

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET DEPARTMAN ZA FIZIKU



# Dozimetrijska provera algoritma za računanje apsorbovane doze za snopove eksternog fotonskog zračenja AcurosXB - master rad -

- master rad

Mentor:

prof. dr Nataša Todorović

Kandidat:

Dražan Jaroš

Novi Sad, 2014

# Sadržaj:

1.	Uvod	.3
2.	AcurosXB algoritam	. 12
3.	Kontrola kvaliteta sistema za planiranje	. 26
4.	Opis merenje i obrada rezultata	. 28
5.	Zaključak	. 36
6.	Literatura	. 37

# 1. UVOD

Radijaciona terapija ili radioterapija predstavlja metodu lečenja u kojoj se koristi jonizujuće zračenje visokih energija koji prodiru u telo pacijenta u cilju uništenja bolesnog tkiva. Danas se primenjuje nekoliko vrsta radioterapije, u zavisnosti od oblika isporuke radijacionog zračenja. Predrasude vezane za pojam radioaktivnosti i njene terapijske primene, najčešće se javljaju iz nepoznavanja samog postupka i prirode takvog lečenja. Za ovakvu vrstu terapije koriste se uređaji veoma složene konstrukcije u specijalizovanim centrima. Najširu primenu ima medicinski linearni akcelerator (LINAK) koji proizvodi elektrone i fotone visokih energija u tretmanske svrhe lečenja pacijenata. U ovom radu se koristi model LINAK-a, VARIAN DHX 5711, koji stvara fotonsko polje zakočnim procesom.

Cilj ovog rada je upoređivanje rezultata izračunatih pomoću sistema za planiranje, algoritma za merenje apsorbovane doze- AcurosXB i izmerenih vrednosti apsorbovane doze pomoću jonizacione komore PTW 31010, na CIRS fantomu, model 002LFC- Thorax.

#### 1.1. Akceleratori naelektrisanih čestica

U cilju proučavanja strukture atomskog jezgra, naučnici su sredinom prošlog veka pokrenuli proces konstrukcije i proizvodnje akceleratora naelektrisanih subatomskih čestica. Akceleratori koji naelektrisane čestice ubrzavaju pomoću visokofrekventnog električnog polja u jakom homogenom magnetnom polju, u kome se naelektrisane čestice ubrzavaju po kružnoj putanji, nazivaju se ciklotroni. Akceleratori kod kojih se intenzitet homogenog magnetnog polja povećava sinhronizovano sa kinetičkom energijom čestica koje se ubrzavaju, nazivaju se ciklosinhrotroni. U grupu ciklotrona koji ubrzavaju elektrone (β čestice), spadaju betatroni. Prvi proizvedeni betatroni, početkom šezdesetih godina prošlog veka, nalaze primenu u medicini (radioterapija) za lečenje pacijenata obolelih od karcinoma Dalji razvoj nauke i tehnologije dovodi do pojave novog medicinskog akceleratora koji elektrone ubrzava pomoću elektromagnetnog talasa duž vakuumske cevi specijalne konstrukcije (talasovod). Ova vrsta linearnog akceleratora (LINAK) predstavlja napredak u odnosu na betatrone, imajući u vidu kvalitet i praktičnu primenu zračnog snopa u terapijske svrhe (precizna kontrola inteziteta i prostorne homogenosti zračnog snopa).

Usavršavanje tehničkih karakteristika linearnih akceleratora omogućilo je visok nivo preciznosti, kolimacije i kontrole svih parametara zračnog snopa, a time i primenu složenih tehnika zračenja, čije izvođenje nije bilo moguće na izotopskim aparatima. Savremena kompjuterska tehnologija ima veliki značaj u funkcionisanju kontrolnih sistema LINAK-a, pre svega u smislu prevencije i izbegavanje neplaniranih situacija. Postoje značajne varijacije od jedne komercijalne mašine do druge u zavisnosti od konačne energije elektronskog snopa kao i posebnog dizajna korišćen od strane proizvođača. U nastavku će biti opisani osnovni fizički principi rada kao i konstrukcija elektronskih linearnih akceleratora koji se danas koriste u radioterapiji. [1,2,3]

#### 1.2. Princip rada

Linearni akceleratori ubrzavaju elektrone do kinetičkih energija u rasponu od 4 do 25 MeV-a. Ovi visokoenergetski elektroni se koriste za generisanje kliničkih zračnih snopova: fotonsko X zračenje energija – 4 do 20 MV i Elektronsko zračenje energija – 4 do 25 MeV,tako imamo dva režima rada:

fotonski - kada se na putu ubrzanih elektrona postavi meta na kojoj se generiše visokoenergetsko zakočno X zračenje i elektronski - kada se meta sa putanje ubrzanih elektrona izmakne i oni se direktno usmeravaju ka pacijentu i tumoru koji treba da se zrači.

Na slici 1.1. je prikazana fizička razlika između fotonskog i elektronskog zračenja pri njihovom transportu kroz medijum (H2O). Elektroni imaju ograničen domet, to jest, dubinu do koje su u potpunosti apsorbovani i nakon koje nema deponovanja doze. Kod fotona to nije slučaj, jer oni teoretski imaju neograničen domet. Sa dubinom, zbog predaje energije (apsorpcije), doza postepeno opada. Od veličine njihove energije zavisi prodornost X zračenja, kao i elektrona.



Slika 1.1. Poređenje PDD (procentne dubinske doze) fotonskog i elektronskog zračenja

## 1.3. Medicinski akcelerator - LINAK

Savremeni medicinski linearni akceleratori, zahvaljujući primeni najnovijih tehnoloških, tehničkih i naučnih dostignuća, danas se koriste uspešno u kliničkoj praksi u radioterapiji karcinoma i predstavljaju standard opremljenosti svakog radioterapijskog centra.

Linearni akceleratori se sastoje od više tehnoloških podsistema povezanih u funkcionalnu celinu. Da bi se praktično koristili u sprovođenju savremenih složenih tehnika zračenja pacijenata, moraju zadovoljiti posebne konstrukcione zahteve (slika 1.2). Osnova dizajna LINAK-a se sastoji u tome da stativ akceleratora pričvršćen za fiksno postolje, zajedno sa kolimatorom i terapijskim stolom rotiraju oko zajedničke tačke koja se zove izocentar. Cilj radijacione terapije je da se sredina tumora u pacijentu (meta) postavi u izocentar, tako da je bez obzira na ugao stativa, kolimatora ili terapijskog stola, zračni snop uvek usmeren ka meti. Na slici 1.2. su prikazane glavne komponente akceleratora: postolje, rotacioni stativ za glavom akceleratora, kolimator, terapijski sto i laserski sistem pozicioniranja pacijenta.



Slika 1.2. Osnovna geometrija medicinskog akceleratora sa terapijskim stolom

### 1.4. Delovi LINAK-a

Glavne komponente operativnog sistema osnovne konfiguracije LINAK-a su prikazane na slici 1.3.



расхладни систем



Medicinski linearni akceleratori se sastoje iz sledećih komponenata:

- elektronski top,
- akceleratorski talasovod,
- izvor visokofrekventnog talasa (magnetron ili klistron),
- magnet zakretanja elektronskog snopa,
- glava akceleratora,
- terapijski sto,
- komandni pult i sistem za monitoring.

#### 1.4.1. Elektronski top

Osnovna funkcija elektronskog topa je generisanje elektrona i njihovo injektovanje u ubrzavajući talasovod. U praksi se obično koristi triodni elektronski top (anoda, katoda i rešetka) koji fokusira elektrone kroz berilijumski prozor u akceleratorski talasovod u kome je visoki vakuum. Pomoću rešetke se vrši sinhronizacija ubacivanja elektrona sa frekvencijom RF talasa. Od količine

injektovanih elektrona zavisi intenzitet doze izlaznog zračnog snopa.

## 1.4.2. Akceleratorski talasovod

Uloga talasovoda je da injektovane elektrone od strane elektronskog topa ubrza do megavoltažnih kinetičkih energija pomoću radiofrekventnih elektromagnetnih talasa. Ubrzanje elektrona se odvija u cevi sa šupljinama (obično od čistog bakra) sa veoma visokim vakuumom na dva načina, progresivnim ili stojećim talasom (talasna dužina mikrotalasa najčešće je  $\lambda = 10$  cm, odnosno frekvencija v = 2998 MHz). Rezonantne šupljine u talasovodu se progresivno skraćuju duž cevi u skladu sa ubrzanjem elektrona. Šupljine služe za distribuciju naizmeničnog elektromagnetnog polja koga izaziva stojeći (progresivni) mikrotalas i koji ubrzava ubačene elektrone. Uloga šupljina je da povećaju intenzitet mikrotalasom uslovljenog promenljivog elektromagnetnog polja. Na jednom kraju talasovoda se nalazi elektronski top, a na drugom kraju je magnet zakretanja elektronskog snopa (bending magnet). Prozor za dovod mikrotalasa koji je generisan u RF pokretaču i pojačan klistronom, odnosno u magnetronu, smešten je bliže elektronskog topa. Unutrašnjost talasovoda je pod visokim vakuumom.

## 1.4.3. Izvor visokofrekventnog talasa

Za izvor mikrotalasa frekvencije 2998 MHz se obično danas koriste poluprovodnički oscilatori (RF Driver). RF talasi nastali u mikrotalasnim pokretačima se pojačavaju pomoću klistrona (eng. klystron, elektronske cevi velike snage). Maksimalna snaga klistrona zbog visoke frekvencije, dostiže i 7 MW. Pored kombinacije RF pokretač, klistron, mikrotalasi se mogu generisati i pomoću magnetrona. Kod magnetrona, specijalno dizajnirana šupljina se nalazi u homogenom magnetnom polju konstantnog intenziteta, pri čemu se elektroni nastali termičkom emisijom kreću po kružnoj putanji indukujući elektromagnetne talase (mikrotalase). Ovako generisani mikrotalasi (klistronom ili magnetronom) se uvode u ubrzavajući talasovod.



