 99 poluprovodničkih, energetski kompenzovanih Hi-pSi detektora poređanih na distanci od 5 mm (centralna dioda postavljena je u centar) na linearnom držaču. LDA-99 SC dizajniran je za merenje profila u vodi i vazduhu, pogodan je za brza i pouzdana merenja dinamičkih polja. Za povezivanje LDA-99 SC i referentne diode koristi se elektrometar emXX. Controlna jedinica CCU (elektrometar koji se koristi pri upotrebi ionizacionih komora CC13) koristi se

za kontrolu automatizovanog mehanizma za pomeranje komora.

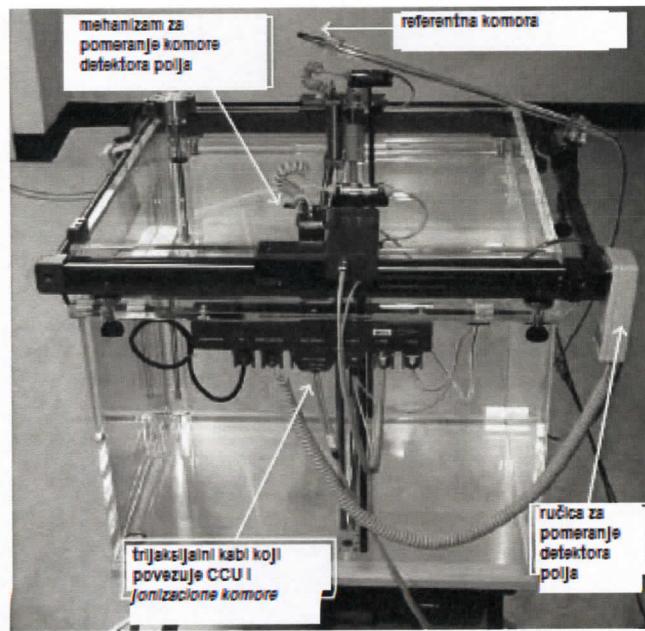


Slika 15. LDA-99 SC i elektrometar emXX

Vodeni fantom

Voden - merni fantom simulira tkivo jedinične gustine. Ljudski organizam je većinom sačinjen od vode i za većinu organa gustina je jednaka jedinici. Na taj način se zbog nemogućnosti merenja u pacijentu dolazi do informacijama o izodoznoj raspodeli, meri i kontroliše se doza. Dimenzije fantoma treba da budu takve da zadovolje uslove za realno prostiranje i rasejanje snopa. Zbog doprinosa rasejanja nanelektrisanih čestica u vodi, zahtevi u pogledu dimenzija fantoma su sledeći: unutrašnje ivice fantoma treba da budu najmanje 5 cm veće od maksimalne veličine polja, dubina fantoma treba da je za 5 g/cm^2 veća od dubine na kojoj se snimaju procentne dubiske doze i profili[11]. Prednost vodenog fantoma je konstantan hemijski sastav, nedostatak je teže rukovanje sa vodom (punje i pražnjenje) i otežana reproducibilnost pozicioniranja komore u mernu tačku.

Vodeni fantom (*Blue phantom*) sastoji se od trodimenzionalnog, visoke preciznosti servo mehanizma i vodenog tanka od pleksija. Na horizontalnoj X-šini, nalazi se klizni držač na koji mogu da se montiraju detektori. Detektor polja (*field detector*) može da se pozicionira u sve tri dimenzije, za merenje horizontalnog i vertikalnog snopa. Sve dimenzije su opremljene sa kalibriranim od nerđajućeg čelika rulerom, tako da se tačna pozicija uvek može verifikovati. Motor za pokretanja detektora polja, spojen je sa potenciometrom koji pruža mogućnost povratka detektora polja u određenu poziciju.



Slika 16. Blue Phantom u postavci za merenje, najvažniji delovi vodenog fantoma[6].

Standardni detektor polja i fiksni, referentni detektor za Blue Phantom, koriste se par jonizacionih komora CC13.

Prednost elektrometra CCU u odnosu na starije generacije elektrometra, je u tome što se CCU postavlja u tretmansku sobu. CCU se sa računarom povezuje mrežnim kabelom (*cross link cable or network*). CC13 referentna i detektor polja jonizaciona komora trijaksijalnim kablom povezane su na CCU. Mehanizam za pomeranje komore u svim pravcima kabelom je povezan za CCU.

Voden tank je napravljen od pleksija debljine 15 mm, oblast skeniranja je (480 x 480 x 410) mm³, tačnost pozicioniranja ± 0.5 mm po osi, reproducibilnost ± 0.1 mm, ortogonalnosti ± 0.2 °.



Slika 17. Prikaz postavke opreme za skeniranje fotonskih polja zračenja. Blue Phantom na postolju sa ionizacnim komorama CC13.

Za akviziciju i obradu skeniranih podataka korišćen je OmniPro-Accept sistem. OmniPro-Accept je softverska platforma sa jedinstvenim mogućnostima za prikupljanje podataka, puštanje u rad i kontrolu kvaliteta u oblasti terapije zračenjem. Podržava niz uređaja kao što su vodeni fantom, filma digitizers, različite vrste detektora, poluprovodničke ili ionizacione komore. Svi važeći protokoli za puštanje u rad linearnih akceleratora i dozimetrijski protokoli su takođe uključeni u softverski paket. OmniPro-Accept omogućava korisniku da obavlja rutinska merenja na vrlo efikasan način.

4. Prijemna ispitivanja

Nakon zavšetka instalacije linearnog akceleraora, neophodno je obaviti niz provera definisanih u skladu sa preporukama međunarodnih agencija. Provere se sprovode u skladu sa pisanom procedurom koju je definisao proizvođač.

Prijemna ispitivanja obavljaju inženjer, predstavnik proizvođača akceleratora i medicinski fizičar, zaposlen u medicinskoj ustanovi u kojoj će se akcelerator koristiti kao terapijska mašina [3,10,11,12,13].

Prijemna ispitivanja obuhvataju tri grupe provera:

- (1) sigurnosne provere,
- (2) mehaničke provere,
- (3) merenja doze-dozimetrijska merenja.

4.1. Sigurnosne provere

Test prihvatljivosti počinje sa sigurnosnim proverama da bi se obezbedila sigurna okolina za osoblje i javnost.

Inicijalne sigurnosne provere su verifikacije da li svi interlokovi(sigurnosni prekidači koji zaustavljaju zračenje, onesposobljevaju pokretanje i upozoravaju na neispravnost tretmanske jedinice) funkcionišu korektno.

Kad su vrata tretmanske sobe otvorena, i nakon startovanja zračenja sa kozole, zračenje ne sme da počne- door interlock.

Interlokovi motio- disable onemogućavaju pokretanje tretmanske mašine i pacijent stola ali ne zaustavljaju zračenje.

Emergency- off interlokovi onesposobljavaju tretmansku mašinu u potpunosti. Zaustavljaju zračenje i blokiraju pokretanje tretmanske jedinice i pacijent stola.

Uloga medicinskog fizičara je da verifikuje tačnost funkcionisanja interlokova.

Nakon verifikacije interlokova (sigurnosnih prekidača) potrebno je proveriti i svetla upozorenje. Svetlo upozorenja nalazi se ispred tretmanskih vrata i imaju ulogu da obaveštavaju kada je zračenje u toku. Sledeći korak sigurnosnih provera je verifikacija audio-video nadzora pacijenta u tretmanskoj sobi (bunkeru). Za vreme tretmana pacijent se prati preko monitora i omogućena je audio komunikacija sa pacijentom, iz komandne sobe.

Nakon komplete provere interlokova, medicinski fizičar obavlja proveru radijacione sigurnosti u svim oblastima oko tretmanske sobe.

Za linearne akceleratore koji rade sa energijama do 10 MeV provera fotona je dovoljna, za energije preko 10 MeV neophodno je pored fotonskih merenja obaviti i neutronska merenja.

Provera se obavlja na najvećoj fotonskoj energiji. Da bi medicinski fizičar bio siguran u značenje rezultata merenje, potrebno je obaviti preliminarnu kalibraciju snopa visokih fotoskih energija pre nego počne radijacioni pregled.

Proveru radijacine sigurnosti obaljaju licencirane agencije. Pravilnik o dozvoljenim dozama zračenja napravljen je u skladu sa preporukama međunarodnih agencija i regulativa je svake države.

4.2. Mehaničke provere

Mehaničke provrere podrazumevaju proveru precizosti i tačnosti mehaničkih pokretanja tretmanske jedinice i tretmaskog stola (pacijent sto).

Mehaničke provere obuhvataju proveru: ose rotacije kolimatora, pokretanje čeljusti kolimatora, poklapanje svetlosnog i zračnog polja, osu rotacije stativa (gantry), ose rotacije pacijent stola, zračni izocentar, pokazatelja distancmetra, pokazatelja ugla gantrija, pokazatelja veličine polja, pokretanje pacijent stola.

Centralna osa fotonskog, elektronskog i svetlosnog polja mora da se poklapa sa osom rotacije navedenih polja. Čeljusti kolimatora moraju da se otvaraju simetrično od ose rotacije. Ova osa veoma je važan aspekt svake tretmanske jedinice i neophodno je precizno je odrediti.

Radius kruga u kome se nalazi osa rotacije kolimatora ne bi smeо da bude veći od 1 mm.

U okviru mehaničkih provera je i **provera pokretanje čeljusti kolimatora** kod fotonskog zračenja. Čeljusti kolimatora treba da se otvaraju simetrično u odnosu na osu rotacije kolimatora. U okviru pomenutih provera, zavisno od proizvođača određuje se prelazak čeljusti kolimatora preko centra polja.

Pre provere poklapanja svetlosnog i zračnog polja proverava se veličina svetlosnog polja. Milimetarski papir se zalepi na pacijent sto. Pacijent sto se pozicionira na visinu izocentra. Obeleži se tačka centra polja, otvaranjem čeljusti kolimatora na milimetarskom papiru se očitava vrednost svetlosnog polja. Odstupanje veće od 1mm nije dozvoljeno.

Verifikacija poklapanja svetlosnog polja i polja zračenja obavlja se pomoću radiografskog filma. Film se postavi na pacijent sto, fiksira se i na njemu se crta svetlosno

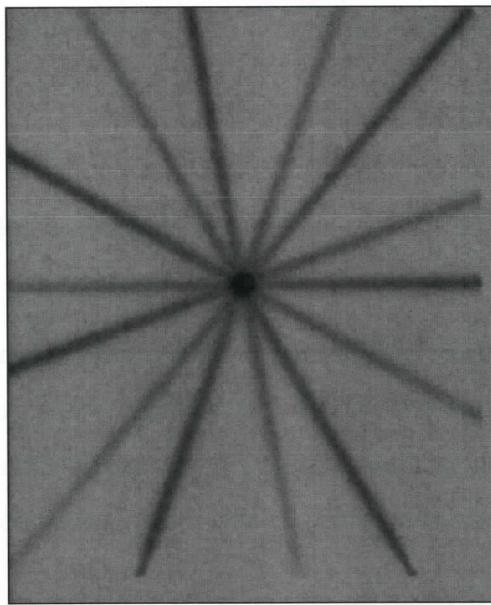
polje. Na ocrtnim linijama izbuše se tačke. Preko filma se postavi pleksi debljine koja odgovara dubini maksimalne doze. Nakon razvijanja filma svetlosno polje se ocrta pomocu tačaka koje su izbušene. Odstupanje od zračnog polja ne sme da bude veće od 2 mm. Pri prijemnom testu poklapanje svetlosnog i zračnog polja radi se i za polja $(5 \times 5) \text{ cm}^2$, $(20 \times 20) \text{ cm}^2$ i $(30 \times 30) \text{ cm}^2$, i za pozicije stativa 0° , 90° , 180° i 270° za svaku nomimanlnu energiju.

Osa rotacije gantrija, osa rotacije kolimatora i osa rotacije pacijent stola treba da se sekut u istoj sferi. Cenar te sfere poznat je kao mehanički izocentra. Provera mehaničkog izocentra najpreciznija je pomocu « front pointer ». Front pointer sastoji se od kompleta čvrstih, nesavitljivih šipki koje mogu da se fiksiraju pomoću specijalnog držača na stativ, i na kojima je izbaždarena skala. Na krajevima šipki nalazi se metalni vrh sa prečnikom 1mm. Front pointer se fiksira na stativ, pacijent sto se namesti na rastojanju 100 cm od fokusa, na pacijent sto se zalepi papir. Okreće se kolimator i proverava se da li je vrh šipke uvek na istom mestu. Na sličan način se proverava i mehanički centar stativa. Dodatno se na pacijent sto zalepi još jedna šipka, tako da se vrhovi dodiruju. Okreće se stativ i proverava da li se šipke tokom okretanja dodiruju na isti način.

Za kliničku upotrebu mehanički izocentra je određen optičkim sistemom (presek ose retikla, lasera i distancmetra nalazi se u tački unutar sfere koja određuje mehanički izocentar). Radijus te sfere treba da bude manji od 1mm.

Radijacioni izocentra nalazi se unutar sfere koja određuje mehanički izocentar.

Odvojeno se proverava poklapanje ose rotacije kolimatora i radijacionog izocentra kao, ose rotacije pacijent stola i radijacionog izocentra i poklapanje ose rotacije stativa (ganry) i radijacionog izocentra. Unutar kruga treba da se nađu mehanički izocentar i centra rotacije kolimatora. Kao i kod provere poklapanja radijacionog izocentra kolimatora i mehaničkog izocentra i kod provere poklapanja sa osom rotacije pacijent stola, kolimator odnosno sto rotira u svojim granicama. Radijacini izocentri se proverava « star- shot » filmom.



*Slika 18. Prikaz provere poklapanja mehaničkog i radijacionog izocentra «star-shot» filmom.
Film je eksponiran na svakih 50^0 rotacije stativa[6].*

Provera, poklapanje radijacionog izocentra stativa i menaničkog izocentra proverava se na sledeći način. Film se fiksira između dve ploče od pleksiglasa (PMMA gustine $1,18 \text{ g/cm}^2$) koje se fiksiraju trećom pločom koja se postavi na pacijet sto. Film se pozicionira u centar rotacije gantrija. Čeljusti kolimatora se otvore tako da se duž jedne ose otvoru najveće polje, duž druge ose veličina polja je 1 cm. Stativ rotira oko filma i na svakih 50^0 isporuči 50 monitorских jedinica (u zavisnosti od tipa filma i debljina ploča koje fiksiraju film prilagođava se broj monitorских jedinica). Na razvijenom filmu pojave se tamne pruge, kroz njihovu sredinu povlacenje linije koje treba da se sekne u krug poluprečnika manjeg od 1 cm.

U okviru mehaničkih provera je i verifikacija distancmetra. Distancmetar se proverava na različitim visinama stola. Polazi se od distance 100 cm, ka povećanju rastojanja od stativa i ka smanjenju rastojanja od stativa. Proizvođač preporučuje koja se očitavanja proveravaju. Proverava se da li se očitana vrednost sa distancmetra poklapa sa izmerenim rasrojanje stola od stativa. Stativ je pri ovoj proveri u nultoj poziciji.

