



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI  
FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



# Klinički protokol za određivanje apsorbovane doze u vodi i pomoću drugih fantoma u fotonskom snopu

- master rad -

Mentor:  
Doc. dr Borislava Petrović

Kandidat:  
Radojka Orbović

Novi Sad, 2015

*Želela bih da se zahvalim svojoj  
mentorki doc. dr Borislavi Petrović kao  
i doc. dr Jovani Nikolov na izuzetnoj  
poderšci i izrazitoj stručnoj pomoći  
prilikom izrade diplomskog rada.  
Takođe, puno hvala i fizičarima sa Instituta za  
onkologiju Sremska Kamenica.  
Radojka Orbović*

# SADRŽAJ

<b>1</b>	<b>UVOD.....</b>	<b>1</b>
1.1	Medicinski linearni akcelerator.....	3
1.2	Dozimetrijske veličine i principi .....	7
1.2.1	Kerma.....	7
1.2.2	Apsorbovana doza.....	7
1.2.3	Zaustavna moć .....	8
1.2.4	Brag – Grejeva teorija.....	8
1.2.5	Dozimetrijske funkcije .....	9
1.2.5.1	Procentna dubinska doza.....	9
1.2.5.2	TPR i TMR.....	11
1.3	Uvod u apsolutnu dozimetriju .....	12
1.3.1	Standardi za apsorbovanu dozu u vodi .....	13
1.4	Formalizam.....	15
1.4.1	Faktor $k_{Q,Q_0}$ .....	15
1.4.2	Formalizam protokola zasnovanih na kermi u vazduhu .....	16
1.4.3	Perturbacioni faktori .....	17
1.5	Implementacija protokola.....	20
1.5.1	Kalibracija ionizacione komore .....	20
1.5.2	Referentna dozimetrija u korisničkom snopu .....	21
1.5.3	Korekcije .....	21
1.5.4	Merne nesigurnosti.....	23
<b>2</b>	<b>METODOLOGIJA .....</b>	<b>24</b>
2.1	Ionizaciona komora .....	24
2.1.1	Cilindrična komora .....	24
2.1.2	Planparalelna komora.....	26
2.2	Elektrometar .....	27
2.3	Fantom .....	28
<b>3</b>	<b>REZULTATI .....</b>	<b>32</b>
<b>4</b>	<b>ZAKLJUČAK.....</b>	<b>48</b>
LITERATURA.....		56
BIOGRAFIJA.....		57

## 1 UVOD

Radioterapija predstavlja granu medicine koja koristi ionizujuće zračenje za suzbijanje tumorskog tkiva. Doza zračenja treba da bude maksimalna moguća koja je neophodna za kontrolu tumora, dok zdravo tkivo mora biti maksimalno pošteđeno. Osnovni zahtev moderne radioterapije je da dostavi tačno određenu dozu zračenja volumenu od interesa. Dozimetrijski zahtevi su strogo definisani radi postizanja ravnoteže između suzbijanja tumora i oštećenja zdravog tkiva. Na osnovu analize mnogobrojnih podataka ICRU preporučuje da doza treba biti isporučena sa  $\pm 5\%$  nesigurnosti, što nije lak zadatak [1].

Da bi ovaj zahtev bio ispunjen jedan od neophodnih koraka je da svi dozimetri koji se koriste u radioterapiji, kao i radioterapijske mašine budu kalibrисани. U ovom radu biće opisana kalibracija medicinskog linearnog akceleratora, teleterapijskog uređaja koji proizvodi visokoenergetske fotonske i elektronske snopove. Pod kalibracijom se podrazumevaju absolutna dozimetrijska merenja koja kao rezultat daju direktno apsorbovanu dozu u tački na određenoj dubini fantoma, za nominalno rastojanje od izvora do površine fantoma SSD i referentnu veličinu polja na površini fantoma ili u izocentru. Ova merenja moraju se izvršiti za svaki kvalitet snopa koji se koristi, i strogo su vezana za tačno određenu geometriju. Sva dalja merenja koja povezuju dozu pod referentnim uslovima sa dozom u nereferentnim uslovima spadaju u relativnu dozimetriju. Važno je napomenuti da ukoliko se apsolutna dozimetrijska merenja ne izvrše korektno, celokupan dalji dozimetrijski rad radioterapijskih mašina neće biti ispravan.

Procedure koje treba izvršiti pri kalibraciji kliničkih snopova definisane su internacionalnim ili nacionalnim dozimetrijskim protokolima, čiji je izbor prepušten svakoj radiološkoj ustanovi. Bitno je da kada se odabere jedan protokol, treba se voditi islučivo njime. Ove protokole uspostavljaju nacionalne i regionalne organizacije kao što su AAPM (American Association of Physicists in Medicine), IPEMB (Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology), NACP (Nordic Association of Clinical Physics) i druge, ili internacionalna tela kao što je IAEA (International Atomic Energy Agency). Na ovaj način obezbeđuje se visok nivo konzistencije u određivanju doze u različitim radioterapijskim klinikama. Ovaj rad se bazira na internacionalnom protokolu IAEA TRS 398 koji sadrži procedure za određivanje apsorbovane doze u vodenom fantomu pomoću ionizacione komore koja se nalazi u spoljašnjem fotonskom ili

elektronskom snopu, i zasniva se na standardima kalibriranim direktno na apsorbovanu dozu u vodi. U ranijim protokolima (IAEA TRS 277 i IAEA TRS 381) kalibracija ionizacionih komora bila je bazirana na merenju kerme u vazduhu. Razvoj primarnih standarda za apsorbovanu dozu u vodi za visokoenergetske fotonske i elektronske snopove omogućuje kalibraciju dozimetara direktno na apsorbovanu dozu u vodi, što umanjuje nesigurnosti pri kalibraciji kliničkih snopova. Prednost u korišćenju standarda kalibriranih direktno na apsorbovanu dozu u vodi je u tome što je procedura jednostavnija i zahteva poznavanje manje faktora nego u slučaju određivanja kerme u vazduhu.

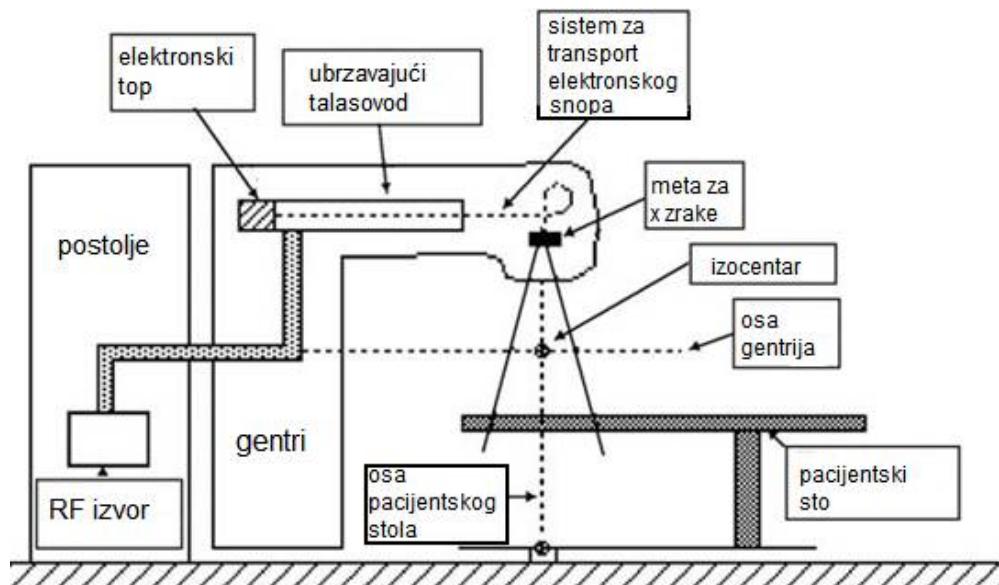
Apsolutna dozimetrijska merenja moraju se obaviti odmah pri prijemu radioterapijskih uređaja, i nakon svake popravke aparata koja može uticati na njegove performanse. Maksimalni vremenski interval između dve kalibracije je godinu dana, ili manje ukoliko za time postoji potreba.