Slika 1.4. Elektronski top, ubrzavajući talasovod i bending magnet

### 1.4.4. Magnet zakretanja elektronskog snopa (bending magnet)

Na izlazu ubrzavajućeg talasovoda, u glavi akceleratora, nalazi se magnet zakretanja elektronskog snopa (bending magnet). Njegova osnovna uloga je energetsko filtriranje ubrzanih elektrona, kao i njihovo usmeravanje ka modifikatorima zračnog snopa. Ugao zakretanja je najčešće 270 °, 90 ° ili 112.5 °. Ovde se koristi fizička osobina naelektrisanih čestica (elektrona), da se kreću po kružnoj putanji u homogenom magnetnom polju čiji je smer prostiranja normalan na pravac kretanja. Finom regulacijom struje elektromagneta (intenziteta magnetnog polja) mogu se precizno odabrati samo oni elektroni čija energija odgovara odabranom uglu zakretanja. Ugao zakretanja elektrona sa većim energijama će biti manji, a sa manjim energijama veći, tako da neće proći kroz odgovarajući prozor i apsorbovaće se unutar glave akceleratora. Na ovaj način je izlazni snop elektrona skoro monoenergetski sa odabranom željenom energijom.

### 1.4.5. Glava akceleratora

Glava akceleratora je jedna od najvažnijih struktura linearnog akceleratora koja monoenergetski elektronski snop modelira za terapijske svrhe i usmerava ga ka izocentru. Njene komponente su (slika 1.5.): primarni kolimator sa metom za X zrake, filteri izravnanja zračnog snopa, jonizaciona komora i ortogonalni kolimatori sa multilamelarnim kolimacionim sistemom.



Slika 1.5. Dizajn glave linearnog akceleratora

Posle zakretanja i energetskog filtriranja, elektronski snop se može koristiti za terapijske svrhe dvojako: direktno kao elektronsko zračno polje, nakon filtriranja i kolimisanja i kao fotonsko zračno polje ukoliko se pre primarnog kolimatora postavi odgovarajuća meta na kojoj se generiše zakočno X zračenje. Prostorni oblik fotonskog zračnog polja nakon mete je usmeren prema napred sa maksimalnim intenzitetom na sredini. Za potrebe praktične primene ovakvog zračnog snopa, neophodno ga je nakon primarnog kolimatora frontalno poravnati, a to se postiže konusnim čeličnim filterima poravnanja zračnog snopa (konusi se nalaze na karuselu u glavi akceleratora).



Slika 1.6. Funkcija mete a) fotonski režim zračenja b) elektronski režim zračenja

Nakon frontalnog poravnanja, zračni snop prolazi kroz višesegmentnu jonizacionu komoru čiji je zadatak da kontroliše izlazni intenzitet zračenja kao i eventualni poremećaj zračnog polja. Nakon jonizacione komore, fotonsko zračno polje se kolimiše parom ortogonalnih kolimatora X i Y. Kod najnovijih LINAK-a, oblik fotonskog polja se naknadno konformira multilamelarnim kolimatorima (MLC – sa projekcijama lamela 3 – 10 mm u izocentru). Ukoliko koristimo elektronski snop, on se kolimira primarnim kolimatorom i izravnava rasejavajućim folijama koje se nalaze na karuselu. Posle prolaska kroz kontrolnu jonizacionu komoru elektronski snop se kolimiše X i Y ortogonalnim kolimatorima i na kraju tubusima konstantnih dimenzija (npr: 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 i 25x25 cm).

#### 1.4.6. Terapijski sto

Terapijski sto je konstruisan u obliku ravne ploče na postolju. Dozvoljava tri translacije: levo-desno (x), napred-nazad (y) i gore-dole (z), kao i rotaciju oko vertikalne ose (z) koja prolazi kroz izocentar aparata (slika 1.7.). Ovakvo kretanje terapijskog stola omogućava izvođenje velikog broja tehnika zračenja i optimalno prilagođavanje terapijskog položaja pacijenta za zračenje različitih tumorskih lokalizacija, a da pri tom glava aparata ne dolazi u dodir sa pločom postolja ili telom pacijenta. Ploča

terapijskog stola je sačinjena od materijala koji minimalno atenuira zračenje (karbonskih vlakana). Ovo je važno iz dva razloga:

za izradu snimaka dobrog kvaliteta prilikom verifikacije i periodične kontrole pozicioniranja pacijenta;

za svođenje atenuacije zračnog snopa na minimum kod onih tehnika zračenja kod kojih zračenje prolazi kroz ploču stola na putu prema volumenu mete koja se zrači u pacijentu.



Slika 1.7. Postolje terapijskog stola sa ravnom pločom od karbonskih vlakana.

Laserski sistem pozicioniranja ukazuje na izocentar u radioterapijskom bunkeru i na taj način povezuje geometriju LINAK-a i zračnog snopa sa geometrijom pacijenta, omogućavajući radiološkom tehničaru da lakše postavi pacijenta u terapijski položaj na ravnoj ploči terapijskog stola.

## 1.4.7. Komandni pult i sistem za monitoring

Svi parametri rada akceleratora, parametri plana sprovođenja terapije (ugao stativa, ugao kolimatora, veličina polja, pozicija stola, položaj lamela kolimatora, dinamički ili statički režim zračenja, vrsta i kvalitet zračenja, doza koja se aplikuje, intezitet zračnog snopa itd.) nadzire i kontroliše kompjuterski, informacioni sistem u komandnoj sobi ispred terapijskog bunke. Pored ovoga u komandnoj sobi se nalazi i sistem za audio-vizuelni nadzor pacijenta u terapijskoj sobi.

Ovakva instalacija medicinskog linearnog akceleratora zahteva specijalni dizajn prostorija u kojima se instalira u skladu sa međunarodnim i lokalnim preporukama zaštite od jonizujućeg zračenja koji oni u svom tekućem radu proizvode. To podrazumeva smeštaj samog aparata u prostoriju tzv. bunker, sa betonskim zidovima dovoljne debljine, da na odgovarajući način atenuiraju primarni zračni snop i sekundarno fotonsko rasejanje.

# 2. AcurosXB algoritam

AcurosXB algoritam je napravljen da bi se dobilo tačno i brzo računanje doze za eksternalno fotonsko zračenje u radioterapiji pri energijama od 4MV do 25MV, sa kalkulacionom mrežom čiji voksel ima dimenzije od 1 do 3 mm. U radioterapiji, mešovitost nastala zbog upotrebe materijala kao što su pluća, vazduh, kosti i imlanti može da utiče na raspodelu doze u pacijentu, isključivo u prisustvu malih i iregularnih polja. Računanjem jednačine linearnog Bolcmanovog transporta (LBTE), AcurosXB direktno uračunava efekte takvih nehomogenosti.

Računanje doze pomoću AcurosXB algoritma

LBTE je vodeća jednačina koja opisuje makroskopsko ponašanje zračenja (neutrona, gama zraka, elektrona itd.) kada ono prolazi kroz i interaguje sa materijom. Za zadatu zapreminu na koju planiramo da delujemo zračenjem rešenje LBTE će dati tačan opis doze u datoj zapremini. Kako analitičko rešenje može biti iskorišćeno samo za proste slučajeve, LBTE mora biti rešena u otvorenoj formi ili na ne-analitički način.

Postoje dva pristupa za dobijanje rešenja za LBTE u otvorenoj formi.

Prvi pristup je široko poznati metod Monte Karlo, koji skohastički predviđa transport čestica kroz medijum praćenjem statistički značajnog broja čestica kroz uspešne nasumične interakcije. Monte Karlo metode ne rešavaju eksplicitno LBTE nego indirektno nalaze rešenje jednačine.Drugi pristup je da se eksplicitno reši LBTE korišćenjem numeričkih metoda. [4]

Metode koje se koriste za eksplicitno rešenje LBTE su relativno nove medicinskim fizičarima jer su se prethodno koristila poređenja sa Monte Karlo metodama.

Monte Karlo i metode eksplicitnih rešenja LBTE su konvergentne. To znači, da će nakon dovoljnog broja koraka i jedna i druga metoda konvergirati ka istom rešenju. Dostignuta tačnost oba metoda je jednaka i ograničena je nesigurnošću podataka interakcije čestica i nesigurnošću u analiziranju problema.

U praksi, ni Monte Karlo ni eksplicitno rešenje LBTE nisu potpuno tačni i oba metoda imaju greške. U Monte Karlu greške su stohastičke i proizilaze iz postavke da je broj čestica konačan. Kada Monte Karlo metode koriste određene tehnike da bi ubrzale računanje može doći i do sistematskih grešaka. U metodama eksplicitnih rešenja LBTE, greške su sistematske i nastaju diskretizacijom rešenja promenjivih u prostoru, uglu i energiji. Razlike su takođe moguće u tretmanima naelektrisanim česticama, kulonovim interakcijama, koje su generalno aproksimirane i u Monte Karlo i metodama eksplicitnog rešenja LBTE.

U obe metode, Monte Karlo i metodi eksplicitnog rešenja LBTE, postoji balans između brzine i tačnosti. Skraćeno vreme računanja se može postići kada nam nisu strogi kriterijumi tačnosti i obrnuto.