Prijemni test terapijskog stola sastavni je deo mehaničkih provera. Provera se rotacija, longitudinalno, transferzalno i vertikalno pomeranje stola. Odstupanja propisuje proizvođač u skaladu sa međunarodnim preporukama i na osnovu karakteristika stola. Nove generacije terapijskih stolova imaju mala odsupanja jer je pomeranje stola u svim pravcima dosta precizno. Težina koju podnose terapijski stolovi vremenom je sve veća (dozvoljena težina za terapiski sto TXZ proizvođača Siemens je 250 kg).

Precizno pomeranje stola sa strogim toleracinskim odstupanjima, preduslov je za sprovođenje konformalne terapije.

4.3. Dozimetrijska merenja

Dozimetrijska merenja u okviru testa prijemnih ispitivanja podrazumevaju merenja i podešavanja snopa zračenja. Meri i podešava se: fotonske i elektronske energije, ravnoća (*flatness*) polja zračenja, simetrija (*symmetry*) polja zračenja, senka (*penumbra*), veličina polja i merene vrednosti se upoređuju sa vrednostima koje je propisao proizvođač za određeni tip akceleratora [12].

Dozimetrijska merenja fotonskih energija

Dozimetrijska merenja fotonskih energija rade se za jedinično polje (10x10) cm² na dubini 10 cm na distanci 100 cm u vodenom fantomu. U zavisnosti od preporuka proizvođača merenja se rade i za polja (20x20) cm², (40x40) cm².

Startuje se sa merenjem procentualne dubinske doze za jedinično polje na distanci 100 cm. Meri se duž centralne ose. Program koji obrađuje podatke, sa izmerene krive ocitava se vrednost doze na 10 cm i 20 cm i d_{max} . Izmereni podaci se upoređuju sa vrednostima BJR (*British Journal of Radiology*) i sa preporukama koje je dao proizvođač. U slučaju da vrednosti odstupaju od preporučenih, ovlašćeni serviser podešava energiju elektronskim putem menjajući struju bending magneta.

Za kvalitet snopa kod megavoltažnih mašina na osnovu dozimetrijskih protokola (IAEA-TRS-398) uzima se $TPR_{20,10}$ kao index kvaliteta. $TPR_{20,10}$ se definiše kao odnos doza na dubini 20 cm i 10 cm u vodi, sa konstantnim rastojanjem izvor-detektor 100 cm za polje 10x10 cm².

$$TPR_{20,10} = 1.2661 PDD_{20,10} - 0.0595,$$

Gde je $PDD_{20,10}$ odnos procentualne dubinske doze na dubinama 20 cm i 10 cm, za polje (10x10) cm² mereno u vodenom fantomu sa distancom 100 cm.

Uniformnost zračnog snopa određuju dva parametra ravnoća polja (*field flatness*) i simetrija polja (*field symmetry*). Pomenuti parametri određuju se iz snimljenih profila u vodenom fantomu, za jedinično polje (po preporukama Siemensa profili se mere i za polje (40x40) cm²

na dubini 10 cm i distanci 90 cm. Profili se mere u dve ravni (in-plane i cross-plane) normalne na centralnu osu.

Ravnoća i simetrija polja mogu se izmeriti na nekoliko načina: ionizacionom komorom u vodenom fantomu, filmom postavljenim na referentnoj dubini u fantomu, setom dioda (beam profiler). Ravnoća i simetrija polja testira se na dubini maksimuma ili na referentnoj dubini (10 cm), za orijentacije stativa 0, 90, 180, 270.

Za određivanje F (*beam flatness*) sa profila se očitavaju vrednosti maksimalne D_{\max} i minimalne D_{\min} doze u 80 % širine profila.

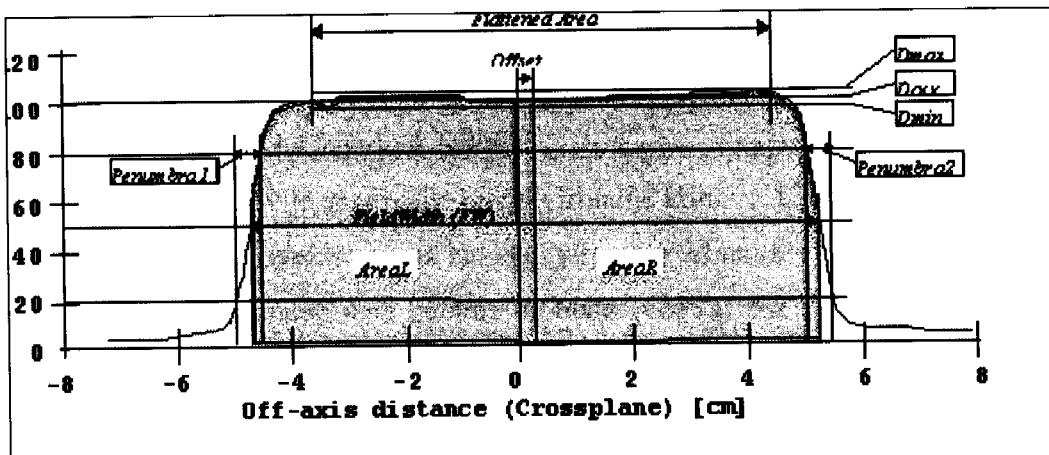
$$F = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \times 100\%$$

Ravnoća polja (u daljem tekstu flatness) određuje se za jedno ili više polja, u zavisnosti od preporuka proizvođača. Neki proizvođači propisuju u okviru testa provere i prihvatljivosti i proveru flatness-a duž dijagonalala (diagonal- plane).

Dozvoljena odstupanja za flatness su $\leq \pm 3\%$. Pri podešavanju mašine u toku prijemnih ispitivanja preporučeno je da flatness bude dosta manji od dozvoljenog odstupanja.

Simetrija polja se definiše kao maksimalno procenualno odstupanje doze sa leve strane profila od desne strane profila. Odstupanje doze se gleda u 80% širine profila. Simetrija se proverava i podešava u oba transferzalna pravca, u obe ravni. Kao i za flatness podaci o simetriji polja dobijamo iz snimljenih krivih u vodenom fantomu, za jedno (referntno polje $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ ili više polja u više pozicija stativa (*ganty*). Program za obradu snimljenih podataka daje vrednost simetrije polja i ona treba da bude u granicama $\leq \pm 2\%$. Preporuka je da se simetrija polja podesi što bliže nuli.

$$S = \frac{(area_{left} - area_{right})}{(area_{left} + area_{right})} \times 100\%$$



Slika 19. Grafički prikaz ravnoće i simetrije polja zračenja[5]

Indeks uniformnosti polja definiše se kao odnos oblasti određene 90% izodoznom krivom sa oblašću određenom 50% izodoznom krivom. Indeks uniformnosti polja meri se u ravni normalnoj centralnoj osi.

International Electrotechnical Commission (IEC), definisali su granice oblasti izodoza u zavisnosti od veličine polja. Granica oblasti izodoza definisana je pravim linijama koje se dobijaju spajanjem tačaka definisanim rastojanjima d_m i d_d .

Granice kvadratnog polja A (cm)	d_m (cm)	d_d (cm)
$5 \leq A \leq 10$	1.0	2.0
$10 \leq A \leq 30$	0.1	0.2
$30 < A$	3.0	6.0

Gde je d_m rastojanje 50% izodoze apsorbovane doze od centralne ose. Analogno tom rastojanju, d_d je dijagonalno rastojanje 50% izodoze od centralne ose.

Senka polja (*penumbra*) je još jedna karakteristika polja čija vrednost se očitava sa snimljenih profila u oba transferzalna pravca. Penumbra se definiše kao lateralna distanca između doznih tačaka 80% doze i 20% doze. Penumbra se proverava i podešava za referentno polje, $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ i za polja koje preporučuje proizvođač. Dozvoljene vrednosti senke su $(8 \pm 2) \text{ mm}$.

Savremeni akceleratori opremljeni su virtualnim klinovima (virtual, dynamic wedge). U okviru prijemnog testa nalazi se i provera virtualnih klinova. Proverava se ugao kлина i faktor kлина. Faktor virtualnog kлина je jednak jedinici.

Simensovi akceleratori novije generacije imaju virtualne klinove. Uglovi klinova su 15, 30, 45 i 60. Vrednosti ugla proveravaju se za sve virtualne klinove za polje (20 x 20) cm². Odstupanje dobijene vrednosti ugla ne sme da bude veće od ± 2 stepena. Uslov za proveru ugla virualnog kлина je da jačina isporučene doze (*dose rate*) bude proverena. Princip formiranja virtualnog kлина je u promeni jačine isporučivanja doze za određeni broj monitorskih jedinica (MU, monitor unit).

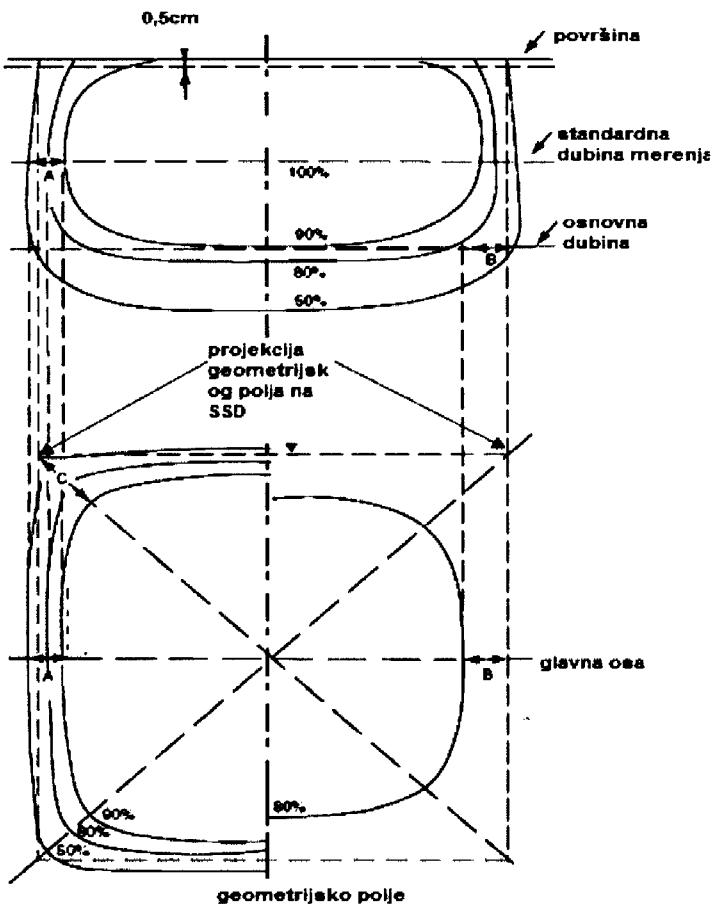
Dozimetrijska merenja elektronskih energija

Za dobijanje elektronskog snopa, u zavisnosti od veličine zeljenog polja koriste se aplikatori. Aplikatori se rade u nekoliko veličina. Kao referentni aplikator uzima se elektronski aplikator (15 x 15) cm². Referentni elektronski aplikator može da bude i druge veličine u zavisnosti od preporuka proizvođača.

Merenja elektronskih energija rade se vodenom fantomu za referentni elektronski aplikator, na distanci 100 cm po centralnoj osi. Snima se procentualna dubiska kriva. Sa snimljene krive očitavaju se dubine : dubina maksimuma R_{100} , dubina 80% doze R_{80} , dubina 50% doze i dubinu dometa doze R_p . R_{50} približno određuje srednju energiju spektra elektrona na površini fantoma i najverovatnija energija na površini fantoma. Dobijeni rezultati upoređuju se sa preporukama proizvođača i sa vrednostima iz BJR [12].

Uniformnost elektroskog snopa određuje se ravnoćom (*flatness*) i simetrijom (*symmetry*). Snimaju se profili referentnog elektronskog aplikatora u oba transferzalana pravca, na dubini maksimuma energije koju merimo i na distanci 100 cm.

International Electrotechnical Commission (IEC) postavlja dva zahteva za specifikaciju flatness-a elektronskih energija na dubini maksimuma d_{max} . Specifikacija flatness-a zahteva da distanca između 90 % doze i geometrijske ivice polja ne sme da prelazi 10 mm duž glavnih osa i ne sme da prelazi 20 mm duž dijagonala. Drugi zahtev je da se vrednost maksimalne apsorbovane doze u unutar regiona ograničenog 90% izodoznom konturom da ne bude veća od 1.05 puta od apsorbovane doze na toj dubini.



B-rastojanje između 80 % izodozne krive i geometrijske ivice polja gledano u pravcu glavnih osa. To rastojanje ne sme da bude veće od 15 mm.

A-rastojanje između 90 % izodozne krive i geometrijske ivice polja gledano u pravcu glavnih osa. To rastojanje ne sme da bude veće od 1.05 puta od apsorbovane doze na toj dubini.

C-rastojanje između 90 % izodozne krive i geometrijske ivice polja gledano u pravcu dijagonale. To rastojanje ne sme da bude veće od 20 mm.

Kontaminacija X-zraka je vrednost koja se očitava sa procentualnih dubinskih krivi. Merenje zračenja 10 cm iza 10% dozne tačke definiše se kao kontaminacija X-zraka. Svi elektronski snopovi imaju kontaminaciju X-zraka kao rezultat interakcije između elektrona i materijala folija za rasejanje, kolimatora, vazduha i pacijenta. Kontaminacija X-zraka raste sa energijom elektrona.

Senka profila elektronskog snopa definiše se kao senka profila fotonskog snopa, kao distanca između tačaka 80 % doze i 20 % doze. Profili se snimaju duž glavnih osa, na dubini koju je specificirao proizvodač (dubina maksimuma, dubina 90 % doze itd.) kao dubinu na kojoj se proverava senka snopa.

Karakteristike sistema kontrole doze-kontrola monitorskih jedinica (Monitor characteristics)

Većina tretmanskih mašina zračenje isporučuje određenim brojem monitorskih jedinica (MU) na tretmansku mašinu. Monitoring sistem većine modernih akceleratora su ionizacione komore postavljene u pravcu fotonskih i elektronskih snopova, koje mogu biti zatvorenog i otvorenog tipa. Zatvoren sistem monitoring komora nezavistan je od temperature i pritiska.

Zbog bezbednosnih razloga, potrebe da se doza koja se isporučuje pacijentu kontroliše u toku tretmana, postoji par odvojenih komora sa potpuno nezavisnim napajanjem. Ako primarna komora otkaže u toku tretmana, sekundarana komora će prekinuti zračenje. Ako otkažu obe komore tajmer će zaustaviti zračenje.

Kalibracija isporučivanja MU radi se u skladu sa nacionalnim ili internacionalnim protokolima za svaku energiju i svaku jačinu doze. Primarna ionizaciona komora podešena je tako da 1 MU odgovara 1 cGy isporučenom u vodenom fantomu na dubinu maksimuma duž centralne ose za polje (10×10) cm² i $SSD=100$ cm.

U okviru prijemnih ispitivanja proverava se linearnost MU.

Lineranost MU verifikuje se na sledeći način. Ionizaciona komora postavi se na fiksnu dubinu u vodenim fantom. Snima se sabrano nanelektrisanje za vreme zračenja različitim brojem MU. Prikupljeni podaci prikazuju se grafički u koordinatnom sistemu xOy. Na y-osi prikazuju se snimljeni podaci nanelektrisanja a na x-osi broj MU. Dobijeni grafik je prava linija (rastuća linerana funkcija) ako je linearnost uredu.