Prema protokolu IAEA TRS 398 apsorbovna doza u vodi meri se pod referentnim uslovima u vodenom fantomu. U ovom radu biće izvršena i merenja u čvrstim fantomima Thorax LFC 002 i RW3 pri istim uslovima radi određivanja korekcionih faktora. Merenja su izvršena na Institutu za onkologiju u Sremskoj Kamenici kome pripadaju i svi aparati korišćeni u eksperimentalnom delu rada.

## 1.1 Medicinski linearni akcelerator

Uredaj koji proizvodi kliničke snopove fotona i elektrona naziva se medicinski linearni akcelerator ili LINAC. Fotonoski snopovi se proizvode tako što se elektroni ubrzavaju u talasovodu do visokih energija, nakon čega udaraju i metu pri čemu nastaje zakočno x zračenje. Snop se pri tome oblikuje pomoću kolimatora. U slučaju elektronskog snopa meta se otklanja sa puta ubrzanih elektrona. Uredaj se sastoji od 5 posebnih sistema:

1. Gentri
2. Nosač gentrija
3. Kućište sa modulatorom
4. Pacijentski sto
5. Kontrolna konzola



Slika 1.1: Komponente terapijskog linearnog akceleratora [2]

LINAC ima izocentričnu postavku što znači da se osa rotacije gentrija, kolimatora i pacijentskog stola sekut u jednoj tački. Komponente za formiranje snopa su:

1. Injekcioni sistem
2. RF generator
3. Ubrzavajući talasovod
4. Sistem za transport snopa
5. Tretmanska glava i sistem za monitoring snopa

**Injekcioni sistem** – čini ga elektronski top koji proizvodi elektrone koji se potom ubrzavaju razlikom potencijala između katode i perforirane anode. Elektroni se emituju sa užarenog katodnog vlakna i fokusiraju se ka anodi kroz koju prolaze i ulaze u ubrzavajući talasovod.

**RF generator** - talasi koji se koriste za ubrzavanje elektrona u talasovodu proizvode se pomoću RF generatorskog sistema koji se sastoji od pulsnog modulatora i RF izvora. RF izvor je magnetron ili klistron. Oboje koriste ubrzavanje i usporavanje elektrona u vakuumu za dobijanje visokoenergetskih RF polja. Pulsevi visokog napona, velike jačine struje i kratkog trajanja koje zahtevaju RF izvor (magnetron ili klistron) i elektronski top, proizvode se u pulsnom modulatoru. Magnetron je izvor visokofrekventnog RF polja, dok je klistron pojačavač RF polja koji pojačava slaba RF polja proizvedena RF oscilatorom.

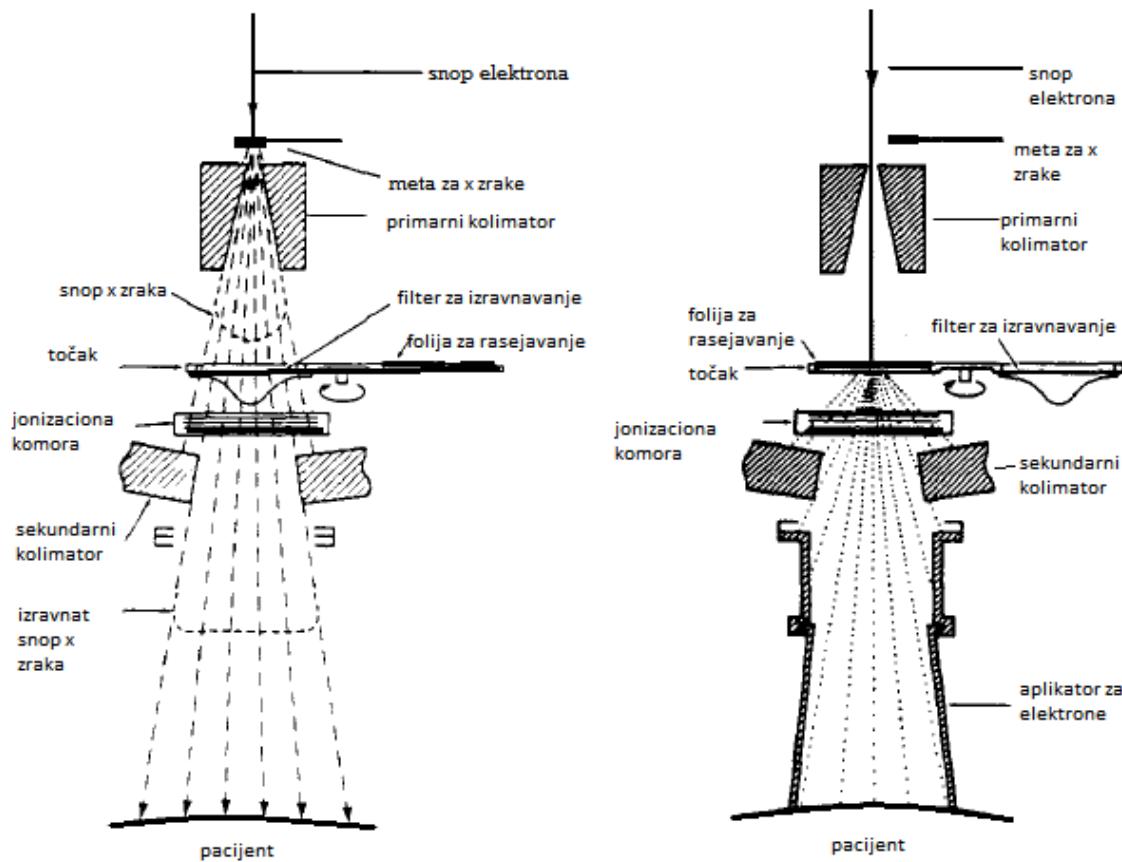
**Ubrzavajći talasovod** - je evakuisana ili gasom ispunjena struktura pravougaonog ili kružnog poprečnog preseka. Postoje dva segmenta talasovoda: transmisioni i ubrzavajući talasovod. Transmisioni prenosi RF polje od izvora do ubrzavajućeg talasovoda. Što se tiče ubrzavanja elektrona postoje dva načina: struktura putujućih talasa i struktura stojećih talasa.

**Sistem za transport elektrona** - pošto je talasovod najčešće poravnat sa osom rotacije gentrija, snop elektrona mora da se savije da bi udario u metu. Za transport elektrona se koriste bending magneti, i postoje tri različite vrste:

- Skretanje za  $90^\circ$
- Skretanje za  $270^\circ$  (ahromatski)
- Skretanje za  $112,5^\circ$  (slalom)

**Tretmanska glava** - sastoji se od nekoliko komponenti koje utiču na produkciju, oblik, lokalizaciju i monitoritoring elektronskih i fotonskih snopova. Te komponente su:

- Meta
- Filteri za izravnavanje i folija za rasejavanje elektrona
- Primarni, sekundarni i MLC kolimatori
- Dve transmisione ionizacione komore
- Svetlosni indikator polja zračenja
- Klinasti filteri



Slika 1.2: Sistemi za formiranje fotonskog i elektronskog snopa [4]

Klinički snop fotona proizvodi se u kombinaciji mete i filtera za izravnavanje snopa. Za energije elektrona ispod 15 MeV-a koriste se mete sa visokim atomskim brojem Z, dok su za energije iznad 15 MeV-a pogodnije mete sa nižim Z. Optimalni filteri za izravnavanje su niskog Z, nezavisno od energije snopa.