## 2.1 Pozadina AcurosXB algoritma

Posticaj za metode eksplicitnog rešenja LBTE generalno je napravljen da bi se napravila brza alternativa Monte Karlo simulaciji, kojoj je često potrebno dugo vreme za računanje. Slično, mnoge od metoda sadržane u AcurosXB su originalno razvijene u prototipu kao deo istraživanja u X-odeljenju Los Alamos nacionalnih laboratorija. Prototip proizveden u nacionalnim laboratorijama Los Alamos, zvani Attila čiji autori su osnivači korporacije Transpire.[5,6]

Attila se od 2002. godine koristi u komercijalne svrhe i služi kao softver koji se koristi pri transportu zračenja. AcurosXB je nastao na mnogim metodama iz Attile ali predstavlja rešenje u kojem su metode adaptirane i optimizovane za računanje doze kod eksternalnih fotonskih zračenja.[7,8]

#### 2.2 AcurosXB metode rešavanja

Za oblast prostora sa zapreminom V i površinom  $\delta V$ , AcurosXB rešava vremenski nepromenjiv trodimenzionalan sistem jednačina Bolcmanovog transporta (LBTE) koje su date kao:

$$\widehat{\Omega} * \overrightarrow{\nabla} \Psi^{\gamma} + \sigma_{t}^{\gamma} \Psi^{\gamma} = q^{\gamma \gamma} + q^{\gamma}$$
<sup>(1)</sup>

$$\widehat{\Omega} * \overrightarrow{\nabla} \Psi^{e} + \sigma_{t}^{e} \Psi^{e} - \frac{\partial}{\partial E} S_{R} \Psi^{e} = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^{e}$$
<sup>(2)</sup>

$$\vec{r} \in V, \hat{\Omega} \in 4\pi, i E > 0$$
 (3)

 $Ψ^{\gamma}$ - ugaoni tok- fluence (u daljem tekstu fluens) fotona (ili fluks ako je integrisan po vremenu)  $Ψ^{\gamma}(\vec{r}, E, \widehat{\Omega})$ , kao funkcija pozicije  $\vec{r} = \vec{r}(x, y, z)$ , energije E i pravca  $\widehat{\Omega} = \widehat{\Omega}(\mu, \eta, \zeta)$ 

 $\Psi^{e}$ - ugaoni elektronski fluens,  $\Psi^{e}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$ 

 $q^{\gamma\gamma}$ - izvor foton-foton rasejanja,  $q^{\gamma\gamma}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$ , izvor fotona koji je nastao interakcijom fotona

 $q^{ee}$ - izvor electron-elektron rasejanja,  $q^{ee}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$ , izvor elektrona koji je nastao interakcijom elektrona

 $q^{\gamma e}$ - izvor foton-elektron rasejanja,  $q^{\gamma e}(\vec{r}, E, \widehat{\Omega})$ , izvor elektrona koji je nastao interakcijom fotona

 $q^{\gamma}$ - eksternalni izvor fotona,  $q^{\gamma}(E, \hat{\Omega})$ . Predstavlja izvor svih fotona iz modela izvora mašine, u našem slučaju akceleratora

 $q^e$ - eksternalni izvor elektrona,  $q^e(E, \hat{\Omega})$ . Predstavlja izvor svih elektrona iz modela izvora mašine, u našem slučaju akceleratora

 $σ_t^{\gamma}$ - makroskopski ukupni poprečni presek za fotone,  $σ_t^{\gamma}(\vec{r}, E)$ , jedinica je  $cm^{-1}$ 

 $\sigma_t^e$ - makroskopski ukupni poprečni presek za elektrone,  $\sigma_t^e(\vec{r}, E)$ , jedinica je  $cm^{-1}$ 

 $S_R$ - redukovana sudarna plus radijativna zaustavna moć,  $S_R(\vec{r}, E)$ .

Jednačine 1 i 2 rešavaju transport fotona i elektrona, respektivno. Jednačine 1 i 2 podleže svim mogućim standardnim uslovima na površini,  $\delta V$ . U AcurosXB-u, sve eksternalne površine za uslov imaju vakuum ili neuvučene granice:

$$\Psi^{\gamma} = 0; \operatorname{za}\widehat{\Omega} * \vec{n} < 0, \tag{4}$$

$$\Psi^{e} = 0; \operatorname{za}\widehat{\Omega} * \vec{n} < 0, \tag{5}$$

 $\vec{n}$ - vektor normalan na površinu  $\delta V$ , usmeren normalno od granice računarske mreže. Prvi termin sa leve strane u jednačini 1 i 2 je striming operator (operator toka), drugi termin je sudarni ili operator uklanjanja. Jednačina 2. je Bolcman Foker-Plank jednačina transporta, koja je rešena za transport elektrona.

U drugoj jednačini, treći pojam sa leve strane predstavlja kontinualno zaustavljajući (CSD) operator, koji uračunava Kulonove "lake" sudare elektrona. Desne strane jednačina 1 i 2 predstavljaju rasejanje, produkciju i uslove eksternalnog snopa. Uslovi eksternalnog snopa,  $q^{\gamma}$  i  $q^{e}$ , predstavljaju izlaze fotona i elektrona iz izvora fotonskog snopa, uključujući primarni izvor, sekundarni izvor i izvor kontaminacije elektrona.

Izvori produkcije i rasejanja su definisani na sledeći način:

$$q^{\gamma\gamma}(\vec{r}, E, \widehat{\Omega}) = \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \,\sigma_s^{\gamma\gamma}(\vec{r}, E' \to E, \widehat{\Omega} * \Omega') \Psi^{\gamma}(\vec{r}, E', \widehat{\Omega}')$$
<sup>(6)</sup>

$$q^{\gamma e}(\vec{r}, E, \widehat{\Omega}) = \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \,\sigma_s^{\gamma e}(\vec{r}, E' \to E, \widehat{\Omega} * \Omega') \Psi^{\gamma}(\vec{r}, E', \widehat{\Omega}')$$
<sup>(7)</sup>

$$q^{ee}(\vec{r}, E, \widehat{\Omega}) = \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \, \sigma_s^{ee}(\vec{r}, E' \to E, \widehat{\Omega} * \Omega') \Psi^e(\vec{r}, E', \widehat{\Omega}')$$
<sup>(8)</sup>

gde je:

 $\sigma_s^{\gamma\gamma}$ - makroskopski foton-foton diferencijalni poprečni presek rasejanja

 $\sigma_s^{\gamma e}$  - makroskopski foton-elektron diferencijalni poprečni presek stvaranja

 $\sigma_s^{ee}$ - makroskopski elektron-elektron diferencijalni poprečni presek rasejanja

Osnovne pretpostavke u jednačinama 1 i 2 su das u obe naelektrisane čestice koje nastaju prilikom stvaranja para elektroni a ne jedan elektron i jedan pozitron, takođe pretpostavka je da fotoni mogu produkovati elektrone ali elektroni ne mogu produkovati fotone. Kasnije, energija fotona produkovanih elektronima je uračunata ali pretpostavka je da je deponovana lokalno.

Ove pretpostavke imaju samo male efekte na polje deponovane energije, i slične su onima u kliničkim kodovima Monte Karlo tehnike.

Primarna pretpostavka jednačine 2 je da se Foker-Plankov operator koristi za kulonovo ili "lake" interakcije, interakcije koje rezultuju malim energetskim gubicima.

Da bi reprezentovali anizotropno ponašanje diferencijalnih rasejnih i izvora produkcije, makroskopski diferencijalni poprečni presek rasejanja se objašnjava pomoću Ležendrovih polinoma,  $p_1(\mu_0)$ , gde je  $\mu_0 = \hat{\Omega} * \Omega'$ . Ova ekspanzija omogućuje da se diferencijalni rasejni i izvori produkcije predstave kao:

$$q^{\gamma\gamma,\gamma e,ee}(\vec{r}, E' \to E, \Omega^* \widehat{\Omega}) = \sum_{l=0}^{\infty} \frac{2l+1}{4\pi} \sigma_{s,l}^{\gamma\gamma,\gamma e,ee}(\vec{r}, E' \to E) p_1(\mu_0)$$
<sup>(9)</sup>

gde je:

 $\sigma_{\!\!s,l}$ - makroskopski diferencijalni poprečni presek za Ležandrov moment l

Slično, ugaoni fluens koji se pojavljuje kod izvora rasejanja je proširen na sferne harmonike:

$$\Psi\left(\vec{r}, \mathbf{E}', \widehat{\Omega}'\right) = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-1}^{1} \Phi_{l,m}\left(\vec{r}, \mathbf{E}'\right) Y_{l,m}(\widehat{\Omega}')$$
<sup>(10)</sup>

gde je:

 $Y_{l.m}(\widehat{\Omega})$ - funkcija sfernih harmonica

l, m- ugaoni indeksi

 $\Phi_{l,m}(\vec{r}, E')$ - moment sfernih harmonika ugaonog toka, izračunati kao:  $\int_{4\pi} Y_{l,m}^*(\widehat{\Omega}') d\Omega' \Psi(\vec{r}, E_{-}, \widehat{\Omega}')$  gde \* predstavlja kompleksnu konjugaciju.

Jednačine 9 i 10 su tačne. Dodatno, za potpuno izotropno rasejanje, l = 0 je takođe tačno.

Bez obzira na to AcurosXB postavlja limite rasejanja 0 < l < 7 i poboljšava broj momenata sfernih harmonika zadržanih u rasejnom/proizvodnom izvoru. Koristeći dodatnu Ležandrovu teoremu, rasejno/proizvodni snop postaje:

$$q^{\gamma\gamma,\gamma e,ee}(\vec{r}, E, \widehat{\Omega}) = \sum_{l=0}^{7} \sum_{m=-1}^{l} \int_{0}^{\infty} dE' \, \sigma_{s,l}^{\gamma\gamma,\gamma e,ee}(\vec{r}, E' \to E) \, \Phi_{l,m}(\vec{r}, E') \, Y_{l,m}(\widehat{\Omega}) \tag{11}$$

#### 2.3 Fotonski i elektronski izvori

Izvori fotona i elektrona,  $q^{\gamma}$  i  $q^{e}$ , su modulovani kao tačkasti anizotropni izvori u AcurosXB-u. Za svaku fazu statičkog snopa postoji odvojen tačkasti izvor za sva tri modela izvora fotonskog snopa. Za primarni izvor, anizotropija  $q^{\gamma}$  je opisana kroz 2D mrežu fluensa, u kojoj su i fluens čestica i spektar energija prostorno promenjivi. Za drugi izvor, anizotropija  $q^{\gamma}$  je opisana pomoću 3D mreže fluensa i energetski spektar je konstantan u prostoru. Za izvor kontaminacije fotona, anizotropija  $q^{e}$  je opisana preko 3D mreže fluensa i energetski spektar je konstantan u prostoru. Svi tačkasti izvori su smešteni u meti da bi kontrolisali statički snop.