Ako dobijeni podaci rezultiraju pravu liniju koja na prolazi kroz koordinatni početak, u tom slučaju lineranost MU je zadovoljena ali postoji efekat na kraju isporučivanja MU (*end effect*). Pomeranje grafika u pravcu negativnog dela x-ose indikuje više radijacije nego što odgovara setovanom broju MU.

Na isti način, pomeranje grafika u pozitivnom pravcu x-ose indukuje manje radijacije nego što je setovano određenim brojem MU.

Za određivanje efekta na kraju koristi se start-stop metod. Ionizaciona komora postavi se snop zračenja u fantom (vodenim ili od pleksija) na proizvoljnu dubinu duž centralnog zraka, zrači se određeno vreme ili određenim brojem MU. Ponovi se zračenje sa istim brojem MU (ili za isto vreme) ali se ne setuje taj broj MU već se zračenje prekida dugmetom na konzoli koje prekida zračenje (*interrupted*). Ako nema efekta na kraju, sabrano nanelektrisanje biće isto kao i u prvom slučaju, kada smo na mašini setovali određeni broj MU. Ako je sabrano nanelektrisanje manje to znači da je isporučeno manje doze nego što je setovano brojem MU, i

obrnuto ako je sabrano nanelektrisanje veće isporučena je veća doza nego što je setovano brojem MU. Ovakva nepravilnost otklanja se ponovnim štelovanje monitoring sistema koji obavlja ovlašćeni serviser.

5. Snimanje fizičkih karakteristika snopa zračenja

Nakon uspešnog prijemnog testa, potrebni su dodatni podaci kako bi se omogućilo ispravno planiranje i isporuka zračenja od strane akceleratora. Sveobuhvatan set podataka polja zračenja mora biti snimljen i unet u sistem za planiranje radioterapije (TPS). "Puštanje u rad" (snimanje fizičkih karakteristika) se odnosi na proces prikupljanja potrebanih specificiranih podataka polja zračenja akceleratora i definicija operativnih procedura. Ovo podrazumeava [3,13,14,15]:

- (1) Prikupljanje podataka polja zračenja;
- (2) Unošenje podataka polja zračenja u TPS i testiranje njegove pouzdanosti pri planiranju;
- (3) Razvoj operativnih procedura i
- (4) Osposobljavanje svih koji se bave radom na novom akceleratoru.

Pre kliničke upotrebe zračne terapije pomoću linearog akceleratora, neophodno je ustanoviti metodu(e) za određivanje monitorskih jedinica neophodnih prilikom aplikacije doze na referentnu tačku u pacijentu. Određena količina monitorskih jedinica za jednostavne tretmane se može računati ručno, a obračun monitorskih jedinica za sprovođenje delova kompleksnog terapijskog plana, pomoću kompjuterizovanih sistema za planiranje terapije. U svakom trenutku mora postojati mogućnost ručnog obračuna doze u određenim kritičnim tačkama kao što je referentna tačka u ili blizu centra mete, u tačkama blizu ili na granici mete i u tačkama normalnih kritičnih tkiva. Postoji nekoliko načina za određivanje monitorskih jedinica potrebnih za aplikovanje date doze na referentnu tačku u pacijentu. Linearni akceleratori obično su kalibrисани da isporuče dozu od 1 cGy/MU na dubinu maksimuma, za referentno polje (10×10) cm² na fokusno kožnoj distanci SSD=100 cm.

Fizičar treba takođe unapred da utvrde prikladna snimanja podataka polja zračenja kako bi mogli da se koriste asimetrični kolimatori i multilamenarni colimatori.

Kao deo procesa puštanja u rad akceleratora, treba obaviti seriju merenja, da bi proverili tačnost svih podataka koji se koriste u obračunu doza za elektronska i za fotonska polja zračenja. Moraju se izvršiti merenja doze aranžmana polja zračenja, sa svim dodacima i

pomagalima koja se koriste u kliničkoj praksi, da bi proverili ručni obračun kao i obračun kompjuterskog sistema za planiranje.

5. 1. Snimanje fotonskih polja

Jedan od najvažnijih zadataka kod snimanja fotona je izbor metode za obračun doze, a zatim prikupljanje neophodnih podataka zračnih polja u skladu sa izabranom metodom. Podaci za centralnu osu su obično dati u formi procentne dubinske doze (*PDD*) za standardne veličine polja, *SSD* (*Source-skin distance*) ili tkivo-maksimum odnos (*TMR*) ili tkivo-fantom odnos (*TPR*). Dok se *PDD* podaci odnose za *SSD* na kojoj je vršeno merenje, *TMR* i *TPR* podaci ne zavise od *SSD* i mogu se koristiti za različite fokusno kožne distance.

Tačnost kompjuterizovanih sistema za planiranje radioterapije (TPS) za fotonska polja se može verifikovati preko podataka preporučenih od strane AAPM (American Association of Physicist in Medicine) TG-23, koja je nedavno predložila set referentnih podataka za fotonska polja nekih linearnih akceleratora, uključujući i test slučajeva koji su sasvim dovoljni za prikupljanje karakterističnih ulaznih podataka za većinu sistema za planiranje terapije koja se mogu naći na tržištu. Ovaj skup podataka prvenstveno je namenjen za proveru sistema za planiranje i ne sme da se koristi umesto stvarnih podataka snimljenih za svaki akcelerator. AAPM radna grupa 23 dala je pregled opreme koju treba koristiti i podataka koje treba izmeriti pre nego sistem za planiranje terapije bude upotrebljen za planiranje terapije. U svakom slučaju izodozne krive koje računa sistem za planiranje potrebno je poklopiti sa izmerenim izodozama.

Kvadratni i pravougani fotonski snop zračenja

Podaci koji su potrebni da bi se izračunao broj monitorskih jedinica potrebnih da se prepisana doza isporuči u datu tačku na određenu dubinu duž centralne ose za medijum jedinične gustine.

- (1) tabele i/ili krive procentne dubinske doze (*PDD*), *TMR* i/ili *TPR*
- (2) tabela «ekvivalentnih kvadratnih polja»
- (3) tabela output faktora merenih u vazduhu i u fantomu
- (4) korekcioni faktor za promenu *PDD* za nestandardne *SSD*

(5) faktor rasejanja u maksimumu *PSF* (*peak scatter factor*)

(6) Korekcioni faktori za tray i za klinove

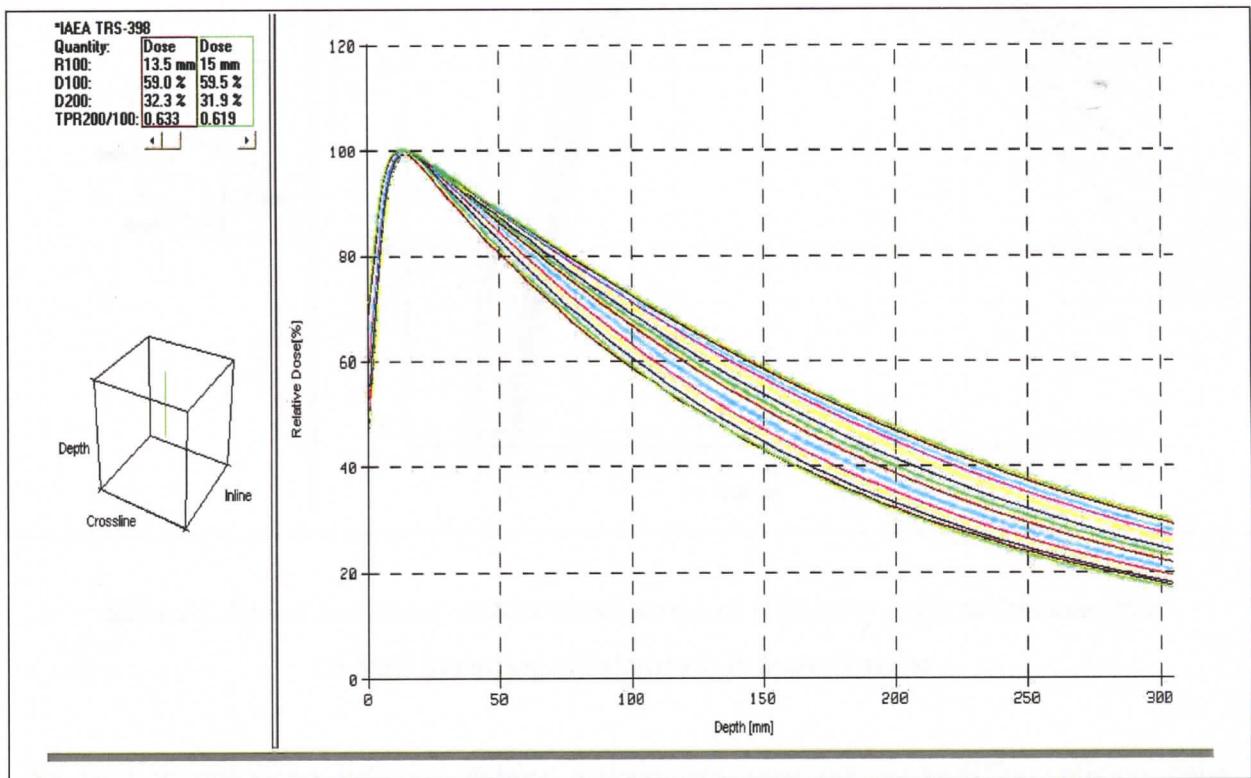
Za ručno izračunavanje apsorbovne doze u tačkama koje nisu na centralnoj osi (off-axis points) neophodno je imati sledeće:

(1) izodozne krive (za konstantno *SSD*) za kvadratna polja

(2) izodozne krive (za konstantno *SSD*) za iregularna polja i/ili pravilo konverzije na ekvivalentna kvadratna polja

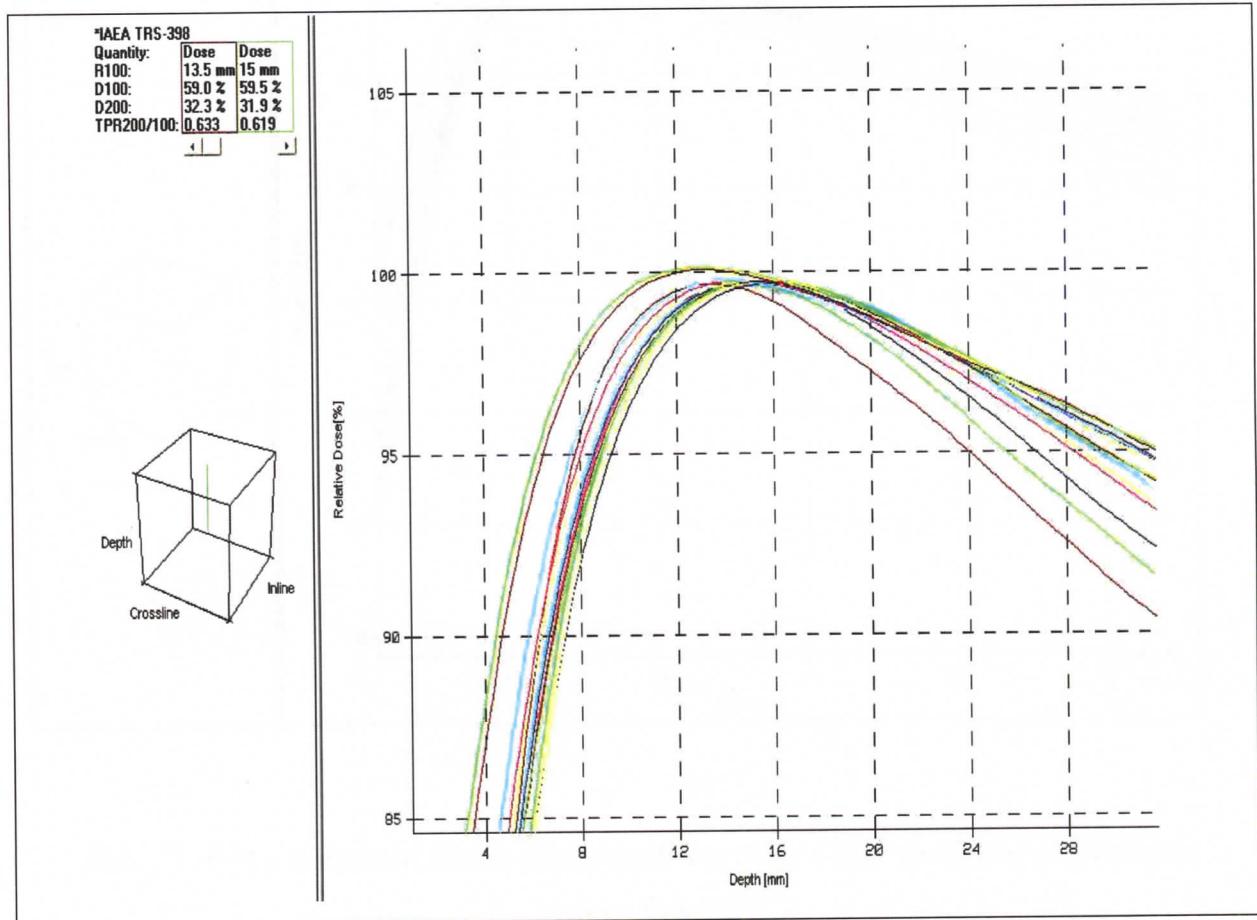
(3) metod korekcije u slučaju kosih polja

Procentualna dubinska doza (*PDD*) meri se za kvadratna polja i to u veličinama (4, 5, 6, 8, 10, 12, 15, 20) cm i dalje u koracima po 5cm do najvećeg polja. Merenja izodoznih kriva rade se za pomenuta polja, normalizacija se radi na dubini maksimuma i najbolje je merenja raditi u vodenom fantomu koristeći dozimetrijski sistem. Za potrebe TPS snimaju se dubinske doze za i manja polja (2×2) cm^2 ako je moguće i za (1×1) cm^2 .



Slika 20. Prikaz PDD za veličine polja (1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 , 5×5 , 7×7 , 10×10 , 12×12 , 15×15 , 20×20 , 25×25 , 30×30 , 35×35 , 40×40) cm^2 , fotonske energije 6 MeV linearnog akceleratora Primus Siemens

Za konstantno SSD, veličinu polja i energiju, procentualna dubinska doza prvo raste od površine do dubine maksimuma i onda opada sa povećanjem dubine. Dubina maksimuma i doza na površini zavise od energije. Za veće energije veća je dubina maksimuma. Za konstantnu dubinu, SSD i energiju procentna dubinska doza raste sa povećanjem polje, doprinos rasejanog zračenja raste sa poljem i doprinosi povećanju procentualne dubinske doze. Ako posmatramo referentno polje (10×10) cm 2 , različite megavoltažne energije, uočava se da bild-up region raste sa porastom energije, a doza na površini opada.