Klinički snop elektrona se proizvodi tako što se meta i filter za izravnavanje otklanjaju, i zatim se snop rasejava pomoću folija. Za kolimaciju elektronskog snopa koriste se posebni aplikatori. Filteri za izravnavanje i rasejavajuće folije nalaze se na rotirajućem točku ili klizećoj fioci radi lakše upotrebe. Primarni kolimator predstavlja konusni otvor u volframskom zaštitnom bloku. On definiše veličinu kružnog polja zračenja, koje se zatim oblikuje sekundarnim pravougaonim kolimatom koji se sastoji od gornjih i donjih blokova. Pravougaoni kolimator omogućuje stvaranje pravougaonog ili kvadratnog snopa, maksimalne veličine  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  u izocentru. MLC predstavlja noviji oblik kolimatora. On omogućuje stvaranje nepravilnih oblika snopa. Ovaj tip kolimatora se sastoji od niza pravougaonih pločica, čijim se izvlačenjem podešava oblik

polja. Dve transmisione ionizacione komore služe za monitoring zračenja sve vreme u toku tretiranja pacijenta. Ove komore se nalaze između filtera za izravnavanje ili rasejavajuće folije i sekundarnog kolimatora. Ove dve komore imaju odvojene izvore napajanja kao i elektrometre za očitavanje, jer u slučaju da primarna komora u toku tretmana otkaže, sekundarna će zaustaviti zračenje kada se dostavi određena doza pacijentu. Ukoliko dođe do otkazivanja obe komore, tajmer će isključiti uređaj. Ove komore mere monitorske jedinice (MU), i to tako da 1 MU odgovara dozi od 1 cGy koja se dostavi vodenom fantomu na dubini maksimuma doze na centralnoj osi sa veličinom polja  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  na SSD rastojanju 100 cm [2]. Kada komora izmeri odgovarajući broj MU uređaj se gasi, i sledeće zračenje nije moguće ukoliko se komore ne resetuju na 0 MU. Svetlosni indikator polja zračenja i range finder omogućuju vizuelizaciju snopa radi boljeg pozicioniranja pacijenta koristeći referentne oznake. Snop svetlosti osvetljava površinu pacijenta koja se poklapa sa površinom koja se tretira, a range finder služi za postavljanje pacijenta na određeno rastojanje tako što se projektuje centimetarska skala koja na koži pacijenta pokazuje rastojanje od izocentra.

U prethodnih 40-ak godina razvilo se nekoliko generacija ovih uređaja koji mogu da proizvedu snopove u energetskom intervalu od 4 MeV-a do 25 MeV-a, koji nalaze svoje terapijske primene. Fotonski snopovi se koriste za tretiranje tumora koji se nalaze na nekoj dubini od površine kože, dok se elektronski snopovi koriste za površinske tumore.

## 1.2 Dozimetrijske veličine i principi

### 1.2.1 Kerma

Proces predavanja energije fotona materiji odvija se u dva koraka: prvi je prenos energije sekundarnim nanelektrisanim česticama (elektronima) kroz različite interakcije (fotoefekat, komptonov efekat, stvaranje parova). Sledeći korak je prenos energije sa elektrona na okolnu materiju putem ionizacije ili eksitacije. U ovom smislu kerma predstavlja srednju energiju koja se prenese od strane indirektno ionizujućeg zračenja na direktno ionizujuće čestice, ili energiju koji fotoni predaju elektronima u jedinici mase medijuma [2]:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (1.1)$$

Jedinica je J/kg ili Gy. Dakle kerma se može odnositi samo na indirektno ionizujuće zračenje kao što su fotoni i neutroni.

$$1Gy = 1 \frac{J}{kg}$$

Najveći deo kinetičke energije koja se preda elektronima troši se na neelastične sudare (eksitacija i ionizacija), a manji deo se troši na radijativne sudare sa jezgrima (zakočno zračenje). Stoga ukupna kerma predstavlja zbir kolizione i radijativne kerme:

$$K = K^{col} + K^{rad} \quad (1.2)$$

### 1.2.2 Apsorbovana doza

Odnosi se kako na direktno tako i na indirektno zračenje. Apsorbovana doza definiše se kao srednja energija koju zračenje preda jedinici mase medijuma u zapremini V [2]:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.3)$$

$\bar{\epsilon}$  se odnosi samo na energiju koja je ostala u definisanoj zapremini V, ne računajući energiju koju su odnele čestice koje su napustile datu zapreminu. Jedinica je takođe J/kg, a stara jedinica je bila rad. SI jedinica koja se danas koristi je grej [Gy].

$$100 \text{ rad} = 1 \frac{J}{kg} = 1Gy$$

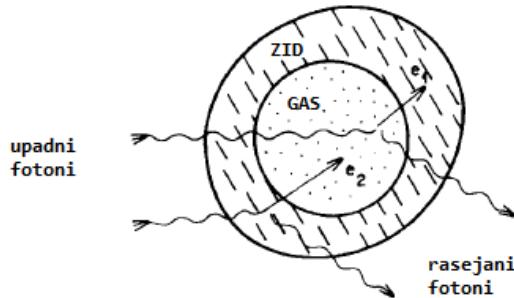
### 1.2.3 Zaustavna moć

Zaustavna moć je veličina koja se retko meri, te se izvodi teorijski. Odnosi se na očekivanu vrednost gubitka energije nanelektrisane čestice po jedinici puta  $dE/dx$ . Masenu zaustavnu moć dobijamo deljenjem sa gustinom medijuma, te ova veličina gubi zavisnost od gustine ( $dE/\rho dx$ ). Jedinica je MeV/cm ili MeVcm<sup>2</sup>/g. Definišu se dva tipa zaustavnih moći, koliziona kao rezultat interakcije nanelektrisanih čestica i orbitalnih elektrona, i radijativna kao rezultat interakcije nanelektrisanih čestica sa jezgrom.

### 1.2.4 Brag – Grejeva teorija

Prepostavimo da je gasna šupljina okružena zidom homogenog materijala. Brag-Grejeva teorija povezuje apsorbovanu dozu u gasnoj šupljini koja reprezentuje unutrašnjost detektora i apsorbovanu dozu u zidovima te šupljine. Uslovi koji se moraju zadovoljiti su:

- Šupljina mora biti mala u poređenju sa dometom sekundarnih elektrona tako da ne remeti njihov fluks.
- Apsorbovana doza u šupljini potiče samo od čestica koje kroz nju prolaze, što znači da se elektroni ne stvaraju niti zaustavljaju unutar šupljine.



Slika 1.3: Demonstracija Brag - Grejeve šupljine [6]

Kada su ovi uslovi zadovoljeni doza u gasu je povezana sa dozom u zidovima šupljine na sledeći način [2]:

$$D_{wall} = D_{gas} \left( \frac{S}{\rho} \right)_{gas,wall} \quad (1.4)$$

$\left( \frac{S}{\rho} \right)_{gas, wall}$  je odnos masenih zaustavnih moći u gasu i zidovima.