Za tačkasti izvor fotona, ,  $q^{\gamma}(E, \widehat{\Omega})$  smeštenog na poziciji,  $\overrightarrow{r_p}$ , jednačine 1 i 2 postaju:

$$\widehat{\Omega} * \overrightarrow{\nabla} \Psi^{\gamma} + \sigma_{t}^{\gamma} \Psi^{\gamma} = q^{\gamma\gamma} + q^{\gamma} (E, \widehat{\Omega}) \delta(\vec{r} - \vec{r_{p}})$$
<sup>(12)</sup>

$$\widehat{\Omega} * \overrightarrow{\nabla} \Psi^{e} + \sigma_{t}^{e} \Psi^{e} - \frac{\partial}{\partial E} S_{R} \Psi^{e} = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^{e}$$
<sup>(13)</sup>

#### gde je $\delta$ Dirakova delta funkcija.

Princip linearne superpozicije može se koristiti za definisanje ugaonog fluksa fotona kao sumu sudarne i nesudarne komponente fluksa:

$$\Psi^{\gamma} = \Psi^{\gamma}_{unc} + \Psi^{\gamma}_{col} \tag{14}$$

gde je:

 $\Psi_{unc}^{\prime}$ - nesudarni ili nerasejani ugaoni fluks fotona. Odnosi se na fotone koji još uvek nisu reagovali sa pacijentom/fantomom.

 $\Psi_{col}^{\prime}$ - sudarni ili rasejani ugaoni fluks fotona. Odnosi se na fotone koji su nastali ili su rasejani u pacijentu/fantomu.

Zamenom jednačine 14 u jednačinu 12 i 13 korišćenjem linaerne superpozicije daje sledeći sistem transportnih jednačina:

$$\widehat{\Omega} * \overrightarrow{\nabla} \Psi_{unc}^{\gamma} + \sigma_{t}^{\gamma} \Psi_{unc}^{\gamma} = q^{\gamma} (E, \widehat{\Omega}) \delta(\overrightarrow{r} - \overrightarrow{r_{p}})$$
<sup>(15)</sup>

$$\widehat{\Omega} * \overrightarrow{\nabla} \Psi_{col}^{\gamma} + \sigma_{t}^{\gamma} \Psi_{col}^{\gamma} = q_{col}^{\gamma\gamma} + q_{unc}^{\gamma\gamma}$$
<sup>(16)</sup>

$$\widehat{\Omega} * \overrightarrow{\nabla} \Psi^{e} + \sigma_{t}^{e} \Psi^{e} - \frac{\partial}{\partial E} S_{R} \Psi^{e} = q^{ee} + q_{col}^{\gamma e} + q_{unc}^{\gamma e} + q^{e}$$
<sup>(17)</sup>

gde je:

 $q_{unc}^{\gamma\gamma}$ - izvor prvog rasejanog fotona. Odnosi se na foton koji je proizveden ili rasejan prilikom prve interakcije fotona unutar pacijenta/fantoma

 $q_{col}^{\gamma\gamma}$ - izvor sekundarno rasejanog fotona. Odnosi se na fotone koji su kreirani ili rasejani prilikom sekundarne interakcije fotona unutar pacijenta/fantom

 $q_{unc}^{\gamma e}$ - izvor prvog rasejanog elektrona. Odnosi se na elektron koji je proizveden ili rasejan prilikom prve interakcije fotona unutar pacijenta/fantoma

 $q_{col}^{\gamma e}$ - izvor sekundarno rasejanog elektrona. Odnosi se na elektrone koji su kreirani ili rasejani prilikom sekundarne interakcije fotona unutar pacijenta/fantom

Rešenje jednačine 15 preko jednačine 17 je identično rešenju jednačina 12 i 13. Jednačina 15 je odvojena od jednačina 16 i 17 i može da se reši nezavisno. Kada nam je poznato rešenje jednačine 15,  $q_{unc}^{\gamma}$  i  $q_{unc}^{\gamma e}$ su formulisani i smatraju se fiksiranim izvorima u jednačinama 16 i 17, koje se posle mogu rešiti u geometriji pacijenta/fantoma.

Dobra strana jednačine 15 je ta što  $\Psi_{unc}^{\gamma}$  može da se reši analitički. Radeći tako dobijamo sledeći izraz za nesudarni ugaoni fluks fotona od tačkastog izvora:

$$\Psi_{\rm unc}^{\gamma}(\vec{r}, {\rm E}, \widehat{\Omega}) = \delta(\widehat{\Omega} - \widehat{\Omega}_{\vec{r}, \vec{\rm rp}}) \frac{q^{\gamma}({\rm E}, \widehat{\Omega}) e^{-\tau(\vec{r} - \vec{\rm rp})}}{4\pi |(\vec{r} - \vec{\rm rp})|^2}$$
(18)

gde je:

 $\widehat{\Omega}_{\vec{r},\vec{r_p}} = \frac{(\vec{r}-\vec{r_p})}{|(\vec{r}-\vec{r_p})|}, \text{ gde su } \overrightarrow{r_p} \text{ i } \vec{r} \text{ rastojane tačaka izvora i određene destinacije traga zraka, respektivno.}$ 

 $\tau(\vec{r} - \vec{r_{\rm p}})$ - optičko rastojanje između  $\vec{r_{\rm p}}$  i  $\vec{r}$ 

Izvor kontaminacije elektrona je modelovan na sličan način ali sa uključenim CSD operatorom da bi se uračunala interakcija naelektrisanih čestica.

AcurosXB ima diskretizacije u prostoru, uglu i energiji da bi se rešila jednačina 16 preko jednačine 18. Metode diskretizacije su opisani u nastavku.

#### 2.4 Prostorna diskretizacija

Za prostornu diskretizaciju, domen računarske zapremine, v, je podeljen u Dekartove elemente različitih veličina, gde se pretpostavlja da su karakteristike materijala konstantne u svakom računarskom elementu. Računarska mreža u AcurosXB-u je prostorno promenjiva; lokalna veličina elementa se prilagođava da bismo postigli bolju prostornu rezoluciju unutar snopa, sa redukovanom rezolucijom pri manjim dozama i manjim regionima gradijenta izvan penambre snopa.

Adaptivna mreža prečišćavanja (AMR), mreža je limitirana na faktor prečižćavanja 2 (od jednog nivoa ka drugom) u bilo kom pravcu, dozvoljavajući lokalizovano prečišćavanje koje rešava područja sa oštrim

gradijentom. Jednačine 16 i17, koje rešavaju sudarne komponente, su diskretizovane koristeći linearni diskontinualni Galerkinov metod konačnih elemenata, proizvodeći varijacije linearnog rešenja kroz svaki element, sa diskontinuitetima dozvoljenim kroz lica elemetna.[4]

Izvor prvog rasejanog fotona i prvog prizvedenog elektrona u jednačini 18 je takođe predstavljen kao linearna promenjiva funkcija u svakom elementu, pošto su ti izvori korišćeni za linearnu diskontinualnu diskretizaciju jednačina 16 i 17. Da bismo precizno integrisali ove prve izvore rasejanja, analitičko rešenje je izračunato na gustini unutar primarnog snopa i penambre od najmanje 8 tragova zraka za izlaznu mrežu voksela.

## 2.5 Diskretizacija energije

Diskretizacija energije je izvršena kroz snadardni "multigroup" metod, koji se koristi i u zavisnosti energije u jednačini 16 i jednačini 18 i Bolcmanovom rasejanju u jednačini 17. Izvod energije kontinualno zaustavljajućeg (CSD) operatora u jednačini 17 je diskretizovan korišćenjem linearnog diskontinualnog metoda konačnih elemenata.[6]

AcurosXB uključuje 25 grupa fotonske energije i 49 grupa elektronske energije, ali se ne koriste sve grupe za energije manje od 20MV.

## 2.6 Ugaona diskretizacija

Za prostorno transportovanje polje rasejane čestice u pacijentu koristi se metoda diskretnih koordinata za ugaonu diskretizaciju.[4]

Metoda diskretnih koordinata se sastoji od potrebnih jednačina 16 i 17 da bi se uračunao fiksan broj pravaca,  $\hat{\Omega}_n$ . Ovi diskretni pravci su izabrani iz kvadratnog ugaonog seta koji takođe služi da izračuna ugaone integrale u jednačini 6 za generisanje izvora rasejanja.

Square-Tchebyshev ležandrov kvadraturni set se koristi i red kvadrature je između N=4 (32 diskretna ugla) i N=16 (512 diskretnih uglova). Ugaoni red kvadrature varira sa vrstom čestice i energijom. Čestice sa višom energijom imaju veću srednju slobodnu putanju, ugaona kvadratura se povećava sa energijom čestice.

## 2.7 Granica prostornog transporta

AcurosXB uračunava prostornu granicu za elektrone energija ispid 500 keV i za fotone energije ispod 1keV. Kada čestica prođe ispod granične energije, pretpostavka je da deponuje svu svoju energiju u odgovarajućoj mreži voksela.

#### 2.8 Konverzija fluensa u dozu

Kada smo rešili elektronski ugaoni fluens za sve grupe energija, doza u u bilo kom izlaznom vokselu, *i*, se dobija preko sledeće jednačine:

$$D_{i} = \int_{0}^{\infty} dE \int_{4\pi} d\widehat{\Omega} \frac{\sigma_{ED}^{e}(\vec{r}, E)}{\rho(\vec{r})} \Psi^{e}(\vec{r}, E, \widehat{\Omega})$$
(19)

gde je: *D<sub>i</sub>*- doza u vokselu *i* 

 $\sigma_{ED}^{e}$ - makroskopski poprečni presek gubitka energije elektrona u jedinicama MeV/cm

 $\rho$ - gustina materijala u g/cm<sup>3</sup>

Kada je doza u medijumu izračunata,  $\sigma_{ED}^{e}$  i  $\rho$  su bazirane na osobinama materijala izlaznog voksela *i*. Kada se računa doza u vodi  $\sigma_{ED}^{e}$  i  $\rho$  su bazirane na osobinama vode.