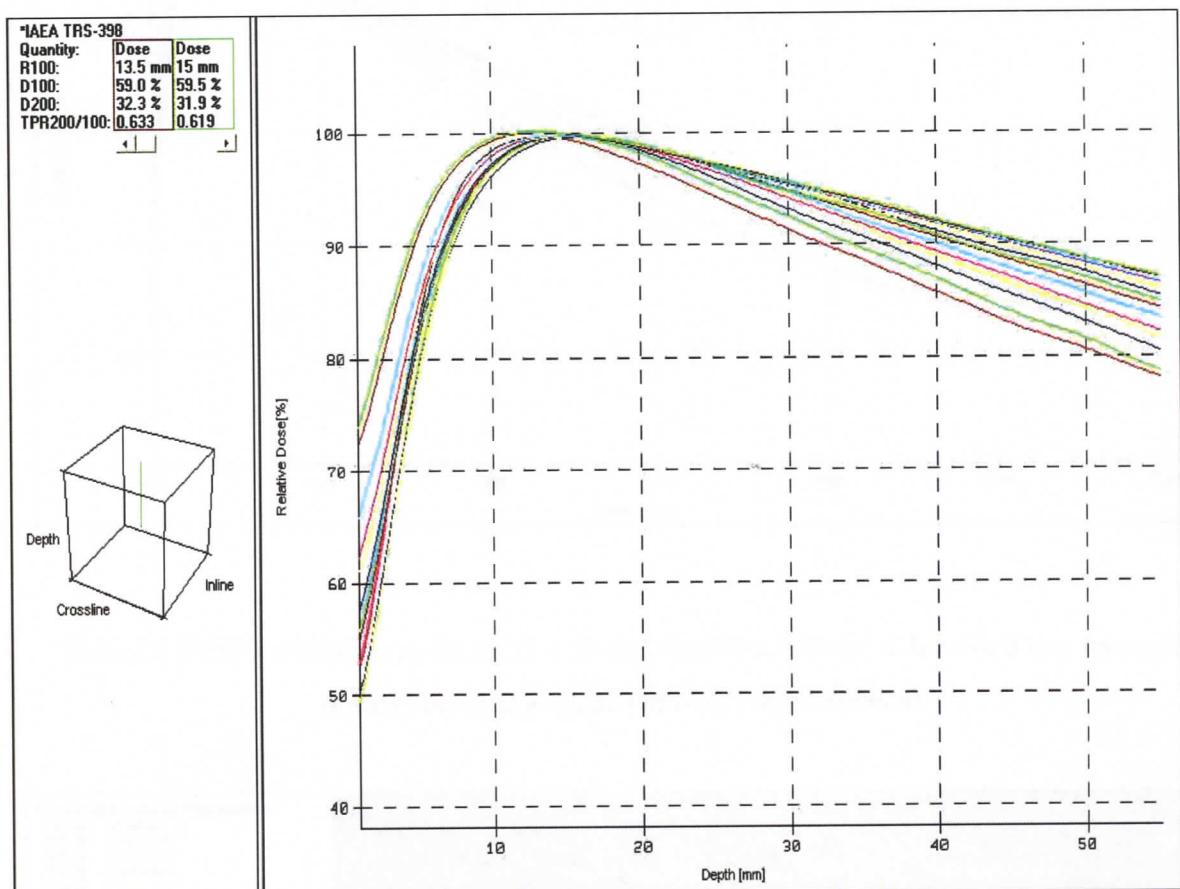


Slika 21. Prikaz zavisnosti dubine maksimuma sa veličinom polja za istu energiju 6 MeV linearog akceleratora Primus Siemens

Na slici je prikazano kako se dubina maksimuma razlikuje za različite veličine polja. Prikazana su merenja pre nego je urađena normalizacija na dubinu maksimuma za referentnu veličinu polja. Normalizacija na dubinu maksima za referentnu veličinu polja praktikuje se pre nego se merene vrednosti prikažu tabelarno. Odstupanja u dubini maksimuma za različite veličine polja su mala, nema odstupanja prilikom obračuna MU za isporučivanje doze,

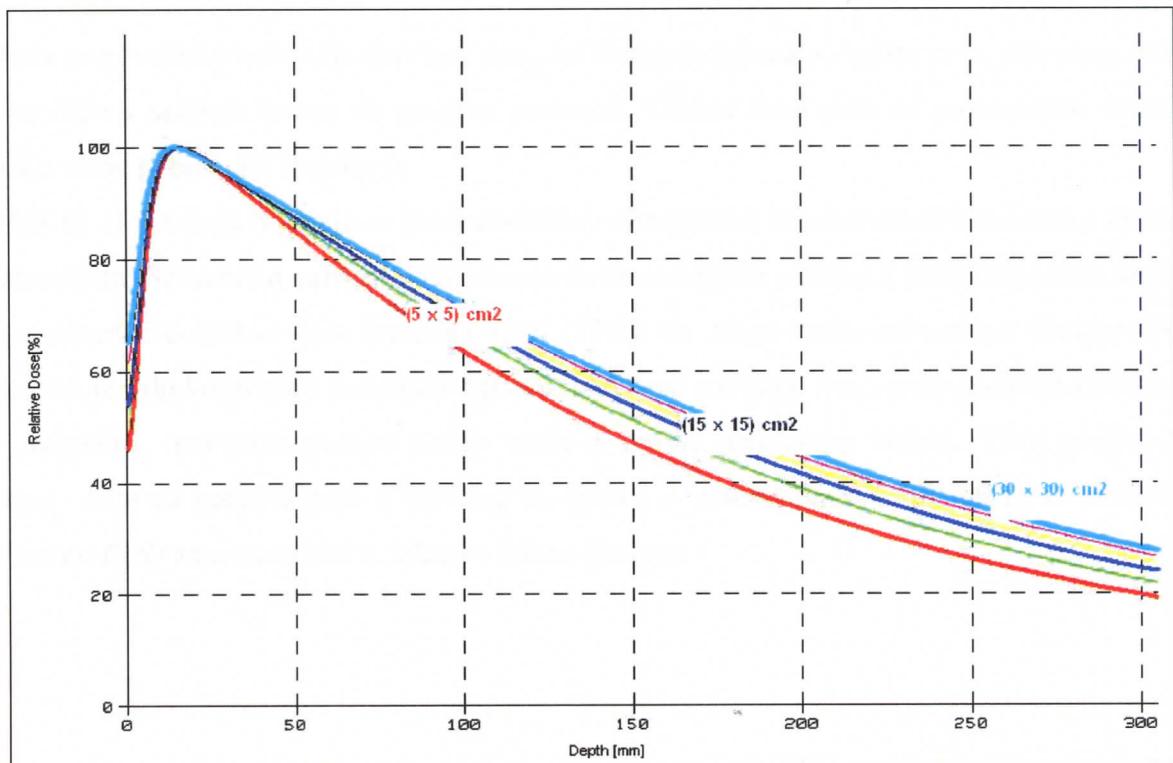
usvojeno je da se kod tabelarnog prikaza za dubinu maksimuma uzme dubina maksimuma referentnog polja.

Sa slike se vidi da je dubina maksimuma raste sa povećanjem veličine polja, uticaj rasutog zračenja je veći.

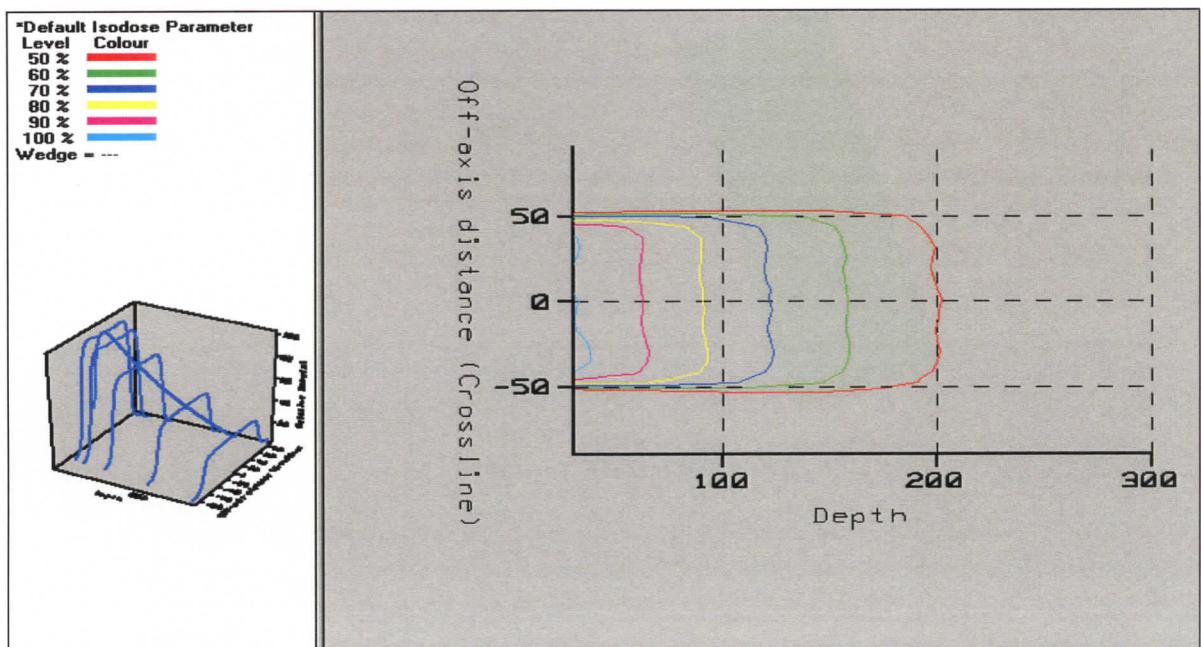


Slika 22. Prikaz zavisnosti ulazne doze od veličine polja 6 MeV lineranog akceleratora

Primus Siemens



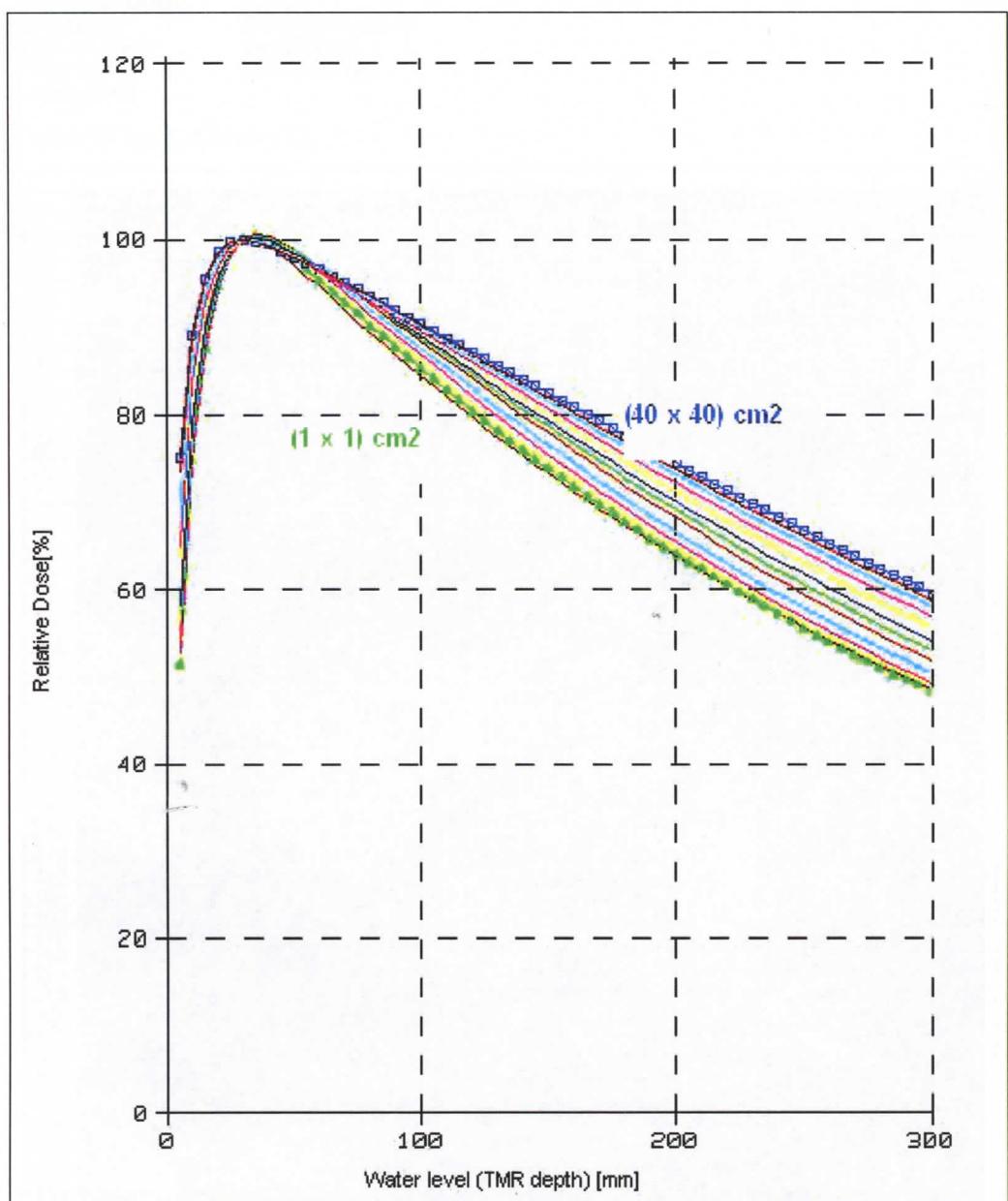
Slika 23. PDD za veličinu polja od $(5 \times 5) \text{ cm}^2$ do $(30 \times 30) \text{ cm}^2$ u koraku 5 cm, energije 6 MeV linearnog akceleratora Primus Siemens



Slika 24. Prikaz izodoza za veličinu polja $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ energije 15 MeV linearnog akceleratora Oncor Siemens

Doza na površini predstavlja doprinos doze od rasejanja fotona od kolimatora, fletening filtera i vazduha i rasejnih fotona na površini pacijenta. Ulazna doza raste sa povećanjem veličine polja, zbog pomenutih doprinosa.

TMR ili *TPR* tabele dobijaju se na dva načina , obračunom iz procentualne dubinske doze ili snimanjem. Savremeni softveri za snimanje dozimetrijskih podataka imaju algoritam koji iz procentualne dubinske doze izračuna *TMR* (*TPR*). Sa druge strane savremena dozimetrijska oprema je vrlo konforna i dodatnom opremo olakšava merenja. Sve vreme merenja komora je u izocentru, specijalna pumpa dodaje vodu u veoma preciznom koraku. *TMR* predstavlja odnos doze na nekoj dubini u fantomu sa dozom u maksimumu. *TMR* tabela se koristi za obračun *PDD* za nestandardne fokusno kožne distance.