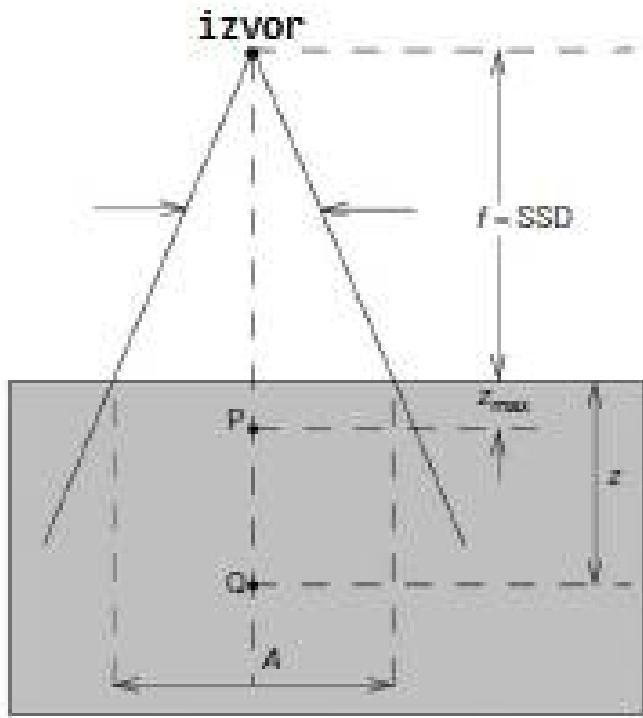
## 1.2.5 Dozimetrijske funkcije

### 1.2.5.1 Procentna dubinska doza

Kada snop prodire u pacijenta ili u fantom, doza varira sa dubinom. Ovo zavisi od mnogih faktora: energije snopa, velicine polja, rastojanja od izvora, kolimacije itd. Da bi se opisala distribucija doze duž centralne ose snopa uvodi se procentna dubinska doza ili PDD. Ona se definiše kao [2]:

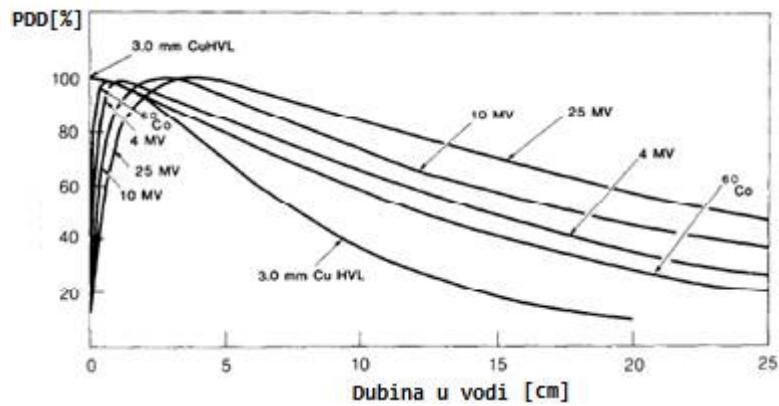
$$PDD = \frac{D_P}{D_Q} \cdot 100 [ \% ] \quad (1.7)$$

$D_P$  je doza na dubini  $z$  u fantomu na centralnoj osi snopa, a  $D_Q$  je doza na referentnoj dubini u fantomu na centralnoj osi snopa za koju se često uzima dubina maksimuma doze  $z_{\max}$ . Geometrija merenja procentne dubinske doze data je na slici 1.4.



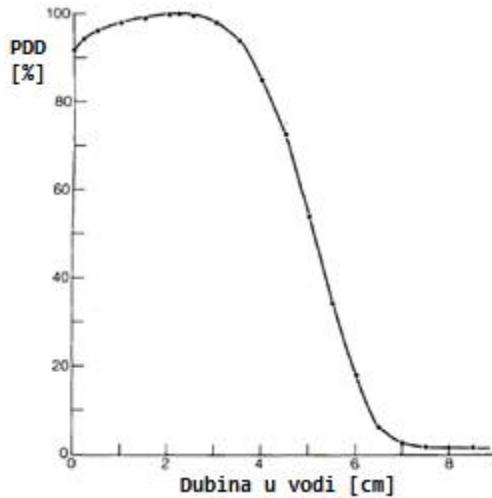
Slika 1.4: Geometrijska postavka za merenje PDD. Tačka  $Q$  je proizvoljna tačka na centralnoj osi snopa, a tačka  $P$  se nalazi na dubini maksimuma doze. Veličina polja  $A$  definisana je na površini fantoma. [2]

Procentna dubinska doza za fotone data je na slici 1.5:



*Slika 1.5: Procentna dubinska doza na osi snopa veličine  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm za različite energije fotonskih snopova [2]*

Maksimum doze se ne nalazi na površini, već na određenoj dubini. Region od površine do maksimuma doze naziva se build up region. Naime, fotoni na površini predaju svoju energiju elektronima koji se oslobođaju i poseduju određenu kinetičku energiju. Oni svoju energiju predaju na mestu veće dubine od mesta njihovog nastanka. Zbog toga je apsorbovana doza najвећа на месту максималног dometa sekundarnih elektrona. Nakon toga doza opada sa dubinom, као што је и очекивано. Kod elektronsких snopova ситуација је мало другачија. Уочава се знатно бржи пад доze, као и много мањи build up region. На површини се преда 80 – 90 % доze. Zbog тога се elektronsки snopovi користе за тretiranje površinskih tumora.



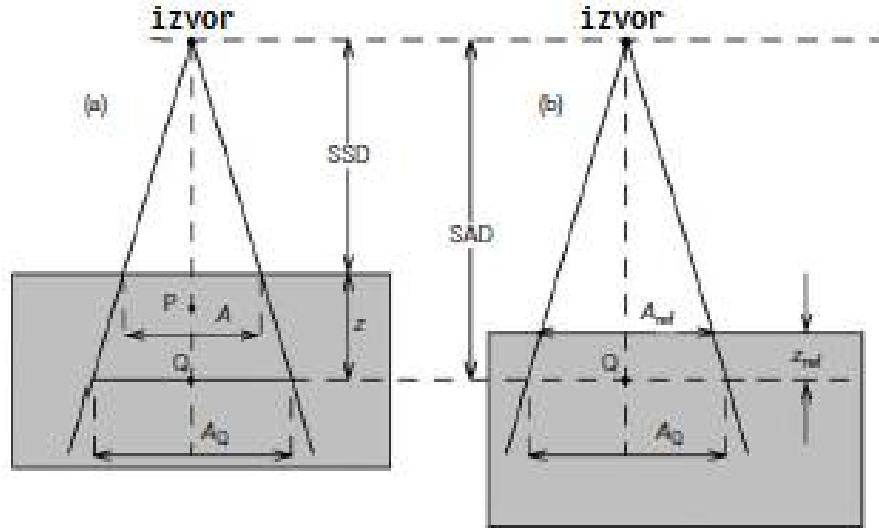
*Slika 1.6: Procentna dubinska doza elektronskog snopova energije 13 MeV-a, za veličinu polja  $8 \times 10 \text{ cm}^2$ , i rastojanje od izvora do površine коže од 68 cm[4]*

### 1.2.5.2 TPR i TMR

Tkivo–fantom odnos ili TPR definiše se kao [2]:

$$TPR = \frac{D_Q}{D_{Q_{ref}}} \quad (1.8)$$

Gde je  $D_Q$  doza u fantomu u proizvoljnoj tački na centralnoj osi snopa, a  $D_{Q_{ref}}$  je doza u istoj tački ali na referentnoj dubini (najčešća 5 cm ili 10 cm). Geometrija merenja data je na slici 1.7.