Kako je objašnjeno iznad, AcurosXB računa fluens elektrona koji zavisi od energije baziran na osobinama materijala (organa) pacijenta, u zavisnosti da li je izabrana doza za vodu ili doza za medijum. Kada je izabrana doza za vodu u ne-vodenim materijalima, to je analogno računanju doze koje je primila zapremina vode koja je dovoljno mala da ne utiče značajno na fluks elektrona koji zavisi od energije. Zbog veoma malog opsega nisko energetskih elektrona, ova zapremina može biti mnogo manja ili od veličine izlazne mreže voksela ili od detektora korišćenog da bi se izračunala doza za vodu. Ovaj efekat je najznačajniji za ne-biološke, materijale sa velikom gustinom kao što je aluminijum, titanijum i gvožđe. Za biološke materijale ovaj efekat je najznačajniji za kosti. U takvim slučajevima, kada poredimo AcurosXB sa eksperimentalnim merenjima doze za vodu, preporučuje se eksplicitno modeliranje male zapremine vode koja bi reprezentovala detector u AcurosXB-u.

#### 2.9 Odlike materijala

Fudumentalni podaci koje koristi AcurosXB su makroskopski poprečni preseci atoma. Makroskopski poprečni presek je verovatnoća da će se pojedinačna interakcija desiti po jedinici dužine puta koji čestica prelazi, pa ima jedinicu cm<sup>-1</sup>. Makroskopski poprečni presek se sastoji iz dve vrednosti: makroskopski poprečni presek za datu interakciju (uopšteno dat u  $10^{-24}$ cm<sup>2</sup>/atom i označen kao  $\tilde{\Omega}$ ) i masena gustina materijala ( $\rho$ , data u g/cm<sup>3</sup>). Makroskopski poprečni presek je dat kao:

$$\sigma = \frac{N_{\alpha}\rho}{M}\tilde{\Omega}$$
<sup>(20)</sup>

gde je:

M- masa atoma u atomskim jedinicama mase (AMU)

 $N_{\alpha}$ - Avogadrov broj

AcurosXB koristi uparene fotonsko-elektronske poprečne preseke proizvedene pomoću CEPXS. Za fotonsku interakciju, CEPXS uračunava fotonsku interakciju (nekoherentno rasejanje), foto-električni efekat i stvaranje para. CEPXS ne uračunava Rejslijevo rasejanje (koherentno rasejanje). Dodatno, energija proizvedena zakočnim zračenjem koje proizvode elektroni interagujući u pacijentu se odbacuje. Efekat ove pretpostavke je beznačajan za distribuciju doze na energijama tipičnim za snopove fotona koji se koriste u radioterapiji.[9]

## 2.10 CT za označavanje materijala

Da bi se izvršila kalkulacija AcurosXB mora da zna makroskopski poprečni presek svakog elementa u njegovoj kompjuterskoj mreži. Eklips za AcurosXB omogućuje očitavanje masene gustine i tip materijala za svaki voksel snimka.

AcurosXB algoritam zaustavlja kalkulaciju ako je bilo koja vrednost HU u CT snimku konvertovana u maksimalnu vrednost masene gustine u krivoj kalibracije CT-a. Dalje, ako bilo koja HU u CT snimku ili vrednost dodata strukturi prelazi masenu gustinu od 3.0g/cm<sup>3</sup>. AcurosXB kalkulacija se zaustavlja dok se materijal ne označi kao struktura, da bi se sprečilo pogrešno označavanje materijala kao materijala visoke gustine. 3.0g/cm<sup>3</sup> se pretpostavlja da je najveća vrednost gustine kosti i bilo koje područje slike konvertovane u gustinu veću od te vrednosti zahteva od korisnika da označi tačan materijal.

Za veće gustine, potrebno je proširiti kalibracionu krivu CT-a da bi ona uključila i materijal sa najvećom gustinom koju planiramo da koristimo. Najveća gustina koju podržava AcurosXB je 8g/cm<sup>3</sup> tj čelik (stainless steel). Kalibraciona kriva CT-a bi trebala biti proširena do vrednosti 8.1g/cm<sup>3</sup> da bi se pokrile sve gustine koje koristimo.

Svaki šum u CT snimku je direktno transformisan u šum mape masene gustine slike. U regionima CT slike gde je masena gustina blizu minimalne/maksimalne vrednosti dva materijala (1.075g/cm<sup>3</sup> u tabeli 1) diskretna priroda označavanja materijala i šuma u CT snimku može dovesti do brzog izmenjivanja između označavanja dva različita materijala. U zavisnosti od šuma i veličine kalkulacione mreže ovaj efekat se može videti u datim regionima kao niski šum u distribuciji doze.

Lista materijala koje koristimo sa odgovarajućom gustinom je data u tabeli 1.

Matariial	Gustina				
waterijal	Mala [g/cm <sup>3</sup> ]	Nominalna [g/cm <sup>3</sup> ]	Velika [g/cm <sup>3</sup> ]		
Automatska koverzija CT vrednosti u materijale					
Pluća (ICRP 1975)	0.000	0.2600	0.5900		
Masno tkivo (ICRP	Aasno tkivo (ICRP 0.5900		0.9850		
1975)					
Mišići (ICRP 1975)	0.9850	1.0500	1.0750		
Hrskavica (ICRP 1975)	1.0750	1.100	1.4750		

## Tabela 1. Masene gustine materijala

Kosti (ICRP 1975)	1.4750	1.8500	3.0000			
Ručno dodavanje materijala						
Vazduh	0.0000	0.0012	0.0120			
Aluminijum	2.2750	2.2700	3.5600			
Legura titanijuma	3.5600	4.4200	6.2100			
Čelik	6.2100	8.0000	8.0000			
Voda	0.0000	1.0000	3.0000			
Drvo	0.3000	0.7000	1.0000			
Pluta	0.1000	0.1900	0.3000			
Polistiren	0.5900	1.0500	1.0750			
Epoksi	1.0400					
Polimetilmetakrilat	1.1900					
PMMA						
Polifenilsulfon	1.3000					
Polietereterketon	1.3100					
PVC	1.3800					
Acetalom	1.4200					
Polivinilfluorid	1.7700					
Politetrafluoroetilen	2.200					

U tabeli 2 prikazani materijali su definisani u smislu atomskog preseka za AcurosXB , dat je težinski faktor ili hemijska formula gde je primenljivo.

Materijal	Element	Težinski faktor
	С	0.000124
Vazdub	N	0.755268
vazduli	0	0.231781
	Ar	0.012827
	Н	0.101278
	С	0.102310
	N	0.028650
	0	0.757072
	Na	0.001840
	Mg	0.000730
Pluća	Р	0.000800
	S	0.002250
	Cl	0.002660
	К	0.001940
	Ca	0.000090
	Fe	0.000370
	Zn	0.000010
	Н	0.119477
Maspo tkiyo	C	0.637240
	N	0.007970
	0	0.232333

	Na	0.000500
	Mg	0.000020
	Р	0.000160
	S	0.000730
	Cl	0.001190
	К	0.000320
	Ca	0.000020
	Fe	0.000020
	Zn	0.000020
	Н	0.100637
	С	0.107830
	N	0.027680
	0	0.754773
	Na	0.000750
	Mg	0.000190
Mišići	P	0.001800
	s i	0.002410
		0.002410
	K K	0.000750
	K Ca	0.003020
		0.000030
	Fe	0.000040
	Zn	0.000050
	H	0.096
	C	0.099
	N	0.022
	0	0.744
	Na	0.005
Hrskavica	Mg	NA
	Р	0.022
	S	0.009
	Cl	0.003
	К	NA
	Ca	NA
	н	0.047234
	C	0.14433
	N	0.04199
	0	0.446096
Kosti	Mg	0.0022
	Р	0.10497
	S	0.00315
	Са	0.20993
	Zn	0.0001
Aluminiium	 AI	1
	Ti	90
legura titanijuma	ΔΙ	06
	v	.04

	С	0.00080
	Si	0.01000
	Р	0.00045
Čelik	Cr	0.19000
	Mn	0.02000
	Fe	0.68375
	Ni	0.09500
Veda	Н	0.111894
voua	0	0.888106
	Н	0.06216
Drvo i pluta	С	0.44445
	0	0.49339
Polistiren	Н	0.07742
	С	0.92258
	Н	0.05011
Svo ostalo plastiko	С	0.73282
Sve Ostale plastike	0	0.14461
	S	0.07246

### 2.11 Kontrola mreže izlazne doze

Korisnik može da označi geometrijske granice u kojima će AcurosXB postaviti 3D mrežu doze koristeći alatku kalkulacioni volumen u Eklipsu.

Bez obzira na veličinu mreže, AcurosXB će uračunati efekte fotonskog i elektronskog transporta kroz celi CT snimak proširujući ga na dozu unutar mreže izlazne doze. AcurosXB će, bez obzira na navedeno, da redukuje prostornu rezoluciju na unutar izlazne mreže doze da bi redukovao vreme računanja.

Kroz ovu mogućnost korisnik može da minimizuje vreme računanja doze pomoću AcurosXB tako što će ograničiti zapreminu od interesa za računanje doze.

#### 2.12 Greške usled diskretizacije

Kao što smo već spomenuli kod AcurosXB-a i Monte Karlo metoda postoji zavisnost između brzine računanja i tačnosti. U Monte Karlu, greške su stohastičke prirode i smanjuju se kada su rešenja računata na manjim statističkim nesigurnostima. U AcurosXB-u, greške su determinističke i primarno su rezultat diskretizacije u prostoru, uglu i energiji.

Greška u diskretizaciji energije generalno se manifestuje kao odstupanje rešenja nastalo na velikom regionu. Greške ugaone diskretizacije tipično rezultuju u tzv efektima zraka, koji nisu fizički ugaona oscilovanja u rešenju. Ovi efekti se većinom pronalaze na velikim udaljenostima od lokalizovanog izvora u medijumu male gustine. Greške usled prostorne diskretizacije koristeći AcurosXB se tipično manifestuju lokalnim rešenjima ispod/iznad pucanja, i prouzrokovane su potrebom da se fituje linearno

rešenje u svakom elementu dok se održava balans čestica. Energetska, ugaona i prostorna diskretizaciona podešavanja u AcurosXB su određena interno i nisu pod kontrolom korisnika.