Slika 25. Grafički prikaz TMR krivih dobijenih iz PDD krivih za veličine polja
 $(1 \times 1; 2 \times 2; 3 \times 3; 4 \times 4; 5 \times 5; 7 \times 7; 10 \times 10; 12 \times 12; 15 \times 15; 20 \times 20; 25 \times 25; 30 \times 30;$
 $35 \times 35; 40 \times 40) \text{ cm}^2$

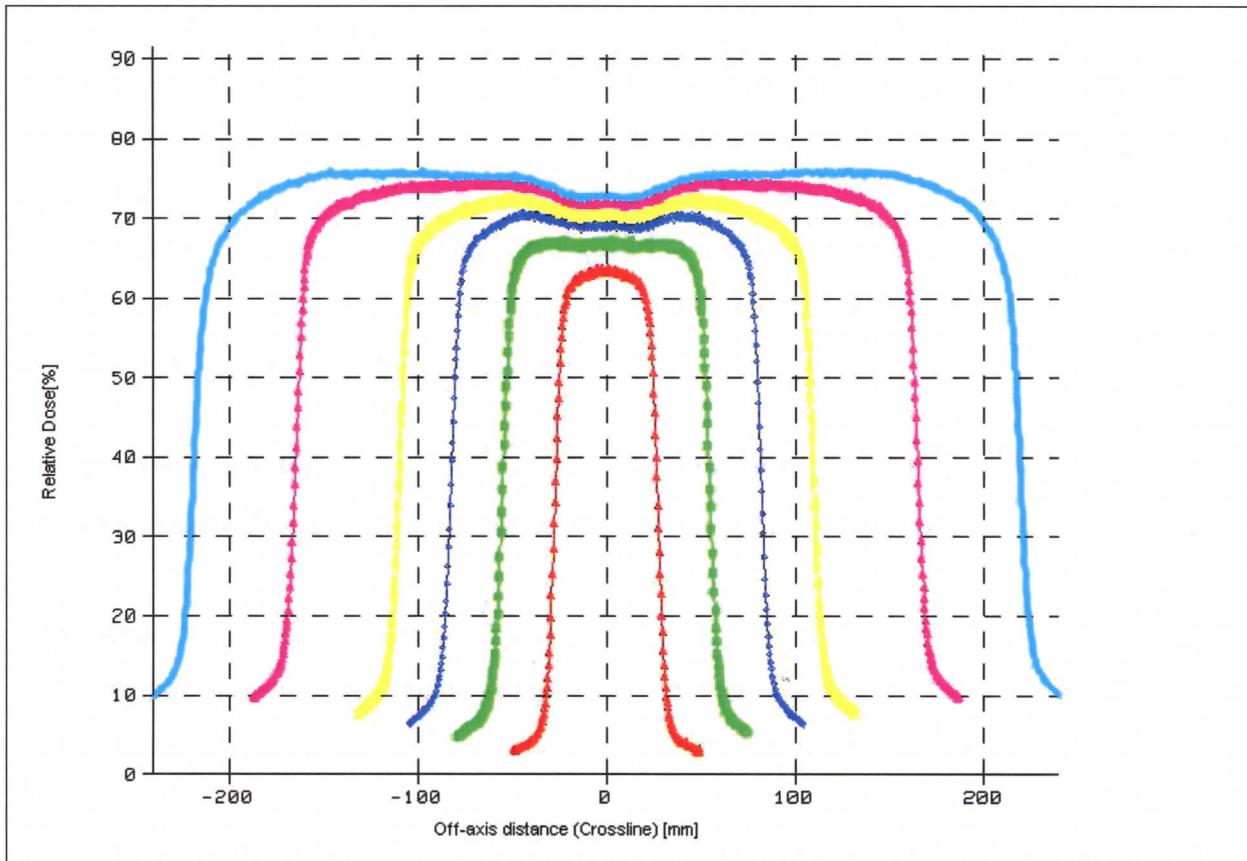
Za manualno računanje MU, konfornije za korisnika, potrebno je napraviti tabelarni prikaz TMR vrednosti za veličine polja za koje je izmerena PDD. Prednost savremenih softvera za obradu podaka je i mogućnost da se dobiju izračunate vrednosti TMR iz izmerenih vrednosti PDD.

Curve Type:	Calculated percentage TPR Table								
Rad Device:	Primus 1								
Energy:	Photon, 18 MV								
SSD:	1000 mm								
Renormalisation:	30 mm								
Positions:	Distance from CAX								
Source Data:	Depth Dose								
PSF table:	BJR Suppl.25								
Comments:									
Length in [mm] , Dose in [%]									
	-20x20-	-30x30-	-40x40-	-50x50-	-70x70-	-100x100-	-120x120-	-150x150-	-200x200-
10	76.8	74.2	74.3	74.2	75.6	75.8	76.7	78.6	81.4
15	89.9	87.5	87.2	87.0	87.7	88.0	88.6	89.8	91.5
20	96.5	94.7	94.4	94.2	94.5	94.7	95.1	95.7	96.6
25	99.4	98.4	98.2	98.1	98.2	98.3	98.5	98.7	98.9
30	100	100	100	100	100	100	100	100	100
35	99.8	100.4	100.5	100.6	100.6	100.5	100.4	100.2	100
40	99.3	99.9	100.4	100.4	100.3	100.3	100.2	99.9	99.5
45	98.4	99.1	99.5	99.7	99.8	99.8	99.6	99.3	98.9
50	97.1	98.1	98.6	98.9	98.8	98.9	98.8	98.5	98.2
55	95.9	96.7	97.4	97.7	97.8	98.0	97.9	97.7	97.4
60	94.8	95.4	96.1	96.5	96.7	96.9	96.9	96.8	96.5
65	93.3	94	94.7	95.2	95.5	95.9	95.9	95.8	95.5
70	91.9	92.8	93.5	94.0	94.3	94.8	94.8	94.8	94.6
75	90.5	91.5	92.2	92.8	93.2	93.8	93.9	93.8	93.7
80	89.3	90.2	90.9	91.4	92.0	92.7	92.8	92.9	92.8
85	88.2	88.9	89.7	90.3	90.9	91.6	91.8	91.9	91.8
90	86.9	87.7	88.5	89.1	89.8	90.5	90.7	90.9	91.0
95	85.7	86.5	87.3	88.0	88.7	89.6	89.8	90.0	90.1
100	84.4	85.3	86.2	86.8	87.6	88.5	88.8	89.0	89.3
105	83.4	84.1	85.0	85.7	86.5	87.4	87.7	88.0	88.4
110	82.0	82.7	83.7	84.5	85.3	86.3	86.7	87.1	87.4
115	80.9	81.6	82.5	83.3	84.2	85.3	85.7	86.1	86.4
120	79.8	80.4	81.2	82.0	83.0	84.2	84.7	85.1	85.5
125	78.5	79.2	80.1	80.8	81.9	83.1	83.6	84.1	84.6
130	77.3	78.0	79.0	79.8	80.8	82.0	82.6	83.1	83.6
135	76.5	77.0	77.9	78.6	79.7	80.9	81.5	82.1	82.7
140	75.3	75.8	76.8	77.6	78.6	79.9	80.6	81.2	81.8
145	74.3	74.8	75.7	76.5	77.6	78.9	79.6	80.3	81.0
150	73.4	73.9	74.8	75.4	76.6	78.0	78.7	79.3	80.1
155	72.3	72.8	73.7	74.4	75.6	77.0	77.7	78.4	79.2
160	71.3	71.8	72.6	73.3	74.5	75.9	76.7	77.4	78.3
165	70.2	70.6	71.6	72.2	73.4	74.9	75.7	76.5	77.4
170	69.3	69.7	70.5	71.2	72.4	73.9	74.7	75.5	76.4
175	68.4	68.7	69.5	70.2	71.4	72.9	73.8	74.6	75.5
180	67.4	67.7	68.6	69.3	70.5	72.0	72.8	73.7	74.7
185	66.4	66.8	67.6	68.3	69.5	71.0	71.9	72.7	73.8
190	65.5	65.8	66.6	67.3	68.5	70.1	71.0	71.9	72.9
195	64.7	64.9	65.7	66.4	67.6	69.2	70.1	71.0	72.1
200	63.8	64.0	64.8	65.5	66.6	68.2	69.2	70.1	71.3
205	62.9	63.2	63.9	64.5	65.7	67.3	68.3	69.2	70.4
210	62.1	62.3	63.1	63.7	64.8	66.4	67.4	68.3	69.6
215	61.2	61.4	62.2	62.8	63.9	65.5	66.5	67.5	68.7
220	60.6	60.7	61.3	61.9	63.0	64.6	65.6	66.7	67.9
225	59.6	59.7	60.4	60.9	62.1	63.7	64.7	65.8	67.0
230	58.8	58.9	59.6	60.1	61.3	62.8	63.8	64.9	66.2
235	58.1	58.1	58.7	59.3	60.4	62.0	63.0	64.1	65.4
240	57.3	57.3	57.9	58.4	59.5	61.1	62.1	63.3	64.6
245	56.5	56.4	57.0	57.5	58.7	60.3	61.4	62.5	63.8
250	55.7	55.5	56.2	56.7	57.9	59.5	60.6	61.9	63.1

BA Dosimetry TMR18X, 2010-08-23 17:49:48
Page 1

Slika 26. Prikazuje tabelu vrednosti TMR dobijenu na osnovu vrednosti PDD izračunatu u softveru OmniPro- Accept 6.6. Prikazana je prva strana za veličinu polja do (20 x 20) cm²

Dobijeni podaci iz softvera OmniPro-Accept 6.6 se dodatno sređuju, prilagođavaju korisniku.



Slika 27. Dozni profili na dubini 10 cm, SSD=100 cm, za veličine polja (5 x 5; 10 x 10; 20 x 20; 30 x 30; 40 x 40) cm² fotonske energije 6 MeV linearog akceleratora Oncor Siemens

Izodozna distribucija za iregularna i kosa polja nije ista kao kod ravnih polja. Postoje dva načina da se takva polja koriguju. Prvi način je unošenje korekcionog faktora za različita rastojanja izvora zračenja do površine koja se tretira. Drugi način je kompenzacija tkiva koje nedostaje. U tu svrhu koriste se klinovi, bolusi i kompenzatori.

Fotonski snop sa klinom

Strogo, «klinasti filteri» su dizajnirani i namenjeni za nagnute izodozne krive u jednom od dva glavana pravca za određeni ugao, pri čemu je izodoza u drugom pravcu nepromenjena. Nominalni ugao klini određen je uglom između izodozne krive sa klinom i izodozne krive za određeno polje na određenoj dubini. Obično se odabere dubina 10 cm za referentno polje

(10×10) cm². Ugao klini se jako sporo menja sa promenom veličine polja ali značajno sa promenom dubine u zavisnosti od fotonske energije. Procentualna dubinska doza duž centralne ose za polja sa klinom i bez klini razlikuje se malo zbog spektralne promene u snopu naročito za klinove 45° i 60°. Takođe je potrebno meriti profile za različita polja u koraku od 5cm.

Faktor klini se određuje kao odnos apsorbovane doze na određenoj dubini (neki mere na dubini maksimuma, drugi na dubini 10 cm) mereno u standardnoj geometriji sa klinom i apsorbovane doze na istom mestu, bez klini.

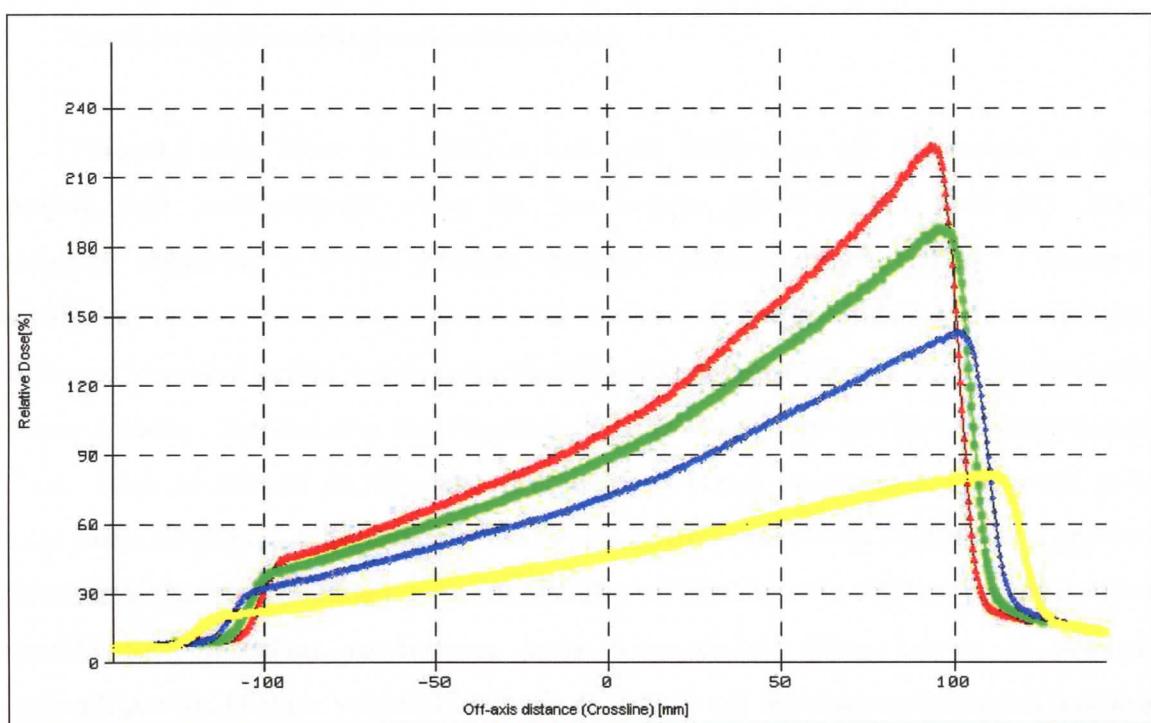
Kod većine trenutno dizajniranih klinova, postoje dve orijentacije (toe-in and toe-out). U nekim slučajevima dostupni su i ortogonalni pravci (toe-left and toe-right).

Za sve klinove važno je obavljati sledeće provere:

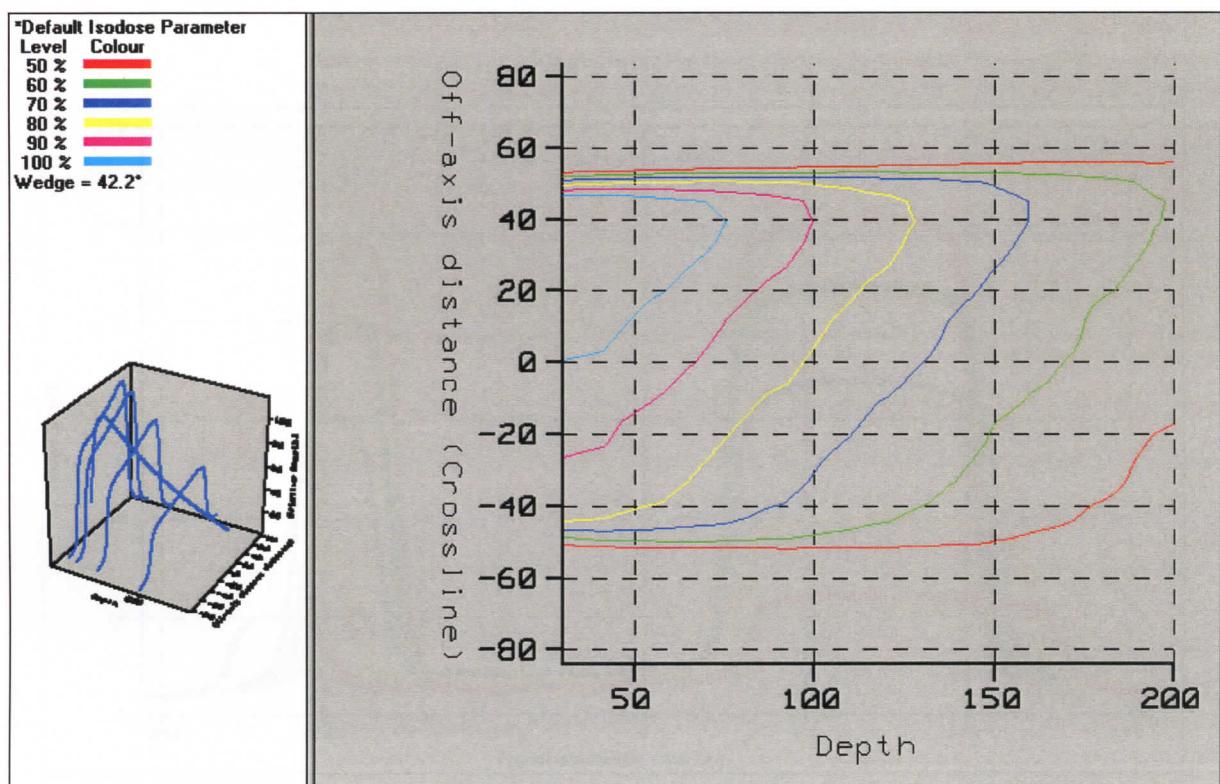
- (1) Mehaničko pomeranje u pravcu klini
- (2) pouzdanost mehanizma zaključavanja klini u određenu poziciju
- (3) da nema razlike outputa sa klinom u pozicijama različitih orijentacija klini.