Slika 1.7: Geometrijska postavka za merenje TPR.  
 a) geometrija merenja doze  $D_Q$   
 b) geometrija merenja doze  $D_{max}$

Specijalni slučaj je odnos tkivo–maksimum ili TMR, kada se za referentnu dubinu uzima dubina maksimuma doze  $z_{max}$ . Stoga TMR je definisan kao [2]:

$$TMR = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}} \quad (1.9)$$

Gde je  $D_{Q_{max}}$  doza na dubini maksimuma doze  $z_{max}$ .

### 1.3 Uvod u absolutnu dozimetriju

Određivanje doze u referentnoj tački pod referentnim uslovima može da se predstavi na sledeći način:

$$Doza = \text{const} * \text{očitavanje detektora}$$

Dozimetar mora imati poznatu kalibracionu konstantu, ili koeficijent. Klinički snopovi kalibrišu pomoću relativnih dozimetara sa kalibracionim koeficijentima koji su sledivi do PSDL.

Radijacioni dozimetar je uređaj koji može da obezbedi očitavanje koje je mera doze koja je deponovana u osetljivoj zapremini dozimetra.

- Dozimetar koji može da proizvede signal iz kojeg se može odrediti apsorbovana doza bez kalibracije predstavlja **referentni ili absolutni dozimetar**.
- Dozimetar koji zahteva kalibraciju u određenom snopu zračenja naziva se **relativni dozimetar**.

Primarne dozimetrijske laboratorije (<sup>1</sup>PSDL) su standardizovane nacionalne laboratorije čija je uloga razvijanje, održavanje i unapređivanje primarnih standarda. U celom svetu ih ima svega 20. Primarni standard je instrument najvećeg metrološkog kvaliteta koji omogućuje merenje jedinične vrednosti određene veličine, sa pouzdanošću koja je verifikovana poređenjem sa drugim primarnim standardima (u drugim PSDL ili <sup>2</sup>BIPM, koji predstavlja internacionalni metrološki centar). Pomoću primarnih standarda kalibrišu se sekundarni standardi koji se koriste u sekundarnim dozimetrijskim laboratorijama <sup>3</sup>SSDL, a zatim se pomoću sekundarnih standarda kalibrišu korisnički dozimetrijski uređaji. Glavna uloga SSDL je povezivanje PSDL sa krajnjim korisnicima. Mrežu SSDL zajedničkim naporima uspostavile su IAEA i <sup>4</sup>WHO, pri čemu IAEA ima odgovornost da verifiкуje sve usluge koje SSDL pružaju korisnicima.

Sledivost kalibracionog koeficijenta do nacionalne PSDL laboratorije podrazumeva da:

- je dozimetar kalibriran direktno u PSDL
- je dozimetar kalibriran u akreditovanoj dozimetrijskoj kalibracionoj laboratoriji ili SSDL koja vodi do PSDL

---

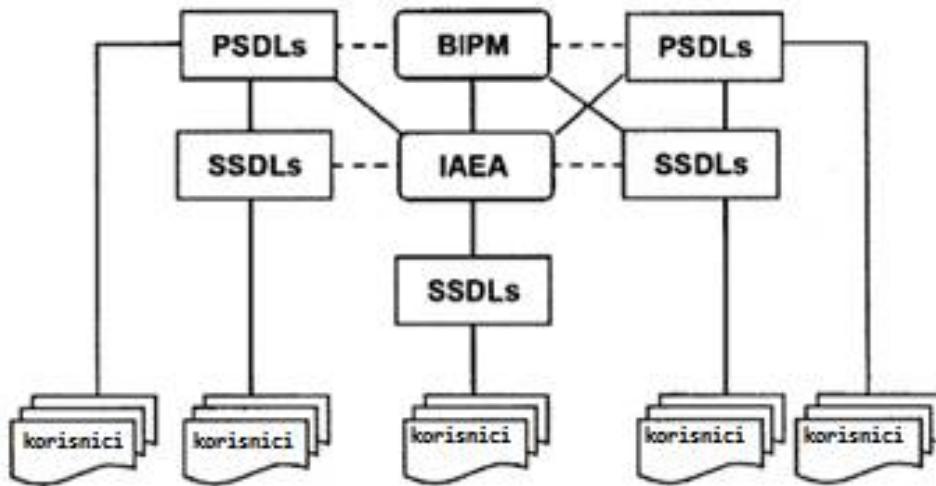
<sup>1</sup> PSDL – Primary Standard Dosimetry Laboratory

<sup>2</sup> BIPM – Bureau International des Poids et Mesures

<sup>3</sup> SSDL – Secondary Standard Dosimetry Laboratory

<sup>4</sup> WHO – World Health Organisation

- je kalibracioni koeficijent dobijen unakrsnom kalibracijom sa drugim dozimetrom čiji je kalibracioni koeficijent dobijen u PSDL, SSDL ili ASDL.



*Slika 1.8: Sledivost kalibracionog koeficijenta do primarnog standarda. Isprekidane linije označavaju interkomparaciju primarnih i sekundarnih standarda. [1]*

### 1.3.1 Standardi za apsorbovanu dozu u vodi

Standardi za apsorbovanu dozu u vodi omogućuju da se ionizacione komore koje se koriste za apsolutnu dozimetriju kalibrišu direkto na dozu apsorbovanu u vodi, a ne na kermu u vazduhu kao ranije. Za kalibraciju se najčešće koristi  $^{60}\text{Co}$  snop, mada pojedine PSDL koriste dodatno i akceleratorske snopove.

Idealan primarni standard za apsorbovanu dozu u vodi bio bi voden kalorimetar koji je integralni deo vodenog fantoma, međutim poteškoće u ostvarivanju ovakvog sistema dovela su do tri različita načina za određivanje apsorbovane doze u vodi:

1. Jonometrijski metod – grafitna ionizaciona komora poznate zapremine koja zadovoljava Brag–Grejeve uslove nalazi se u vodenom fantomu na referentnoj dubini. Apsorbovana doza je izvedena iz teorije šupljine koristeći srednju specifičnu energiju koja se preda vazduhu u šupljini, i odnos zaustavne moći zida šupljine i vazduha.
2. Hemijska dozimetrija – doza se određuje merenjem hemijskih promena koje se odvijaju u senzitivnoj zapremini dozimetra. Najpoznatiji je Fricke-ov dozimetar.
3. Kalorimetrija – predstavlja najfundamentalniji metod jer je porast temperature najdirektniji efekat predavanja energije zračenja medijumu. Najpogodniji je grafit.

Dalje će se govoriti samo o absolutnoj dozimetriji pomoću ionizacionih komora. Ionizaciona komora može biti i absolutni i relativni dozimetar. Njena aktivna zapremina ispunjena je vazduhom i apsorbovana doza se odnosi na količinu nanelektrisanja  $Q$  koja se oslobodi pri prolasku zračenja u zapremini vazduha u komori mase  $m_a$ . Senzitivna zapremina vazduha u komori, ili masa određene su:

- Direktnim merenjem ( komora postaje absolutni dozimetar pod određenim uslovima)
- Indirektno kalibracijom komore u poznatom radijacionom polju (komora postaje relativni dozimetar)

Postoje tri tipa ionizacionih komora koje služe kao absolutni dozimetri:

- Standardna komora sa vazdušnim zidom
- Komora sa vazdušnom šupljinom
- Fantomska ekstrapolaciona komora

**Komora sa vazdušnim zidom** – meri kermuu vazduhu sakupljajući sve jone koje proizvede zračenje predajući energiju primarnim elektronima u definisanoj zapremini vazduha. Dobijanje kerme u vazduhu zahteva poznavanje energije koja se preda jednom jonskom paru u vazduhu, po jedinici nanelektrisanja  $W_e/e$ . Komore sa vazdušnim zidom koriste se samo za energije ispod 0,3 MeV zbog dometa zračenja u vazduhu.