Dodatne greške mogu da se pojave u internom setu konvergencije tolerancije u AcurosXB-u. Ova tolerancija kontroliše koliko uska unutrašnja iterakcija u AcurosXB-u je konvertvovana u energijsku grupu. Ova greška je generalno ispod 0.1% lokalne doze u bilo kojem elementu.

## Faktori koji utiču na vreme rada i potrošnje energije

Faktori koji utiču na vreme računanja i potrošnje kod AcurosXB algoritma su drugačiji nego kod Monte Karla. AcurosXB je samo sličan Monte Karlu u smislu da kalkulaciona vremena slabo zavise od broja polja.

Memorijska potrošnja u AcurosXB je generalno veća nego kod drugih metoda kao što je Monte Karlo. Glavni razlog je taj što AcurosXB ima mnogo promenjivih koje treba da izračuna. Mada izlaz AcurosXB je vrednost pojedinačne doze za svaki izlazni voksel, da bi ovo izračunao AcurosXB mora da reši energetski i ugaoni fluks fotona i fluks elektrona za celu granicu CT-a. Dva glavna faktora koji dovode do potrošnje memorije i kalkulacionog vremena AcurosXB-a su izlazna mreža veličine voksela i zapremina radijacionog snopa kojim delujemo na pacijenta/fantom a nalazi se u granicama izlazne mreže.

I memorijska potrošnja i vreme računanja su aproksimativno inverzno proporcionalni izlaznoj mreži zapremine voksela. Na primer, izlazna mreža voksela veličine 1mm će trebati 8 puta više memorije i kalkulacionog vremena u poređenju sa izlaznom mrežom voksela od 2mm.

Memorijska potrošnja i kalkulaciono vreme su takođe jako proporcionalni zapremini pacijenta/fantoma koja se nalazi u preseku snopa, uključujući i regione penambre. AcurosXB lokalno prečisti kalkulacionu mrežu da bi dobio rešenja unutar snopa i penambre u pacijentu/fantomu. Oko ovih regiona, gde je veličina i gradijent doze mali, kalkulaciona mreža je lokalno gruba da bi se redukovala upotreba računanja.

Kalkulaciona mreža je takođe grupa u vazduhu oko pacijenta/fantoma. Ispod određene dubine usled ovakvog ponašanja doza počinje da opada sa dubinom u većini slučajeva, za razliku od malih polja u velikim fantomima, većina truda računanja se ulaže u računanje fluksa fotona i elektrona u snopu.

Kako je kalkulaciona mreža takođe gruba u spoljašnjim granicama mreže, čak i u snopovima, korisnik može smanjiti vreme računanja i potrošnje energije povećavanjem izlazne mreže okružujući snop. Redukovanje izlazne veličine mreže će imati značajnog efekta kada se takođe smanjuje zapremina snopova koji pokrivaju pacijenta/fantom u izlaznoj mreži. U većini slučajeva, totalna redukcija u vremenu računanja i potrošnje memorije će biti proporcionalna tom smanjenju zapremine.

Da bi ilustovali ovo, posmatrane su tri kalkulacije polja 10x10cm<sup>2</sup> orijentisanog u Z pravcu na fantom 40x40x40 cm<sup>3</sup>. Prilikom prvog računanja, veličina izlazne mreže je jednaka zapremini fantoma, 40x40x40 cm<sup>3</sup>. Prilikom druge kalkulacije, veličina izlazne mreže je smanjena za pola u dubinu, 40x40x20 cm<sup>3</sup>. Uključujući efekte širenja snopa sa povećanjem rastojanja od izvora, druga kalkulacija će trebati manje od pola kalkulacionog vremena i memorijske potrošnje od prve kalkulacije. U trećoj kalkulaciji, veličina izlazne mreže je promenjena u 20x20x40 cm<sup>3</sup>. U ovom slučaju, treća kalkulacija neće

redukovati velićinu fantoma presečenog snopom i zbog toga se vreme kalkulacije i potrošnja memorije neće značajno promeniti u odnosu na prvu kalkulaciju.

Vreme računanja i potrošnja memorije ne zavise mnogo od broja polja. Čak i u opsegu većine RapidArc kalkulacija, 90 do 180 pravaca računanja doze po polju, vremenu računanja i potrošnji memorije najviše doprinosi računanje transporta elektrona i fotona u pacijentu/fantomu, a ne tragovi primarnog i sekundarnog zračenja u pacijentu/fantomu. Komponenta praćenja tragova zraka je linearno zavisna broju polja pa za RapidArc slučajeve povećavanjem broja pravaca računanja doze, praćenje tragova zračenja će postati dominantni faktor.

Postoji zavisnost od energije snopa i za vreme računanja i za potrošnju memorije. Sa povećanjem energije, više grupa energije je potrebno da bi se dobilo zadovoljavajuće rešenje, za šta je potrebno uzajamno povećanje vremena računanja i potrošnje memorije. Na primer, za 20MV računanje potrebno je 75% više vremena nego za istu kalkulaciju za snop energije 4MV.

# 3. Kontrola kvaliteta sistema za planiranje

Sistem za planiranje terapije zračenjem (TPS, eng. Treatment Planning System) koristi se kod terapije snopovima linearnog akceleratora. Sistem svojim alatima omogućuje određivanje optimalne raspodele doze u svrhu veće kontrole tumora i bolje poštede zdravog tkiva. Sam proces izrade doznog plana terapije uključuje niz koraka a fizičar je odgovoran za pravilan rad sistema kao celine. To uključuje nadzor nad prenosom i obradom ulaznih anatomskih podataka, nad pravilnim radom sistema za planiranje te nad prenosom izlaznih podataka prema sistemu za izvođenje terapije linearnim akceleratorom.

Provere sistema za planiranje se dele na:

- 1. Inicijalne provere sistema
- 2. Dozimetrijske provere sistema

Suština inicijalnih provera je ispitivanje funkcionalnosti sistema sa kojih se podaci šalju na sistem za planiranje (CT, simulator) kao i onih na koje se podaci sa toga sistema šalju. Takođe se proveravaju ograničenja sistema u vezi sa upotrebom različitih alata u sistemu za planiranje (anatomski modul, prikaz doze, statistička analiza).

Dozimetrijskim provjerama se mogu utvrditi ograničenja računskih algoritama koje sistem za planiranje koristi za izračun doznih raspodela. Drugim rečima, može se utvrditi raspon odstupanja između planirane i izmerene doze u terapiji zračenjem snopovima fotona linearnog akceleratora pri raličitim terapijskim uslovima. Osnovni deo dozimetrijskih provera u homogenom fantomu služi za proveru matematički modeliranih snopova u sustavu za planiranje.

Kontrolom kvaliteta rada sistema za planiraje terapije zračenjem se umanjuje verovatnoća greške sistema koja može dovesti do neopravdanog prezračivanja ili podzračivanja pacijenta. U ovom radu će biti izvršena dozimetrijska provera sistema.

Ovaj rad je izrađen prema preporukama Međunarodne agencije za atomsku energiju (IAEA)- Tehnical report series 430, Tehnical document 1540 i 1583 i TRS 398. [10,11,12,13]

## 3.1 Dozimetrijske provere sistema

Provere izmerene i izračunate apsorbovane doze

Za određivanje apsorbovane doze koristimo: elektrometar, jonizaciona komora, barometer, termometar. Dozu u tačkama od interesa treba računati pomoću sistema za planiranje terapije zračenjem koristeći njegov najtačniji algoritam, AcurosXB.

Za evaluaciju odstupanja eksperimentalno određenje ( $D_{meas}$ ) i izračunate doze pomoću sistema za planiranje ( $D_{cal}$ ) korišćen je izraz (IAEA TecDoc-1583):

$$\Delta(\%) = \frac{D_{calc} - D_{meas}}{D_{meas}} x \ 100\%$$

gde je  $\Delta$  odstupanje između izmerene i izračunate apsorbovane apsorbovane doze,  $D_{calc}$  je izračunata doza u traženoj tački,  $D_{meas}$  je izmerena doza u toj tački.

## 3.2 Dozimetrijski testovi

Testove su urađeni za snopove fotona koji se klinički koriste pri računanju sa algoritmom AcurosXB. Broj monitorskih jedinica (MU) kod VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) komercijalnog naziva RapidArc izračunali smo tako da doza u referentnoj tački bude 4 Gy. Za svaku tačku uradili smo tri merenja. Merenja su izvršena pomoću jonizacione komore PTW 31010. PTW 31010 je vodootporna komora za merenje visokog fotonskog i elektronskog zračenja.



Slika 3.1. Jonizaciona komora PTW 31010

Polu fleksibilne komore su dizajnirane za dozimetriju terapije , uglavnom za distribuciju doze za merenja u vodenim fantomima. One imaju kratak sistem za montažu i fleksibilan konekcioni kabel. Nominalni funkcionalni opseg energije je od 30kV do 50MV za fotone i 6 MeV do 50MeV za elektrone. Zid komore je od grafita sa akrilnom zaštitnom. Zaštitni prstenovi su dizajnirani do merne zapremine. Cilindričnog je oblika sa unutrašnjim dijametrom 5.5mm a aktivna zapremina je 0.125cm<sup>3</sup>. Zid senzitivnog dela se sastoji od 0.55mm polimetilmetakrilata (PMMA) gustine 1.19g/cm<sup>3</sup> i 0.15mm grafita gustine 0.82g/cm<sup>3</sup>. Gustina celog područja zida je 78 mg/cm<sup>3</sup>. Dužina senzitivnog volumena je 6.5mm a radijus je 2.75mm. Model 31010 je idealan za 3D dozimetriju u vodenom fantomu pošto je aktivna zapremina aproksimativno sfernog oblika što dovodi do ravnog ugaonog odgovora preko ugla do  $\pm 160^{\circ}$  i uniformne prostorne rezolucije duž sve tri ose vodenog fantoma. Ova komora ima rigidan sistem za montažu, dužina komore je 31mm. Komora daje nominalan odgovor za 3.3 nC/Gy. Napon komore može da bude od  $\pm 100V$  do  $\pm 400V$ . Dimenzije polja koje mogu da se mere ovom jonizacionom komorom su u opsegu od 3x3cm<sup>2</sup> to 40x40 cm<sup>2</sup>. Komora daje relevantne rezultate na temperaturama od  $10^{\circ}$ - $40^{\circ}$ C, pritisku 700 - 1060 hPa i vlažnosti 10-80 %. Greška prilikom merenja je do 2%.