Isti faktor klini može da se koristi za dve ili četiri orijentacije klini, ako je maksimalna razlika u faktoru manja ili jednaka 1 %. Ako se faktor klini sa promenom polja i dubine ne menja više od 1 %, može se uzeti jedan faktor za sva polja i sve dubine.

Treba napomenuti da neke mašine kombinacijom klini 60° i otvorenog polja sa odgovarajućim težinskim faktorima formiraju klinove različitih uglova. Postoje klinovi koji određene uglove generišu pokretanjem čeljusti kolimatora.



Slika 28. Profil polja sa klinom od 60 stepeni, snimljeno u pravcu x-ose.

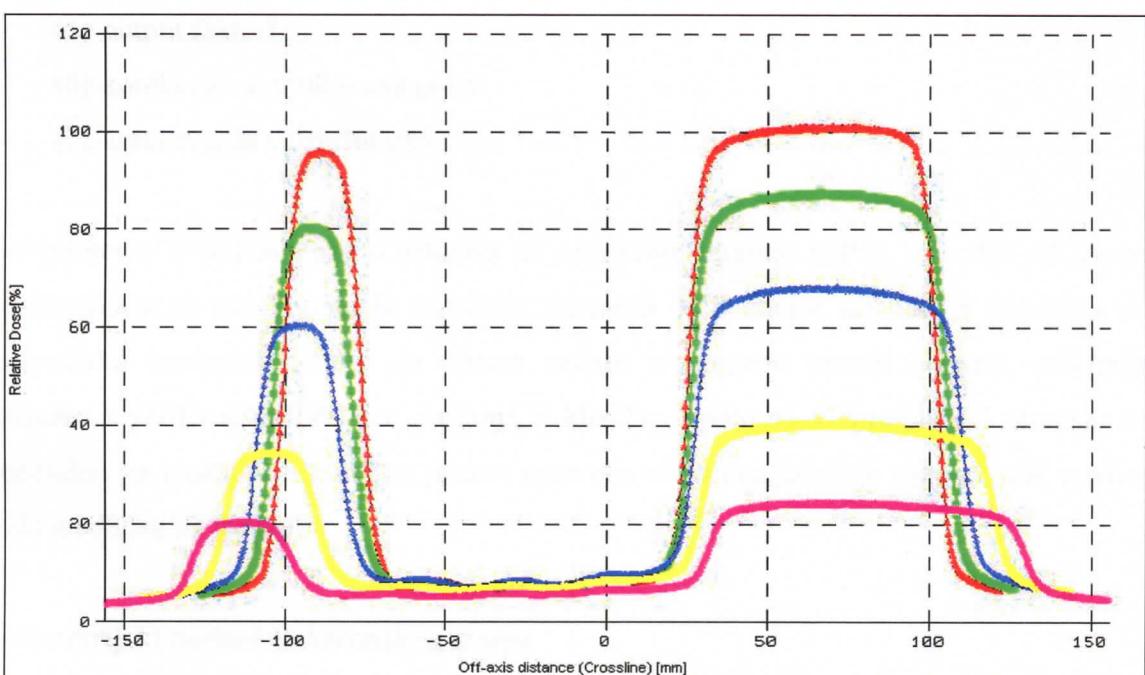


Slika 29. Prikaz izodoza za veličinu polja (10×10) cm^2 sa klinom 45° Primus Siemens fotonske energije 18 MeV

Oblikovanje fotonskog snopa blokovima

Fotonski snop može se oblikovati olovnim blokovima (ili blokovima od drugog materjala koji zadovoljavaju uslov da zaustavljaju megavoltažno zračenje). Blokovi standarnog oblika su u obliku kvadara, postoje blokovi drugih oblika i blokovi za individualnu upotrebu. Pre nego blokove za oblikovanje polja uljučimo u kliničku praksu neophodno je ispitati kolika je polusenka bloka i koliki je transmisioni faktor. Provera veličine polusenke bloka i transmisioni faktor određuju se iz snimljenih profila fotonskog snopa sa blokom. Blok se postavi na određeno rastojanje od centra snopa, snima se porfil polja u pravcu jedne od glavnih osa (profili sa blokom za sistem za planiranje snimaju se u pravcu ose koju zahteva sistem za planiranje). Sa snimljenih profila očitava se veličina polusenke bloka i upoređuje sa polusenkama na ivicama polja. Transmisioni faktor takođe se očitava sa snimljenih profila. Očitane vrednosti uzimaju se u obzir pri obračunu monitorskih jedinica za polje sa blokom.

U obračun monitorskih jedinica za polje sa blokom mora da se uračuna i korekcija za blok, koja se dobija kao odnos doza polja sa blokom i otvorenog polja.



Slika 30. Fotonska energija 6 MeV, profil polja sa blokom

5. 2. Snimanje stacionarnog elektronskog snopa

Radna grupa AAPM u izveštaju broj 25 «Clinical Electron Dosimetry» objašnjava kliničku upotrebu elektrona od (5-25) MeV. U izveštaju su obrađene dozimetrijske tehnike merenja, snimanje potrebnih karakteristika elektronskog snopa neophodnih za sistem za planiranje terapije elektronima. Korišćenje snimljenih podataka za izračunavanje monitorskih jedinica i pre svega test prihvatljivosti novog linearnog akceleratora pre kliničke upotrebe. Dozna raspodela u elektronskom polju direktno je zavisi od dizajna i konstrukcije sistema kolimacije snopa koji čini set kvadratnih aplikatora (konusa).

Vazdušni prostor između elektroskog aplikatora i površine koja se tretira elektronima u većini slučajeva je 5 cm («air gap»). Uslov je da elektronski aplikator bude paralelan sa ulaznom površinom.

Preporučeno je da se za elektronski snop snime sledeći faktori:

- (1) kalibracija output-a elektronskog snopa
- (2) procentualna dubinska doza snimljena po centralnoj osi
- (3) izodozne krive snimljene u vodi
- (4) elektronski profili
- (5) output faktori
- (6) korekcija za oblikovana polja
- (7) korekcija za vazdušni gap

Kompjuterski obračun doze u sistemu za planiranje terapije (TPS) je u dve ili tri ravni. Dozimetrijski podaci kojima je potrebno nahraniti TPS zavise od načina obračuna doze. Potencijalni korisnici moraju da obrate pažnju u pogledu merne opreme, prikupljanje podataka i verifikaciju TPS pre puštanja u kliničku upotrebu kompjuterski obračun doze. Generalno za puštanju u kliničku praksu upotrebu elektrona iziskuje mnogo više vremena i truda u odnosu na fotone.

Dozimetrijski podaci elektronskog snopa

Za svaki elektronski aplikator neophodno je obaviti sledeća merenja:

- (1) output faktora
- (2) Procentualne dubinske krive

(3) profili duž jedne od glavnih osa (preporučuje se u pravcu x-ose)

(4) Izodozne krive.

Merenja treba da obuhvate sve dostupne elektronske energije i sve elektronske aplikatore.

Dobijeni podaci se čuvaju u grafičkom i tabelarnom prikazu i koriste se u kliničkoj praksi.

Za merenje elektronskog snopa koriste se ionizacione komore, diode, film. Merenja se rade u vodi ili čvrstom fantomu. Merenja u čvrstom fantomu se konvertuju u merenja u vodi.

Dozimetrijski parametri zavise od energije elektrona. Radna grupa broj 25 definisala je $E_{p,0}$ kao najverovatniju energiju na površini fantoma koja se određuje na sledeći način :

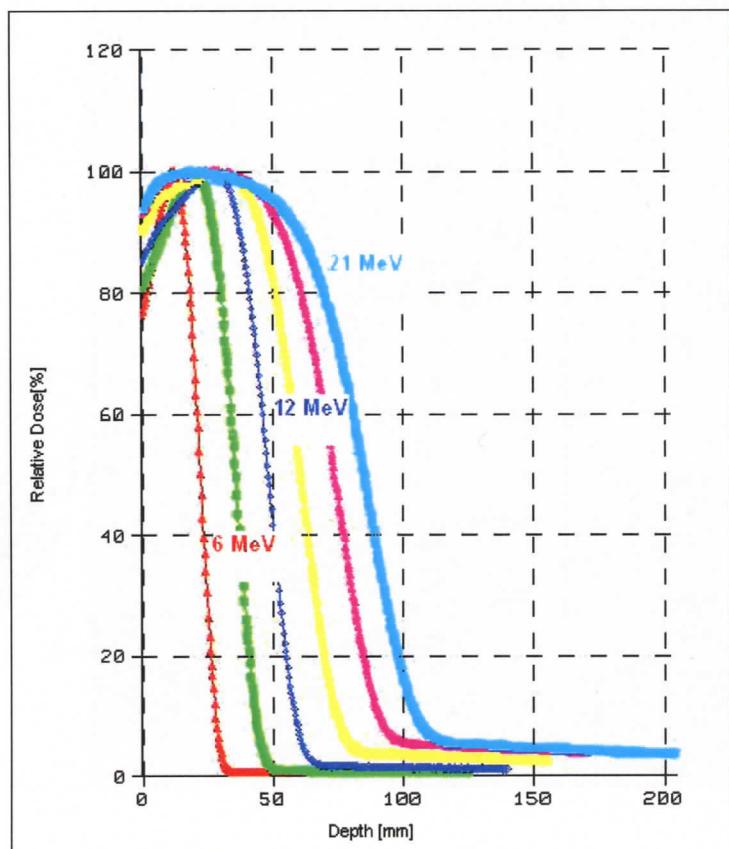
$$E_{p,o} = 1.95R_p + 0.48 \quad (3 \text{ MeV} \leq E_{p,o} \leq 25 \text{ MeV})$$

$$E_{p,o} = 0.22 + 1.98 R_p + 0.0025 R_p^2 \quad (1 \text{ MeV} \leq E_{p,o} \leq 50 \text{ MeV})$$

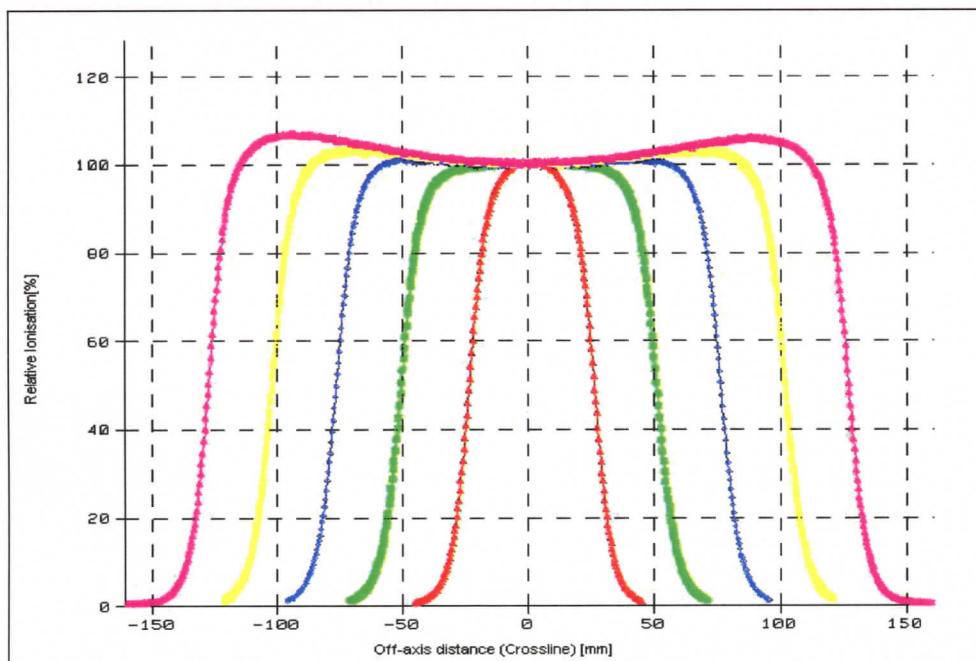
R_p je domet elektrona za određenu energiju i određeni aplikator u vodi. Definisana je srednja energija elektrona na površini E_0 i ona je proporcionalana dubini 50 % doze ili ionizacije R_{50} . Energija elektronskog snopa pri njegovom prolazu kroz fantom, opada linearno sa dubinom.

Parametri $E_{p,o}$, E_o kao i R_p i R_{50} koriste se za palniranje tretmana. Pomenuti parametriочitavaju se sa snimljenih krivih za svaku energiju i svaki aplikator. Sa snimljenih krivih očitava se doza na površini i kontaminacija x-zraka.