**Komora sa vazdušnom šupljinom** – meri kermu u vazduhu koristeći Brag–Grejevu relaciju. Kao i kod komore sa vazdušnim zidom sakupljaju se joni koje proizvodi zračenje ali unutar komore sa grafitnim zidovima koji su dovoljno debeli da omoguće build up sekundarnih elektrona. Brag–Grejeva jednačina povezuje dozu koja se preda poznatoj zapremini vazduha u šupljini sa dozom koju sekundarni elektroni predaju grafitnim zidovima. Apsorbovana doza u grafitnim zidovima je povezana sa kolizionom kermom u vazduhu preko odnosa masenih-energetskih apsorpcionih koeficijenata za zida i vazduha.

Dodatno je potrebno poznavati i korekcione faktore koji uračunavaju atenuaciju fotona od strane zidova komore kao i rasejanja. Standardne laboratorije primenjuju dodatne korekcione faktore.

**Fantomska ekstrapolaciona komora** – nekalibrirana komora koja je ugrađena kao integralni deo vodeno ekvivalentnog fantoma u kojem se meri doza. Mogu da služe za merenje doze u megavoltažnim elektronskim i fotonskim snopovima.

## 1.4 Formalizam

Apsorbovana doza u vodi na referentnoj dubini  $z_{ref}$  za referentni kvalitet snopa  $Q_0$  data je kao [1]:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,wQ_0} \quad (1.10)$$

- $M_{Q_0}$  je očitavanje sa dozimetra pod referentnim uslovima
- $N_{D,wQ_0}$  je kalibracioni faktor dozimetra za apsorbovanu dozu u vodi

Ova relacija važi kada se merenja vrše u identičnim uslovima kao u standardnoj laboratoriji. U kliničkim merenjima to nije slučaj, što može uticati na odgovor dozimetra. Referentni uslovi predstavljaju set vrednosti veličina za koje je kalibracioni faktor validan. Ovi uslovi se moraju reproducovati i u kliničkim merenjima. To su npr. geometrijska postavka (rastojanje i dubina), veličina polja, materijal i dimenzije fantoma, temperatura, pritisak, relativna vlažnost itd. Međutim neke veličine koje utiču na merenje nije moguće kontrolisati, npr. pritisak, temperatura, napon polarizacije, starost dozimetra, zagrevanje dozimetra itd. Zbog toga je potrebno dodati određene korekcione faktore. Ako predpostavimo da su ovi faktori međusobno nezavisni, možemo ih predstaviti proizvodom  $\prod k_i$ . Korigovanu vrednost sa dozimetra dobijamo kada očitavanje pomnožimo sa ovim koeficijentima. Odstupanje od kalibracionog snopa  $Q_0$  takođe se mora uzeti u obzir, te se uvodi i korekcioni faktor koji se obeležava kao  $k_{Q,Q_0}$ .

Kada se uzmu u obzir sve korekcije, apsorbovana doza u vodi za kvalitet snopa  $Q$  koji se razlikuje od kalibracionog kvaliteta snopa  $Q_0$ , data je kao [1]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,wQ_0} k_{Q,Q_0} \quad (1.11)$$

$M_Q$  je korigovano očitavanje sa elektrometra.

### 1.4.1 Faktor $k_{Q,Q_0}$

Prema definiciji ovaj faktor predstavlja odstupanje primjenjenog snopa kvaliteta  $Q$ , od referentnog snopa kvaliteta  $Q_0$ , što se može predstaviti [1]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (1.12)$$

Kao kalibracioni snop najčešće se koristi  $^{60}\text{Co}$ , iako neke PSDL koriste visokoenergetske fotonske i elektronske snopove. Idealan slučaj za određivanje  $k_{Q,Q_0}$  je direktno merenje za svaku komoru sa istim referentnim snopom kao što je korisnički. Samo par PSDL laboratorija može da obezbedi adekvatne snopove za ovakva merenja, a takođe postoje i poteškoće u reprodukovavanju identičnih mernih uslova. Zbog toga se mnogo češće koriste teorijski izvedene vrednosti za  $k_{Q,Q_0}$ . Ukoliko Brag–Grejeva teorija može da se primeni  $k_{Q,Q_0}$  se može izraziti na sledeći način [1]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q_0}} \frac{(W_{air})_Q}{(W_{air})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (1.13)$$

- $s_{w,air}$  predstavljaju Spenser–Atiksove odnose zaustavne moći vode i vazduha
- $W_{air}$  je energija koja se potroši na stvaranje jonskog para
- $p_Q$  je perturbacioni faktor koji uračunava odstupanje od idealnih Brag–Grejevih uslova

Dalje računanje ovih koeficijenata neće biti obuhvaćeno u ovom radu.

#### 1.4.2 Formalizam protokola zasnovanih na kermi u vazduhu

Ovi protokoli se zasnivaju na kalibracionim koeficijentima koji se odnose na kermu u vazduhu  $N_{K,Co}$  dobijenih u referentnom  $^{60}\text{Co}$  snopu. Ovi protokoli podrazumevaju dva koraka:

- Računanje kalibracionog koeficijenta koji se odnosi na apsorbovanu dozu u vodi  $N_{D,w}$  preko poznatog kalibracionog koeficijenta koji se odnosi na kermu u vazduhu  $N_{K,Co}$
- Određivanje apsorbovane doze u vodi uz sada poznate koeficijente

Apsorbovana doza u vazduhu u  $^{60}\text{Co}$  snopu u standardizovanoj laboratoriji može da se odredi pomoću totalne kerme u vazduhu iz sledeće relacije [2]:

$$D_{air} = (K_{air})_{air} (1 - g) k_m k_{att} k_{cel} \quad (1.14)$$

- $g$  predstavlja deo energije koji se utroši na interakcije koje usporavaju sekundarne elektrone u vazduhu
- $k_m$  je korekcioni faktor za neekvivalentnost zida komore i build up kape sa vazduhom

- $k_{att}$  je korekcion faktor za atenuaciju i rasejanje fotona od strane zidova komore
- $k_{cel}$  je korekcion faktor za neekvivalentnost centralne elektrode ionizacione komore sa vazduhom

Kalibracioni koeficijent  $N_{D,air}$  se izražava kao [2]:

$$N_{D,air} = \frac{D_{air}}{M_Q} \quad (1.15)$$

Dok se  $N_{K,Co}$  izražava kao [2]:

$$N_{K,Co} = \frac{(K_{air})_{air}}{M_Q} \quad (1.16)$$

Deleći levu i desnu stranu jednačine (1.14) sa korigovanim očitavanjem elektrometra  $M_Q$ , kalibracioni koeficijent za apsorbovanu dozu u vazduhu se može predstaviti kao:

$$N_{D,air} = N_{K,Co}(1 - g)k_m k_{att} k_{cel} \quad (1.17)$$

Sada se može dobiti apsorbovana doza u vazduhu:

$$D_{air,Q} = M_Q N_{D,air} \quad (1.18)$$

Apsorbovana doza u vazduhu se može konvertovati u apsorbovanu dozu u vodi preko Brag-Grejeve teorije:

$$D_{w,Q} = D_{air,Q} (s_{w,air})_Q p_Q = M_Q N_{D,air} (s_{w,air})_Q p_Q \quad (1.19)$$

- $(s_{w,air})_Q$  je odnos kolizionih zaustavih moći vode i vazduha
- $p_Q$  je ukupni perturbacioni faktor koji se odnosi na odstupanje od Brag-Grejevih uslova.