Merenje su korigovana na kvalitet snopa ( $k_{QQ}$ ), pritisak i temperaturu ( $k_{tp}$ ). [10]

Testovi služe za proveru matematički modeliranog algoritma za računanje apsorbovane doze eksternog snopa zračenja u sistemu za planiranje radioterapije, AcurosXB.

Odstupanja ne bi trebala biti veća od 5%. [14]

# 4. Opis merenja i obrada rezultata

CIRS Model 002LFC IMRT toraks fantom je skeniran na CT simulatoru. Ocrtani su umetci koji su korišćeni pri merenju.

Isporuka tretmana na fantom je planirana inverznim planiranjem na Eclipse sistemu za planiranje (Varian Medical Systems, verzija 10.0) i fantom je tretiran sa RapidArc tehnikom (komercijalni naziv za VMAT tehniku) na linearnom akceleratoru Clinac DHX 5711 (Varian Medical Systems) u bolnici "International medical centers Banja Luka" deo EUROMEDIC INTERNATIONAL-a. Korišćena su dva puna luka sa zakretanjem kolimatora za 30° i fotonskom energijom 6MV. Apsorbovana doza računata je pomoću AcurosXB. Doza je isporučena pomoću dinamičkog MLC-a sa 120 listova (Millenium 120). Doza je propisana na 100% u srednju vrijednost PTV-a (100% at target mean).

Optimizacija plana je rađena tako da se postigne da više od 98% volumena PTV-a primi 95% propisane doze ( $PTV_{95\%}>98\%$ ) i ne više od 2% PTV-a da primi dozu veću od 107% ( $PTV_{107\%}<2\%$ ).

Napravljena je struktura oko umetaka u mediastinumu koja predstavlja PTV (planiranu zapreminu mete) i na tu zapreminu je propisana doza od 4Gy. U toj strukturi se nalazi pet umetaka koji omogućuju da se izmeri doza u pet tačaka u fantomu gde je gradijent doze mali. Pored tih tačaka merena je doza u tački u umetku koji predstavlja kičmu ili OAR (organ od rizika) gde takođe imamo mali gradijent doze.



Slika 4.1 Konture umetaka i PTV

4.1 CIRS IMRT thoraks fantom, model 002LFC

CIRS Model 002LFC IMRT toraks fantom za dozimetriju pomoću filma i jonizacione komore je dizajniran za rešavanje složenih pitanja u vezi poređenja sistema za planiranje, a pruža jednostavan ali pouzdan metod za verifikaciju pojedinačnih planova tretmana pacijenata i isporuke doze.



Slika 3.2. CIRS IMRT toraks fantom

Model 002LFC je eliptičnog oblika i reprezentuje prosečan ljudski torzo po proporciji, gustini i strukturi u dve dimenzije. Dimenzije modela su: dužina 30cm, širina 30cm i visina 20cm. Fantom je konstruisan od materijala ekvivalentnih epoksi materijalima.



Slika 3.3. Dimenzije fantoma

Linearna atenuacija simuliranog materijala je u okviru od 1% od atenuacije za vodu i za kosti, za pluća je u okviru 3%, za energije od 50keV do 15MeV.

Umetak od materijala ekvivalentnih telu mogu da se menjaju sa umetcima od istih materijala koji imaju šupljinu predviđenu za jonizacione komore pomoću kojih možemo da merimo dozu u tački u više ravni u fantomu.



Slika 3.4. Prikaz fantoma sa umetcima

Ceo fantom pruža mogućnost verifikacije u najkritičnijim delovima grudnog koša. Jedna polovina fantoma je podeljena u 12 delova, svaki debljine od 1cm, koji podržavaju merenja sa radiografskim ili Gafhromskim filmovima. Dodatni umetci omogućuju korišćenje raznih detektora uključujući TLD, diode, MOSFET.

Rukovanje, postavka i pravilna orijentacija fantoma je veoma laka, sa jedinstvenom bazom za poravnanje i uređajem za držanje. Površina fantoma je markirana za sva pozicioniranja pomoću lasera. Fantom poseduje i CT markere koji se koriste kod merenja sa filmovima.

CIRS Model 002LFC IMRT fantom služi za:

- Verifikaciju korekcija usled nehomogensti
- Korelacija HU u elektronsku gustinu
- Provera doze u osetljivim oblastima
- Provera dubinske doze i apsolutne doze
- 2D i 3D izodoze
- Kalibrisanje filma sa jonizacionom komomrom ili drugim detektorima
- Verifikaciju individualnih planova tretmana pacijanata

#### 4.2 Elektrometar

SuperMAX elektrometar je elektrometar nove generacije, dvokanalni, sa ekranom osetljivim na dodir, sa ugrađenom bibliotekom komora za merenje doze i ekranom za brzinu doze. Elektrometar ima dva kanala za nezavisna merenja, oba kanala imaju veliki opseg merenja, od 0.001 pA do 500.0 nA i od 0.001 pC do 999.9  $\mu$ C. Oba kanala mogu da se koriste za: unakrsnu kalibraciju dve komore, komparaciju merenja u izocentru i "off-axis" merenja, komparaciju merenja u vodi i u vazduhu. Rezultati merenja su prikazani velikim fontom. Padajući meni omogućuje lako snalaženje pri podešavanju napona. Nakon paljenja uređaj je sprema za rad za manje od 2min. Dizajniran je tako da minimizuje vreme zagrevanja i da omogući stabilno i reproducibilno merenje, prevazilazi AAPM-ove i standarde referentnih uređaja. Referentni elektrometar prema IEC 60731 (Internacionalna elektotehnička komisija). Koristimo ga kod eksternog zračenja i brahiterapije i prilikom svih merenja kod kojih nam je potreban elektrometar visokog kvaliteta.



Slika 3.5. Elektrometar

Modaliteti prikupljanja rezultata

- Triger prikupljanje podataka sa automatskim startom, zaustavljanjem i snimanjem podataka
- Programirajući prag za male i velike opsege
- Vremensko prikupljanje podataka od 1-600s u koracima po 1s
- Kontinualno prikupljenje podataka sa ručnim startom i zaustavljanjem
- Zvučni signal kao upozorenje za završetak prikupljanja podataka

#### 4.3 Barometar

Digitalni barometar, Greisinger GTD 1100 sa opsegom očitavanja 300-1100 mbar u opsegu temperature od -10 do +50°C. Napajanje sa baterijom od 9V. Preciznost merenja ±1%. Težina barometra 135g, visina 106mm, debljina 67mm.



Slika 3.6. Barometar

4.4 Termometar

Termometar, Control Company broj 4352, opseg merenja od -50°C do +150°C, sa rezolucijom ±0.1° i preciznošću ±1°C za merenja od -20°C do 100°C.



Slika 3.7. Termometar

# 4.5 Rezultati merenja:

# Prvo merenje:

	Količina		Dritical	Tomporatura	Konstraiio no n	Ndw	
	[nC]	Doza [cGy]	[kPa]	[°C]	i T	[cGy/nC]	kq,q0
Sredina	4.608		98.84	22.3	1.032928423	30.44	0.992
	8.265						
		402 (4)					
Levo	4.796						
	8.143						
		403 (4)					
Desno	4.288						
	8.779						
		408 (5)					
Kičma	2.303						
	3.679						
		187 (2)					
Gore	4.529						
	8.607						
		410 (5)					
Dole	4.544						
	8.193						
		397 (4)					
TPS							
Sredina	398.9						
Levo	393						
Desno	390.8						
Kičma	185.4						
Gore	400						
Dole	390.5						

Tabela 3. Prvo merenje

# Drugo merenje:

	Količina naelektrisanja [nC]	Doza [cGy]	Pritisak [kPa]	Temperatura [°C]	Korekcija na p i T	Ndw [cGy/nC]	kq,q0
Sredina	8.396		98.72	21.5	1.031384187	30.44	0.992
	4.761						
		409 (5)					
Levo	8.192						
	4.968						
		410 (5)					
Desno	8.714						
	4.443						
		410 (5)					
Kičma	3.629						
	2.466						
		190 (2)					
Gore	8.704						
	4.707						
		418 (5)					
Dole	8.309						
	4.721						
		406 (5)					
TPS	200.0						
Sredina	398.9						
Levo	393						
Desno	390.8						
Kičma	185.4						
Gore	400						
Dole	390.5						

Tabela 4. Drugo merenje

# Treće merenje:

	Količina naelektrisanja [nC]	Doza [cGy]	Pritisa k [kPa]	Temperatura [°C]	Korekcija na p i T	Ndw [cGy/nC]	kq,q0
Sredina	8.368		99.05	20.5	1.024459858	30.44	0.992
	4.75						
		405 (5)					
Levo	8.149						
	4.937						
		405 (5)					
Desno	8.81						
	4.46						
		410 (5)					
Kičma	3.746						
	2.318						
		188 (2)					
Gore	8.619						
	4.724						
		413 (5)					
Dole	8.619						
	4.615						
		409 (5)					
TPS							
Sredina	398.9						
Levo	393						
Desno	390.8						
Kičma	185.4						
Gore	400						
Dole	390.5						

Tabela 5. Treće merenje

#### 4.6 Diskusija rezultata merenja

Pošto je cilj ovog rada bio da se dokaže preciznost računanja pomoću sistema za planiranje nismo koristili vodeni fantom nego nehomogeni fantom pa je iz tog razloga kalkulacija doze maksimalno složena, pri optimizaciji je korišćeno i ograničenje za organe od rizika, u našem slučaju je to umetak koji predstavlja kičma.