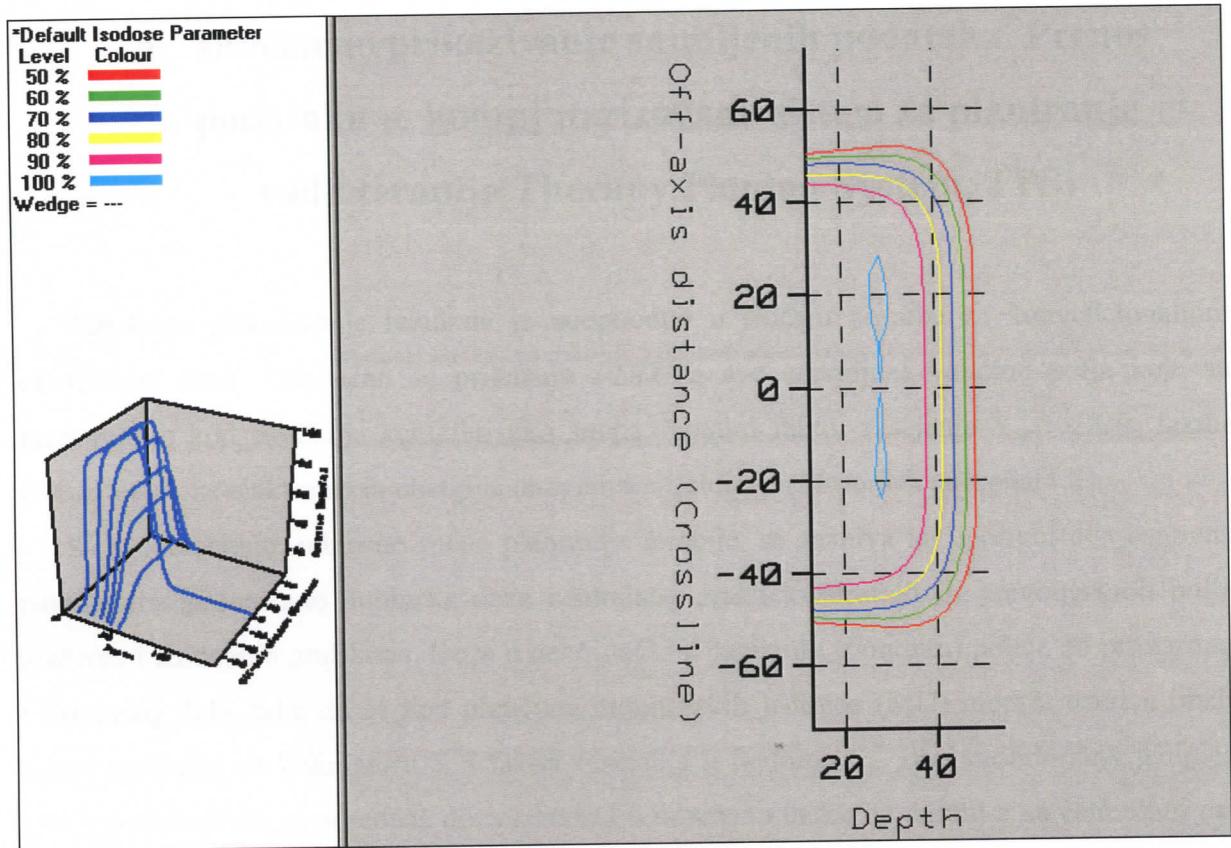
Relativna doza na površini defiše se kao odnos apsorbovane doze na 0.5 mm dubine sa maksimalno apsorbovanom dozom na centralnoj osi. Posmatramo relativnu apsorbovano dozu za referentni aplikator (15×15) cm^2 za dostupne energije (6,9,12,15,18,21). Sa snimljenih procentualnih dubinskih krivi vidi se da relativna apsorbovana doza raste sa porastom energije.



Slika 31. Referentni tubus (15×15) cm^2 , (6, 9, 12, 15, 18, 21) MeV



Slika 32. Dozni profili elektronske energije 6 MeV, snimljeni na dubini maksimuma 12 mm, za veličine aplikatora ($\varnothing 5$, 10×10 , 15×15 , 20×20 , 25×25) cm^2



Slika 33. Prikaz izodoza elektronske energije 12 MeV tubus (10×10) cm^2 linearnog akceleratora Primus Siemens

6. Tabelarno prikazivanje snimljenih podataka. Prenos podataku u kompjuterizovani sistem za planiranje radioterapije(Therapy Planing System, TPS)

Tabelarno prikazivanje rezultata je neophodno u slučaju potrebe za konvencionalnim obračunom doze. Tabelarno se prikazuju PDD za sve energije i veličine polja koje su preporučene kod snimanja karakteristika snopa, Totalni faktor rasejanja $S_{c,p}$, TMR , faktor intenziteta doze elektronskih energija, terapeutske dubine elektronskih energija[1,3].

Konvencionalno, odnosno ručno planiranje terapije, se zasniva na upotrebi dva osnovna parametara: procentane dubinske doze centralnog zraka kvadratnih ili pravougaonih polja zračenja i izodoznih grafikona. Doza u nekoj tački u pacijentu (fantomu) potiče od primarnog i rasejanog dela, tako da se kod obračuna monitorskih jedinica (MU) moraju uzeti u obzir faktor rasejanja na kolimatoru S_c i faktor rasejanja u fantomu S_p . Broj monitorskih jedinica (MU) potrebnih da se određena doza isporuči u određenu tačku na dubini z na centralnoj osi simetričnog polja veličine A na površini, $SSD=100$ cm obračunava se na sledeći način:

$$MU = \frac{TD}{\bar{D}(z_{max}, 10, 100, E) \times S_{c,p}(A, E) \times PDD(z, A, SSD, E)}$$

Gde je:

TD tumorska doza

$\bar{D}(z_{max}, 10, 100, E) = 1cGy / MU$ kalibracija jačine doze akceleratora

$S_{c,p}(A, E)$ totalni faktor rasejanja za veličinu polja A i za energiju E

$PDD(z, A, SSD, E)$ procentna dubinska doza na dubini z , za veličinu polja A na distanci $SSD=100$ cm, energije E .

Na sličan način mogu se izračunati MU za SAD (*Source-axis distance*) postavku tretmana. Broj MU koje treba isporučiti u tačku Q u izocentar polja, da bi u tačku Q bila isporučena tumorska doza TD (*tumour dose*) računa se na sledeći način:

$$MU = \frac{TD}{D(z_{\max}, 10, 100, E) \times S_{c,p}(A, E) \times TMR(z, A, E)} \times \left(\frac{SSD}{SSD + z_{\max}} \right)^2$$

Gde je:

TD tumorska doza

$D(z_{\max}, 10, 100, E) = 1cGy / MU$ kalibracija jačine doze akceleratora

$S_{c,p}(A, E)$ totalni faktor rasejanja za veličinu polja A u izocentru i za energiju E

$TMR(z, A, E)$ odnos tkivo-maksimum na dubini z , za veličinu polja A u izocentru za energiju snopa E .

$(SAD)_{faktor} = \left(\frac{SSD}{SSD + z_{\max}} \right)^{-2}$ korekcija zbog promene rastojanja površine od izvora

U slučaju da se koriste zaštitini blokovi ili klinasti filteri, u imeniku jednačine nalaze se i faktor treja i/ili faktor klina.



Sveti Duh
CENTAR
Zdravlja

KLINIKA ZA ONKOLOGIJU
ODELJENJE RADIOTERAPIJE

06X - Siemens Oncor
Procenatne dubinske doze- PDD(d, AFKD)
za FKD=100 cm

Dubina (mm)	Veličina polja (cm x cm)													
	1x1	2x2	3x3	4x4	5x5	7x7	10x10	12x12	15x15	20x20	25x25	30x30	35x35	40x40
0.0	48.2	43.7	43.3	40.9	47.1	49.8	50.3	55.2	54.9	58.4	62.1	63.5	67.9	70.0
0.5	79.1	75.8	75.5	75.3	76.0	77.6	78.5	79.4	80.2	82.1	84.1	85.9	87.2	88.4
1.0	97.9	96.1	95.8	95.6	95.9	96.0	96.3	96.7	96.9	97.5	97.9	98.4	98.7	99.0
1.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
2.0	98.0	98.7	99.0	99.3	99.5	99.5	99.3	99.2	99.2	99.0	99.0	98.9	98.9	98.8
2.5	95.2	96.2	96.6	97.0	97.1	97.3	97.3	97.4	97.5	97.2	97.3	97.3	97.2	97.2
3.0	92.2	93.3	94.0	94.4	94.7	95.2	95.2	95.4	95.4	95.3	95.7	95.6	95.6	95.5
3.5	89.4	90.5	91.2	91.9	92.3	92.8	93.0	93.3	93.4	93.6	93.8	93.8	93.9	93.8
4.0	86.5	87.8	88.7	89.4	89.9	90.5	91.0	91.2	91.5	91.7	91.9	92.1	92.2	92.1
4.5	83.8	85.0	86.0	86.9	87.5	88.3	88.9	89.3	89.6	89.8	90.2	90.3	90.5	90.5
5.0	81.1	82.5	83.5	84.5	85.1	86.1	86.8	87.1	87.6	88.1	88.4	88.6	88.8	88.9
5.5	78.6	79.9	81.0	82.0	82.8	84.0	84.7	85.1	85.7	86.1	86.6	86.9	87.1	87.2
6.0	76.1	77.4	78.5	79.6	80.5	81.7	82.7	83.2	83.7	84.3	84.8	85.2	85.4	85.4
6.5	73.6	74.9	76.1	77.1	78.1	79.4	80.5	81.2	81.9	82.6	83.0	83.4	83.7	83.8
7.0	71.4	72.5	73.8	75.0	75.9	77.3	78.5	79.2	79.9	80.7	81.2	81.6	82.0	82.1
7.5	69.1	70.2	71.4	72.7	73.7	75.3	76.5	77.3	78.0	78.8	79.5	80.0	80.3	80.5
8.0	66.9	68.0	69.2	70.5	71.5	73.2	74.5	75.3	76.1	77.0	77.8	78.2	78.6	78.9
8.5	64.8	65.9	67.1	68.5	69.4	71.2	72.6	73.5	74.4	75.3	76.1	76.5	77.0	77.2
9.0	62.8	63.8	65.0	66.4	67.5	69.2	70.7	71.6	72.6	73.6	74.5	75.0	75.4	75.7
9.5	60.9	61.9	63.1	64.4	65.5	67.1	68.9	69.8	70.9	71.9	72.9	73.4	73.8	74.1
10.0	59.1	59.9	61.2	62.6	63.6	65.4	67.1	68.1	69.1	70.4	71.3	71.9	72.3	72.7
10.5	57.2	58.1	59.3	60.7	61.7	63.6	65.3	66.4	67.5	68.7	69.7	70.4	70.8	71.2
11.0	55.4	56.2	57.4	58.8	59.9	61.8	63.7	64.6	66.0	67.2	68.1	68.7	69.3	69.6
11.5	53.8	54.5	55.3	57.1	58.1	60.0	61.9	62.9	64.3	65.5	66.6	67.2	67.9	68.1
12.0	52.1	52.9	54.0	55.4	56.4	58.3	60.3	61.3	62.6	63.9	65.1	65.8	66.3	66.6
12.5	50.5	51.2	52.4	53.6	54.7	56.7	58.6	59.6	61.0	62.4	63.5	64.2	64.9	65.2
13.0	48.9	49.6	50.7	51.9	53.0	55.0	57.0	58.1	59.4	60.9	62.0	62.8	63.5	63.8
13.5	47.4	48.1	49.1	50.5	51.5	53.5	55.5	56.6	57.9	59.5	60.5	61.4	62.0	62.4
14.0	46.1	46.6	47.7	48.9	50.0	51.9	53.9	55.1	56.5	58.1	59.2	60.1	60.7	61.0
14.5	44.7	45.2	46.5	47.4	48.5	50.5	52.5	53.7	55.1	56.6	57.8	58.7	59.4	59.7
15.0	43.3	43.9	44.9	46.1	47.1	48.9	51.2	52.3	53.6	55.3	56.4	57.4	58.1	58.4
15.5	42.0	42.5	43.5	44.7	45.8	47.6	49.7	50.9	52.3	54.0	55.1	56.1	56.8	57.2
16.0	40.7	41.3	42.2	43.4	44.4	46.4	48.4	49.5	51.0	52.0	53.8	54.8	55.5	55.9
16.5	39.5	40.0	40.9	42.1	43.1	45.0	47.1	48.5	49.7	51.5	52.0	52.5	53.3	54.0
17.0	38.3	38.8	39.8	40.9	41.9	43.7	45.8	46.9	48.4	50.0	51.3	52.3	53.0	53.4
17.5	37.1	37.6	38.5	39.6	40.6	42.4	44.5	45.7	47.2	48.8	50.1	51.2	51.8	52.2
18.0	36.1	36.5	37.4	38.5	39.4	41.2	43.3	44.5	45.9	47.6	48.9	50.0	50.6	51.0
18.5	35.1	35.4	36.3	37.4	38.2	40.1	42.1	43.3	44.7	46.4	47.7	48.8	49.5	49.9
19.0	34.3	35.2	36.2	37.1	39.0	41.0	42.1	43.5	45.2	46.6	47.6	48.4	48.8	49.2
19.5	33.0	33.3	34.1	35.2	36.1	37.9	39.8	41.0	42.5	44.1	45.5	46.5	47.3	47.7
20.0	32.1	32.3	33.1	34.2	35.1	36.8	38.8	39.9	41.4	43.1	44.4	45.4	46.2	46.7
21.0	30.2	30.5	31.2	32.1	33.1	34.7	36.7	37.9	39.5	41.0	42.5	43.4	44.2	44.6
22.0	28.5	28.7	29.4	30.4	31.2	32.8	34.7	35.8	37.3	38.9	40.3	41.3	42.1	42.5
23.0	26.9	27.1	27.8	28.7	29.4	30.9	32.8	34.0	35.3	37.0	38.3	39.4	40.2	40.6
24.0	25.3	25.5	26.2	27.1	27.8	29.4	31.1	32.1	33.5	35.2	36.5	37.5	38.4	38.7
25.0	23.9	24.1	24.8	25.5	26.2	27.7	29.5	30.5	31.8	33.5	34.7	35.8	36.6	37.0
26.0	22.7	22.7	23.3	24.1	24.8	26.2	27.9	28.9	30.2	31.8	33.1	34.2	35.0	35.3
27.0	21.3	21.4	22.0	22.8	23.4	24.7	26.4	27.4	28.6	30.3	31.5	32.6	33.3	33.8
28.0	20.1	20.2	20.8	21.5	22.1	23.4	25.0	26.0	27.2	28.8	30.0	31.0	31.8	32.3
29.0	19.0	19.1	19.7	20.3	20.9	22.1	23.7	24.6	25.8	27.4	28.6	29.6	30.3	30.7
30.0	18.0	18.0	18.6	19.1	19.8	21.0	22.4	23.4	24.5	26.0	27.1	28.1	29.0	29.5

Tabela 1. Tabelarni prikaz PDD, energije 6MeV lineranog akceleratora Oncor Siemens za veličinu polja A, za dubine od 0 cm do 30 cm.