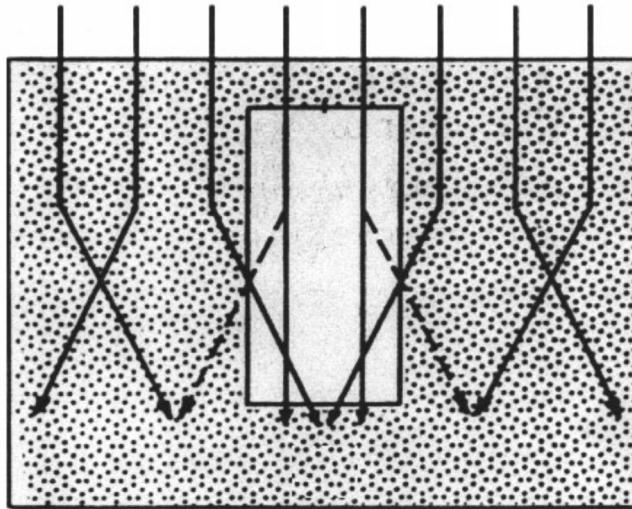
#### 1.4.3 Perturbacioni faktori

Kada komora zadovoljava Brag-Grejeve uslove znači da je fluks elektrona u šupljini isti kao i u određenoj tački uniformnog medijuma u kome se nalazi. Ovo važi samo u slučaju veoma malog vazdušnog mehurića, što odstupa od vazduhom ispunjenih ionizacionih komora koje se koriste. Za megavoltažne fotonske snopove Brag-Grejevi uslovi su adekvatno ispunjeni za gasom ispunjene komore (domet sekundarnih elektrona generisan ovim zračenjem je mnogo veći od dimenzija šupljine). Međutim komora se ne sastoji samo od vazdušne šupljine, već je uvek prisutan i zid, često od grafita, koji nije savršeno ekvivalentan vodi. Takođe kod cilindričnih

komora javlja se najčešće aluminijumska centralna elektroda, kao i drugi materijali koji mogu okruživati šupljinu. Zbog ovih odstupanja od Brag-Grejevih uslova uvode se perturbacioni faktori koji koriguju ove efekte:

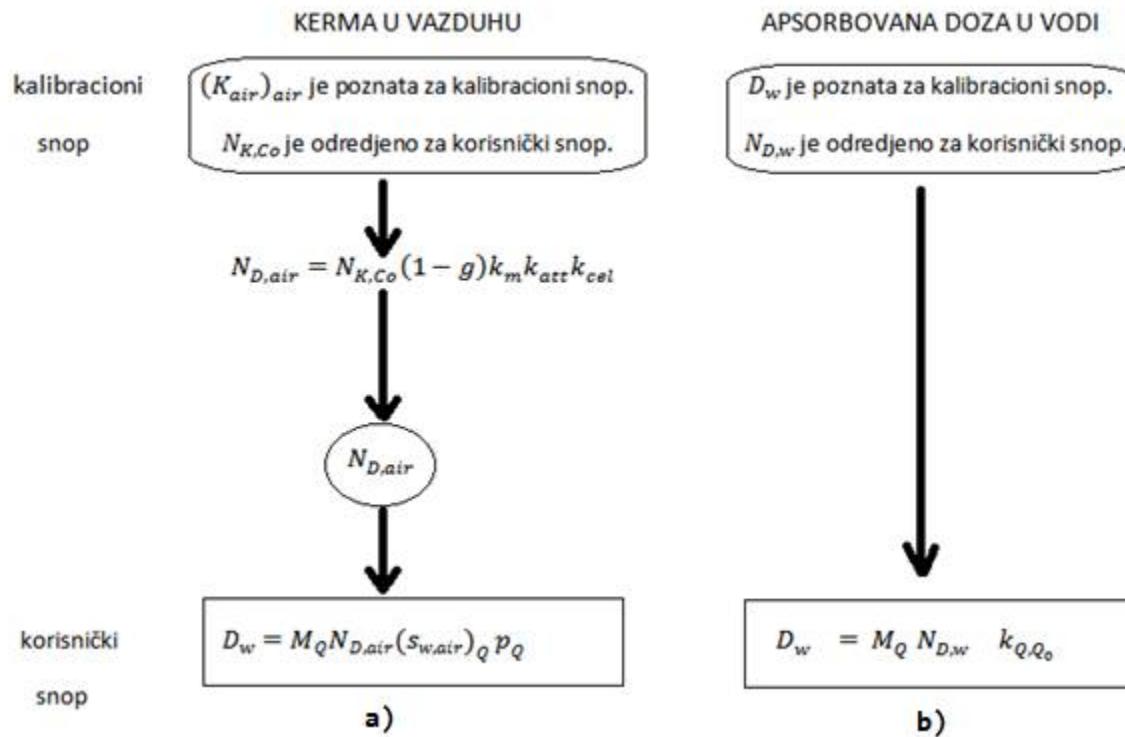
$$p_Q = (p_{dis} p_{wall} p_{cel} p_{cav})_Q \quad (1.20)$$

- $p_{dis}$  je faktor koji uračunava zamenu vode sa vazdušnom šupljinom. Zbog toga se može očekivati manja atenuacija ali i slabije rasejanje. Ovaj faktor zavisi kako od vrste zračenja, tako i od geometrije vazdušne šupljine. Da bi se ova korekcija izbegla uvodi se koncept efektivne tačke merenja  $p_{eff}$ .
- $p_{wall}$  je faktor koji koriguje odgovor ionizacione komore za neekvivalentnost zidova komore i vodootpornih materijala sa vodom.
- $p_{cel}$  je faktor koji uračunava efekat centralne elektrode (za cilindrične komore sa centralnom elektrodom od aluminijuma koja nije ekvivalentna vodi). Zbog toga će signal biti veći nego u slučaju prazne vazdušne šupljine.
- $p_{cav}$  je faktor koji koriguje efekte koji su vezani za rasejanje elektrona u šupljini, zbog čega je fluks elektrona drugačiji nego u odsustvu šupljine. Pošto je gustina vazduha u šupljini manja od vode, šupljina će rasejavati manje elektrona u vodu nego što se raseje elektrona u vodi ka šupljini, što dovodi do povećanog signala.



Slika 1.9: Perturbacija elektronskog snopa usled vazdušne komore u čvrstom ili tečnom fantomu [2]

Dakle vidimo da je direktno merenje apsorbovane doze u vodi znatno jednostavnije od merenja kerme u vazduhu, jer se  $N_{D,W}$  direktno određuje. Na ovaj način se izbegava upotreba korekcionih i perturbacionih faktora, čime se umanjuju i greške koje se pritom javljaju.