Evaluacijom izmerenih vrednosti i vrednosti dobijenih pomoću sistema za planiranje dobijamo rezultate koju su navedeni u tabeli 6.

	Sistem za planiranje	l merenje	ll merenje	III merenje	Δ(I merenje)	∆(II merenje)	∆(III merenje)
	[cGy]	[cGy]	[cGy]	[cGy]	[%]	[%]	[%]
Sredina	398.9	402	409	405	-0.771144279	-2.469437653	-1.50617284
Levo	393	403	410	405	-2.481389578	-4.146341463	-2.962962963
Desno	390.8	408	410	410	-4.215686275	-4.682926829	-4.682926829
Kičma	185.4	187	190	188	-0.855614973	-2.421052632	-1.382978723
Gore	400	410	418	413	-2.43902439	-4.306220096	-3.147699758
Dole	390.5	397	406	409	-1.637279597	-3.81773399	-4.523227384

Tabela 6. Poređenje izmerenih rezultata i rezultat dobijenih na TPS

Uzimajući u obzir rad u kojem je izvršena komparacija doze dobijene pomoću sistema za planiranje i doze u vodenom fantomu gde je greška merenja do 2% i rada u kojem su merenja izvršena u nehomogenom fantomu gde je greška od -3.81% do +0.9% pri čemu su korišćene 2D i 3D tehnike zračenja i naše rezultate merenja koja su izvršena u nehomogenom fantomu sa odstupanjima od -0.77% do -4.68%, možemo da konstatujemo da sistem za planiranje tj algoritam AcurosXB daje očekivane rezultate iako se radi o jednoj od najkomplikovanijih metoda radioterapije- VMAT, komercijalnog naziva RapidArc, zapreminski modulisana lučna terapija. [15] [16]

Iako u ovom radu nismo specijalno obraćali pažnju na vreme kalkulacije to je svakako jedan od problema kada diskutujemo Monte Karlo algoritme kalkulacije. Acuros XB zahteva veliki sistem promenjivih koje potiču od diskretizacije u prostoru, vremenu i energiji. Acuros XB prilagođava ekstenziju izlazne mreže adaptirajući rezoluciju kalkulacije da bi dobili najveću rezoluciju unutar regiona od interesa bez gubitaka u preciznosti računa, kao rezultat imamo redukovano vreme računanja i memorije koja se koristi.

# 5. Zaključak

U ovom radu smo uspeli da pokažemo da se i kod komplikovanih tretmana tj komplikovanih isporuka doze, kao što je tehnika VMAT, poređenjem izmerene doze pomoću jonizacione komore i izračunate pomoću AcurosXB algoritma na sistemu za planiranje dobijaju rezultati u skladu sa međunarodnim preporukama IAEA TecDoc-1583 tj rezultati dobijeni pomoću TPS-a i izmereni jonizacionom komorom su okviru od 5%.

Rezultati koje smo dobili nam pokazuju da greške algoritma Acuors XB ne mogu da dovedu do neopravdanog prezračivanja ili podzračivanja pacijenata kojima je indikovana radioterapija u bolnici Euromedic- International medical centers Banja Luka.

## 6. Literatura:

- 1. Diplomski rad: "Analiza prisutnosti neutrona u prostoru pored linearnog terapijskog akceleratora", Kuzmanović A., Novi Sad, 2012
- 2. Radiation Oncology Physics: a handbook for Teachers and students, E.B. Podgorsak, International Atomic Energy Agency Vienna, 2005
- Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice, P. Mayles, A. Nahum, J. C. Rosenwald, 2007
- 4. Lewis EE, Miller WF, "Computational methods of neutron transport", Wiley, New York, 1984
- 5. Wareing TA, Mc Ghee JM, Morel JE, Pautz SD, "Discontinuous finite element sn method on three-dimensional unstructured grids", Nucl. Sci. Engr., Izdanje 138, broj 2, jul 2001
- 6. Wareing TA, Morel JE, Mc Ghee JM, "Coupled electron-photon transport methods on 3-D unstructured grids", Trans Am. Nucl. Soc., Washington D.C., Izdanje 83, 2000.
- K. Gifford, J. Horton, T. Wareing, G. Failla, F. Mourtada, "Comparison of a finite-element multigroup discrete-ordinates code with Monte Carlo for radiotherapy calculations", Phys. med. bio., maj 2006
- 8. O. Vassiliev, T. Wareing, I. Davis, J Mc Ghee, D. Barnett, J. Horton, K. Gifford, G. Failla, U. Titt, F. Mourtada, "Feasibility of a multigroup deterministic solution methods for threedimensional radiotherapy dose calculations", Int J Radiat Oncol bio. phys., septembar 2008
- 9. Lorence L, Morel J, Valdez G, "Physics guide to CEPXS: A multigroup coupled electron-photon cross section generating code", Sandia nacionalna laboratorija, 1989
- 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 Series no. 398, IAEA, Vienna, 2000
- IAEA International atomic energy agency, Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, Technical Report Series no. 430, IAEA, Vienna,2004
- 12. IAEA-TECDOC-1540, Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems, International atomic energy agency, Vienna, 2007
- 13. IAEA-TECDOC-1583, Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques, International atomic energy agency, Vienna, 2008
- 14. AAPM- American association of physicists in medicine; Radiation therapy committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, 1998
- 15. Antonella Fogliata, Giorgia Nicolini, Alessandro Clivio, Eugenio Vaneti, Pietro Mancosu, Luca Cozzi, "Dosimetric validation of the Acuros XB advanced dose calculation algorithm: fundamental characterization in water", Phys. Med. Biol., 2011
- 16. Suresh Rana, Kevin Rogers; "Dosimetric evaluation of Acuros XB dose calculation algorithm with measurements in predicting doses beyond different air gap thickness for smaller and larger field sizes", J. Med. Phys., 2013

# Biografija



Dražan Jaroš je rođen 21. avgusta 1987. godine u Gradišci. Osnovnu školu "Vasa Čubrilović" je završio u Gradišci i pokazao interesovanje prema fizici, učešćem na takmičenjima. Pohađao gimnaziju opšteg smera u Gradišci, maturirao 2006. godine i upisao Prirodno-matematički fakultet, Univerziteta u Novom Sadu, smer medicinska fizika. Osnovne studije je završio u septembru 2011. godine nakon čega je upisao master studije iz iste naučne oblasti. Od oktobra 2013. godine zaposlen kao medicinski fizičar u centru za radioterapiju u bolnici Euromedic international medical center- Banja Luka.

# UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

### KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj: RBR Identifikacioni broj: IBR Tip dokumentacije: Monografska dokumentacija TD Tekstualni štampani materijal Tip zapisa: ΤZ Vrsta rada: Master rad VR Autor: Dražan Jaroš AU Mentor: prof. dr Nataša Todorović MN Naslov rada: Dozimetrijska provera algoritma za računanje apsorbovane doze za snopove eksternog fotonskog NR zračenja AcurosXB Jezik publikacije: srpski (latinica) JP Jezik izvoda: srpski/engleski JI Zemlja publikovanja: Srbija ZP Uže geografsko područje: Vojvodina UGP Godina: 2014 GO Izdavač: Autorski reprint IZ Mesto i adresa: Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja MA Obradovića 4, Novi Sad Fizički opis rada: FO Naučna oblast: Medicinska fizika NO Naučna disciplina: Radioterapija ND Predmetna odrednica/ ključne reči: Apsorbovana doza, sistem za planiranje, jonizaciona komora, dozimetrijski protokol PO UDK Čuva se: Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom ČU Sadu Važna napomena: Nema VN

Izvod: IZ Ovim radom smo uspeli da pokažemo da se kod komplikovanih tretmana tj komplikovanih isporuka doze, kao što je tehnika VMAT, poređenjem izmerene doze pomoću jonizacione komore i izračunate pomoću AcurosXB algoritma na sistemu za planiranje dobijaju rezultati u skladu sa međunarodnim preporukama IAEA TecDoc-1583.

Datum prihvatanja teme od NN veća: DP Datum odbrane: DO

Članovi komisije: KO

Predsednik: član: član: 10.09.2014.

17.09.2014.

prof. dr Nataša Todorović prof. dr Olivera Klisurić doc. dr Borislava Petrović prof. dr Olivera Klisurić prof. dr Nataša Todorović doc. dr Borislava Petrović

# UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

## KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:	
ANO Identification number	
Ino	
Document type:	Monograph publication
Document type. DT	Monograph publication
Type of record: <b>TR</b>	Textual printed material
Content code:	Final paper
CC	
Author:	Dražan Jaroš
AU	
Mentor/comentor:	prof. dr Nataša Todorović
MN	*
Title:	Dosimetry verification of Acuros XB algorithm for
TI	external photon dose calculation
Language of text:	Serbian (Latin)
LT	
Language of abstract:	English
LA	
Country of publication:	Serbia
СР	
Locality of publication:	Vojvodina
LP	
Publication year:	2014
PY	
Publisher:	Author's reprint
PU	
Publication place:	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja
PP	Obradovića 4, Novi Sad
Physical description:	5/182/32/0/71/0/3
PD	
Scientific field:	Medical physics
SF	
Scientific discipline:	Radiotherapy
SD	
Subject/ Key words:	Absolute dose, treatment planning system,
SKW	ionisation chamber, code of practice
UC	
Holding data:	Library of Department of Physics, Trg Dositeja
HD	Obradovića 4
Note:	none
N	
Abstract:	In this final paper we gave comparison of
AB	calculated dose with treatment planning system and

Accepted by the Scientific Board: ASB Defended on: DE Thesis defend board: DB

President: Member: Member: measured data with ionization chamber. Results are within constraints of international recommendation IAEA TecDoc 1583. 10.09.2014.

#### 17.09.2014

prof. dr Nataša Todorović prof. dr Olivera Klisurić doc. dr Borislava Petrović prof. dr Olivera Klisurić prof. dr Nataša Todorović doc. dr Borislava Petrović