Polje A (cm) TSCF(A)	Polje A (cm) TSCF(A)	Polje A (cm) TSCF(A)
3.0 0.887	8.0 0.979	20.0 1.057
3.1 0.890	8.2 0.981	20.5 1.058
3.2 0.894	8.4 0.983	21.0 1.060
3.3 0.897	8.6 0.985	21.5 1.061
3.4 0.901	8.8 0.987	22.0 1.063
3.5 0.904	9.0 0.990	22.5 1.064
3.6 0.908	9.2 0.992	23.0 1.066
3.7 0.911	9.4 0.994	23.5 1.067
3.8 0.915	9.6 0.996	24.0 1.069
3.9 0.918	9.8 0.998	24.5 1.070
4.0 0.922	10.0 1.000	25.0 1.071
4.1 0.923	10.2 1.002	25.5 1.073
4.2 0.925	10.4 1.003	26.0 1.074
4.3 0.927	10.6 1.005	26.5 1.075
4.4 0.928	10.8 1.006	27.0 1.076
4.5 0.930	11.0 1.008	27.5 1.077
4.6 0.932	11.2 1.009	28.0 1.078
4.7 0.933	11.4 1.011	28.5 1.079
4.8 0.935	11.6 1.012	29.0 1.080
4.9 0.937	11.8 1.014	29.5 1.081
5.0 0.938	12.0 1.016	30.0 1.082
5.1 0.940	12.2 1.017	31.0 1.083
5.2 0.941	12.5 1.019	32.0 1.084
5.3 0.943	12.7 1.021	33.0 1.086
5.4 0.944	13.0 1.023	34.0 1.087
5.5 0.946	13.3 1.025	35.0 1.088
5.6 0.947	13.7 1.027	36.0 1.089
5.7 0.949	14.0 1.029	37.0 1.089
5.8 0.950	14.3 1.031	38.0 1.090
5.9 0.952	14.7 1.033	39.0 1.090
6.0 0.953	15.0 1.035	40.0 1.091
6.2 0.956	15.5 1.037	
6.4 0.958	16.0 1.039	
6.6 0.961	16.5 1.041	
6.8 0.964	17.0 1.043	
7.0 0.966	17.5 1.046	
7.2 0.969	18.0 1.048	
7.4 0.971	18.5 1.050	
7.6 0.974	19.0 1.052	
7.8 0.976	19.5 1.055	

Tabela 2. Tabelarni prikaz $S_{c,p}$ (TSCF) energije 6 MeV linearног akceleratora Oncor Siemens za veliчину polja A na SSD=100 cm



KLNIKA ZA ONKOLOGIJU
ODELJENJE

Faktori elektronskih tubusa

Siemens Oncor

Veličina tubusa (cm)	Energija elektrona (MeV)					
	05	07	08	10	12	14
Φ 5	0.706	0.819	0.860	0.881	0.913	0.914
10 x 10	0.944	0.981	0.988	0.990	0.998	0.989
15 x 15	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
20 x 20	1.002	0.984	0.969	0.959	0.952	0.951
25 x 25	0.987	0.967	0.955	0.952	0.948	0.947

Dubina trapijske izodoze (90%) u cm

Siemens Oncor

Veličina tubusa (mm)	Energija elektrona (MeV)					
	05	07	08	10	12	14
Φ 5	15.0	21.0	25.0	32.0	38.0	38.0
10 x 10	15.0	21.0	24.0	32.0	37.0	40.0
15 x 15	15.0	21.0	25.0	32.0	37.0	40.0
20 x 20	15.0	21.0	25.0	32.0	37.0	40.0
25 x 25	15.0	21.0	25.0	33.0	37.0	40.0

Tabela 4. Faktori elektronskih tubusa i terapijske dubine elektronskih energija linearnog akceleratora Oncor Siemens



KLINIKA ZA ONKOLOGIJU
ODELJENJE RADIOTERAPIJE

*Faktori klinova za
06X - Siemens Oncor*

Klin °	Polje			
	5x5	10x10	15x15	20x20
W15 °	0.692	0.688	0.688	0.690
W30 °	0.526	0.524	0.526	0.531
W45 °	0.319	0.318	0.321	0.327
W60 °	0.352	0.351	0.354	0.361

Faktor treja: **0.946**

*Faktori klinova za
15X - Siemens Oncor*

Klin °	Polje			
	5x5	10x10	15x15	20x20
W15 °	0.750	0.749	0.750	0.754
W30 °	0.601	0.602	0.605	0.611
W45 °	0.399	0.400	0.404	0.412
W60 °	0.432	0.433	0.438	0.445

Faktor treja: **0.963**

Tabela 5. Faktori klinova i treja za energije 6 MeV i 15 MeV linearog akceleratora Oncor Siemens

Proizvođač kompjuterizovanog sistema za planiranje radioterapije CMS (*Computerized Medical System*) XiO, odredio je radni list na kome je specificirano koje podatke je potrebno prikupiti i ubaciti u sistem da bi se obračun doze iz sistema XiO poklapao sa skeniranim podacima [16].

Radni list o generanim podacima mašine obuhvata sledeće podatke:

- Parametri fotonske mašine
- Parametri elektronske mašine
- Faktor rasejanja u fantomu S_p (*PSCF*) za fotonsku mašinu
- Totalni faktor rasejanja $S_{c,p}$ (*TSCF*) za fotonsku mašinu
- Faktori tubusa za elektronske mašine
- Podaci o klinovima

Svaka energija (fotonska i elektronska) posmatra se kao posebna mašina. Za svaku energiju se unose posebno podaci.

Postupak prikupljanja podataka može da se podeli u tri dela. Prvi deo je prikupljanje podataka o samoj mašini, generalni podaci (*general data*). Drugi deo su podaci koji se snimaju u vodenom fantomu, skenirani podaci o snopu fotona i elektona (*scanning beam data*). Treći deo čine faktori rasejanja na kolimatoru, faktor rasejanja u fantomu, faktori tubusa i klinova, ne-skenirani podaci o snopu (*non-scanning beam data*). U OmniPro-Accept sistemu postoji pojednostavljen, konforan način da se skenirani podaci prebace u TPS CMS XiO. TPS se modelira tako da se parametri tretmanskog polja zračenja koje sistem računa poklapa sa skeniranim podacima.

7. Zaključak

Prijemna ispitivanja medicinskog linearног akceleratora, pokazala je praksa traju u proseku četiri do pet nedelja. Fizička montaža, koja traje do pet dana, nije uračunata.

Svaki medicinski linearni akcelerator pre isporuke korisniku, testiran je u fabrici. Mehanički i električni parametri na koje je podešen akcelerator, prateća dokumentacija su svakog medicinskog linearног akceleratora. Zadatak inženjera predstavnika proizvođača, je da nakon fizičke montaže linearног akceleratora, podesi mašinu na radne parametre određene u fabrici. Prijemna ispitivanja medicinskog linearног akceleratora potvrđuju da su zadovoljeni propisani uslovi za prijem mašine. Prijemni test potpisuju medicinski fizičar predstavnik korisnika i inženjer predstavnik proizvođača.

Nakon završenih prijemnih ispitivanja, linearni akcelerator nije spremjan za kliničku praksu. Pre uvođenja linearног akcelatora u kliničku upotrebu, utvrđene su metode za određivanje monitorskih jedinica neophodnih prilikom aplikacije doze na referentnu tačku u pacijentu. Broj monitorskih jedinica za jednostavne tretmane može se računati ručno, a obračun monitorskih jedinica za sprovođenje delova kompleksnog terapijskog plana, pomoću kompjuterizovanih sistema za planiranje terapije. Kada se završi prikupljanje podataka polja zračenje, unošenje podataka polja zračenja u TPS i tabelarno prikazivanje snimljenih podataka, tretmanska jedinica je spremna za kliničku praksu ali sa radom se počinje tek nakon utvђivanja operativnih procedura i osposobljavanje svih koji se bave radom na novom akceleratoru.

Utvđivanju operativnih procedura treba posvetiti poseban značaj. Operativne procedure obuhvataju proceduru kontrole mehaničkih i dozimetrijskih karakteristika tretmanske jedinice kao i procedure sprovođenja terapijskog plana.

Obezbeđenje kvaliteta u radioterapiji (*Quality assurance in radiotherapy*) obuhvata sve aspekte radioterapijskog procesa. Procedure koje obezbeđuju kvalitet tretmana definiše svaka medicinska ustanova u saglasnosti sa međunarodnim preporukama.

Zadatak fizičara je da definiše i sprovodi kontrolu kvaliteta tretmanske jedinice dnevno, na mesečnom nivou i kvartalno. Kada se završi snimanje karakteristika snopa zračenja i podešavanje mehaničkih karakteristika mašine, definišu se radni listovi u kome su zabeleženi parametri snopa, u odnosu na koje se utvrđuje kvalitet snopa pri dnevним mesečnim i kvartalnim proverama.

U ovom radu opisana su prijemna ispitivanja i određivanje parametra snopa zračenja svih snopova fotona i elektrona tretmanske jedinice Oncor Siemens i Primus Siemens.

Snimanje fizičkih karakteristika snopova zračenja na Klinici za onkologiju u Nišu, trajalo je ukupno osam nedelja, 12 radnih sati dnevno uključujući i vikende, za dva akceleratora. U osam radnih nedelja urađeno je i modeliranje TPS CMS XiO. Snimljeni parametri snopova zračenja prikazani su tabelarno za potrebe manualnog računanja doze. Na osnovu snimljenih podataka definisane su procedure kontrole terapijskog snopa i procedure provere mehaničkih karakteristika lineranog akceleratora koje se sprovode u okviru redovne kontrole kvaliteta terapijskog procesa.

Literatura

- [1] Faiz M. Khan ,The Physics of Radiation Therapy Third Edition, 2003
- [2] L. W. Brady, Philadelphia,H.-P. Heilmann, Hamburg, M. Molls, Munich Technical Basis of Radiation Therapy 4th.Edition,2006
- [3] E.B. Podgorsak ,Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna:International Atomic Energy Agency, 2005
- [4] Edvin Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, 2005
- [5] User's Guide,OmniPro-Accept Version 6.6, 2009
- [6] Philip Mayles, Alan Nahum, Jean-Claude Rosenwald, Handbook of radiotherapy physics, theory and practice, Taylor&Francis, New York, London, 2007
- [7] David Greene and Peter C. Williams, Linear Accelerators for radiation therapy, Second Edition, 1997
- [8] C.J. Karzmark, Craiq S. Nunan, Eiji Tanabe, Medical Electron Accelerators, 1993
- [9] Marc Delaperriere, Primus Basic Functional Description, 2003
- [10] Siemens, Acceptance data for Siemens Mevatron
- [11] IAEA International atomic energy agency, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International code of practice for dosimetry based standards of absorbed dose to water, Technical Report Seriesno. 398, IAEA, Vienna,2000
- [12] British Journal of Radiology, Supplement 17 Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy, 1996
- [13] AAPM, Code of Practice for Radiotherapy Accelerators,report of AAPM Radiation Therapy task Group 45
- [14] Accelerator beam data commissioning equipment and procedures
www.aapm.org/pubs/reports/RPT_106.pdf
- [15] Modern-Day Linear Accelerator Acceptance Testing and Commissioning
www.aapm.org/meetings/2001AM/pdf/7174-79725.pdf
- [16] CMS XiO Beam Modeling Guide

Biografija

Stanković Jelena rođena je 8.10.1971. godine u Nišu. Završila je gimnaziju Svetozar Marković i na Prirodno matematičkom fakultetu u Nišu, na odseku za fiziku stekla zvanje diplomirani fizičar za opštu fiziku.

Od 2005 godine zapošljena je u Kliničkom centru u Nišu, na Klinici za onkologiju. Na Prirodno matematičkom fakultetu u Novom Sadu, na Departmanu za fiziku, 2006 godine upisuje petu godinu master studija iz medicinske fizike.

2009 godine, počinje specijalizaciju iz medicinske nuklearne fizike na Medicinskom fakultetu u Novom Sadu u trajanju od 3 godine.

Novi Sad, 20.09.2010.

Jelena Stanković

UNIVERZITET U NOVOM SADU
 PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
 KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

<i>Redni broj:</i> RBR	
<i>Identifikacioni broj:</i> IBR	
<i>Tip dokumentacije:</i> TD	Monografska dokumentacija
<i>Tip zapisa:</i> TZ	Tekstualni štampani materijal
<i>Vrsta rada:</i> VR	Master rad
<i>Autor:</i> AU	Jelena Stanković
<i>Mentor:</i> MN	Prof. dr Miroslav Vesković Prof. dr Vesna Spasić-Jokić
<i>Naslov rada:</i> NR	Prijemna ispitivanja i određivanje parametara snopa zračenja kod linearnog medicinskog akceleratora
<i>Jezik publikacije:</i> JP	srpski (latinica)
<i>Jezik izvoda:</i> JI	srpski/engleski
<i>Zemlja publikovanja:</i> ZP	Srbija
<i>Uže geografsko područje:</i> UGP	Vojvodina
<i>Godina:</i> GO	2010.
<i>Izdavač:</i> IZ	Autorski reprint
<i>Mesto i adresa:</i> MA	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Fizički opis rada:</i> FO	7 poglavља/73 strane/33 slike/2 grafikona/6 tabela/16 referenci/0 priloga
<i>Naučna oblast:</i> NO	Medicinska fizika
<i>Naučna disciplina:</i> ND	Radioterapija
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i> PO UDK	Linearni akcelerator, dozimetrijska oprema, prijemna ispitivanja, snop zračenja, procentna dubinska doza, dozni profili.
<i>Čuva se:</i> ČU	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
<i>Važna napomena:</i> VN	Nema
<i>Izvod:</i> IZ	U ovom master radu opisana su prijemna ispitivanja i određivanje snopa zračenja linearnog medicinskog

	akceleratora. Prijemna ispitivanja obuhvataju sigurnosne, mehaničke i dozimetrijske provere. Određivanje parametara snopa zračenja obuhvata snimanje svih fotonskih i elektronskih energija linearnog akceleratora, ubacivanje snimljenih podataka u kompjuterizovani sistema za planiranje radioterapije i tabelarno prikazivanje za ručni obračun doze. Prikazani podaci koriste se u kliničkoj praksi, na Klinici za onkologiju u Nišu.
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća: DP</i>	29.09.2008.
<i>Datum odbrane: DO</i>	23.09.2008.
<i>Članovi komisije: KO</i>	Prof. dr Miroslav Vesković, Prof. dr Vesna Spasić-Jokić, Prof dr Slobodanka Stanković, Doc. dr Olivera Klisurić
<i>Predsednik:</i>	Prof. dr Slobodanka Stanković
<i>član:</i>	Prof. dr Miroslav Vesković
<i>član:</i>	Prof. dr Vesna Spasić-Jokić
<i>član:</i>	Doc. dr Olivera Klisurić

UNIVERSITY OF NOVI SAD
 FACULTY OF SCIENCE KEY
 WORDS DOCUMENTATION

<i>Accession number:</i> ANO	
<i>Identification number:</i> INO	
<i>Document type:</i> DT	Monograph publication
<i>Type of record:</i> TR	Textual printed material
<i>Content code:</i> CC	Final paper / master
<i>Author:</i> AU	Jelena Stanković
<i>Mentor/comentor:</i> MN	Prof. dr Miroslav Vesković Prof. dr Vesna Spasić-Jokić
<i>Title:</i> TI	Accept test and beam commissioning medical linear accelerator
<i>Language of text:</i> LT	Serbian (Latin)
<i>Language of abstract:</i> LA	English
<i>Country of publication:</i> CP	Serbia
<i>Locality of publication:</i> LP	Vojvodina
<i>Publication year:</i> PY	2010.
<i>Publisher:</i> PU	Author's reprint
<i>Publication place:</i> PP	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Physical description:</i> PD	7 chapters/73 pages/33 figures/2 graphs/6 tables/16 references/0 attachment
<i>Scientific field:</i> SF	Medical physics
<i>Scientific discipline:</i> SD	Radiotherapy
<i>Subject/ Key words:</i> SKW UC	Linear accelerator, dosimetric equipment, acceptance tests, radiation beam, percentage depth dose, dose profiles.
<i>Holding data:</i> HD	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Note:</i> N	None

<i>Abstract:</i> AB	In this master thesis, described the acceptance test and beam commissioning medical linear accelerator. Acceptance test include safety, mechanical and dosimetric verification. Beam commissioning includes recording all photons and electrons energy linear accelerator, insertion of recorded data in the Therapy Planning System, TPS and the display data in a table for calculating doses manually. Presented data are used in clinical practice at the Oncology Clinic in Niš.
<i>Accepted by the Scientific Board:</i> ASB	29.09.2008.
<i>Defended on:</i> DE	23.09.2008.
<i>Thesis defend board:</i> DB	Prof. dr Miroslav Vesković, Prof. dr Vesna Spasić-Jokić, Prof dr Slobodanka Stanković, Doc. dr Olivera Klisurić
<i>President:</i>	Prof. dr Slobodanka Stanković
<i>Member:</i>	Prof. dr Miroslav Vesković
<i>Member:</i>	Prof. dr Vesna Spasić-Jokić
<i>Member:</i>	Doc. dr Olivera Klisurić