Slika 1.10: Koraci za određivanje apsorbovane doze u vodi za a) Formalizam vezan za kermu u vazduhu b) Formalizam vezan za apsorbovanu dozu u vodi [2]

## 1.5 Implementacija protokola

### 1.5.1 Kalibracija ionizacione komore

Kada se ionizaciona komora pošalje na kalibraciju pre i nakon toga potrebno je proveriti njenu stabilnost pomoću pogodnog uređaja, da bi se osiguralo da transport nije uticao na njen odgovor. Referentna komora treba biti kalibrirana u referentnom snopu  $Q_0$  i to u intervalu od bar dve do tri godine. Neka je poznata apsorbovana doza u vodi  $D_w$  na dubini od  $5 \text{ g/cm}^2$  u vodenom fantomu za referentni snop  $^{60}\text{Co}$ . Korisnička komora se postavlja u referentnu dubinu od  $5 \text{ g/cm}^2$  i dobija se očitavanje na elektrometru  $M$ . Tada se kalibracioni faktor  $N_{D,w}$  dobija kao:

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M} \quad (1.21)$$

Tabela 1.1: Referentni uslovi za kalibraciju u  $^{60}\text{Co}$  snopu [1]

Materijal fantoma	Voda
Veličina fantoma	30 cm x 30 cm x 30 cm ( približno)
Rastojanje od izvora do komore	100 cm
Temperatura vazduha	20°C
Vazdušni pritisak	101,325 kPa
Referentna tačka ionizacione komore	Za cilindričnu: na osi komore u centru šupljine Za planparalelnu: na centru unutrašnje površine ulaznog prozora
Dubina referentne tačke u fantomu	$5 \text{ g/cm}^2$
Veličina polja zračenja na dubini referentne tačke komore	10 cm x 10 cm
Polarizacioni napon i polaritet	Referentna vrednost nije preporučena ali treba da se navede u kalibracionom sertifikatu.
Doza	Referentna vrednost nije preporučena ali treba da se navede u kalibracionom sertifikatu. Takođe treba navesti da li je korekcioni faktor na polaritet uračunat.

### 1.5.2 Referentna dozimetrija u korisničkom snopu

Kada je korisnička komora kalibrirana, odn. određen kalibracioni faktor  $N_{D,w,Q_0}$ , a faktor  $k_{QQ_0}$  je dobijen teorijskim putem, potrebno je još izvršiti merenje u korisničkom snopu u referentnim uslovima. Elektrometri moraju imati dovoljno vremena da postignu termalni ekvilibrijum sa okolinom te je pogodno uneti ih u prostoriju za merenje dan ranije. Preporučljivo je da se komore najpre ozrače sa 2 do 5 Gy radi postizanja ekvilibrijuma nanelektrisanja u različitim materijalima. Posebno je važno postići stabilne uslove pre svakog merenja, što znači da nakon menjanja polariteta treba sačekati bar 20 min. Struja curenja se često javlja u mernom sistemu pa je potrebno izmeriti je pre i posle merenja, i trebalo bi da bude mala u poređenju sa strujom koja se javlja u toku merenja (ne veća od 0,1% od struje pri merenju).

### 1.5.3 Korekcije

Očitavanje sa elektrometra  $M_Q$  koji se dobije pri merenju u korisničkom snopu potrebno je korigovati faktorima koji se odnose na odstupanje od referentnih uslova. Pri računanju doze koristi se korigovana vrednost koja predstavlja proizvod nekorigovanog očitavanja i svih korekcionih faktora:

$$M_Q = M_0 \prod k_i \quad (1.22)$$

#### -korekcija na temperaturu, pritisak i vlažnost

$$k_{T,P} = \frac{(273,2+T)}{(273,2+T_0)} \frac{P_0}{P} \quad (1.23)$$

P i T predstavljaju pritisak i temperaturu unutar šupline komore za vreme merenja, a  $P_0$  i  $T_0$  su referentne vrednosti (101,325 kPa i 20°C). Za temperaturu vazduha u komori uzima se temperatura vode u fantomu, koja ne mora biti ista kao temperatura vazduha u prostoriji. Što se tiče vlažnosti korekcija nije potrebna jer kalibracioni faktor važi za opseg od 20 – 80 %.

### -korekcija na polaritet

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (1.23)$$

$M_+$  i  $M_-$  su očitavanja elektrometra pri pozitivnom i negativnom polaritetu, a  $M$  je očitavanje pri polaritetu koji se inače koristi. Preporučljivo je izvršiti više merenja na svakom polaritetu, te uzeti njihovu srednju vrednost.

### -korekcija na rekombinaciju jona (dvovoltni metod)

Rekombinacija jona dovodi do nepotpunog prikupljanja nanelektrisanja u ionizacionoj komori. Javlja se u dva vida: rekombinacija jona formiranih od strane različitih jonizujućih čestica, i ona zavisi od količine jonizujućih čestica, te i od doze. Drugi vid je rekombinacija jona nastalih od strane iste jonizujuće čestice, te ovaj vid ionizacije nije vezan za količinu jonizujućih čestica, tj. dozu. Ovi efekti zavise od geometrije komore i primjenjenog napona. Zato se za korekciju preporučuje dvovoltni metod. Naime ovde se predpostavlja linearna zavisnost  $1/M$  od  $1/V$ , te se koriste očitavanja  $M_1$  i  $M_2$  dobijena na naponima  $V_1$  i  $V_2$  merena pod istim uslovima.  $V_1$  treba da bude napon koji se koristi inače, dok je  $V_2$  niži napon. Idealan je slučaj kada je njihov odnos 3 ili veći. Korekcioni faktor se dobija iz sledeće relacije:

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (1.24)$$

- $a_i$  su konstante date u tabeli 1.2 za različite odnose napona.

Tabela 1.2: Koeficijenti  $a_i$  dobijeni kvadratnim fitovanjem [1]

$V_1/V_2$	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2,0	2,337	-3,636	2,299
2,5	1,474	-1,587	1,114
3,0	1,198	-0,875	0,677
3,5	1,080	-0,542	0,463
4,0	1,022	-0,363	0,341
5,0	0,975	-0,188	0,214

#### 1.5.4 Merne nesigurnosti

Pri određivanju apsorbovane doze u vodi referentnim dozimetrom dva procesa dovode do mernih nesigurnosti. Prvi proces je određivanje kalibracionog faktora  $N_{D,w}$  u standardnoj laboratoriji. Drugi korak je vezan za merenja u korisničkom snopu u referenoj tački u vodenom fantomu. Ovaj korak je vezan i za određivanje faktora  $k_{Q,Q_0}$ . Procena nesigurnosti koje ovi procesi unose u određivanje apsorbovane doze data je u tabeli 1.3.

*Tabela 1.3: Procenjena relativna standardana nesigurnost za  $D_{w,Q}$  na referentnoj dubini vodi za visokoenergetske fotonske i elektronske snopove, sa komorom koja je kalibrirana u  $^{60}\text{Co}$  snopu [1]*

	Relativna standardana nesigurnost [ % ]
Korak 1: standardna laboratorija	
4. $N_{D,w}$ kalibracija sekundarnog standarda u PSDL	0,5
5. Dugoročna stabilnost sekundarnog standarda	0,1
6. $N_{D,w}$ kalibracija korisničkog dozimetra u standardnoj laboratoriji	0,4
Kombinovana nesigurnost koraka 1:	0,6
Korak 2: korisnički snop	
• Dugoročna stabilnost korisničkog dozimetra	0,3
• Uspostavljanje referentnih uslova	0,4
• Očitavanje dozimetra $M_Q$	0,6
• Korekcije $k_i$	0,4
• Korekcije na kvalitet snopa $k_Q$	1,0
Kombinovana nesigurnost koraka 2:	1,4
<b>Kombinovan nesigurnost za <math>D_{w,Q}</math>:</b>	<b>1,5</b>

## 2 METODOLOGIJA

Sistem sa ionizacionom komorom se sastoji od tri glavne komponente:

- Ionizaciona komora
- Elektrometar i izvor napajanja
- Fantom sa vodootpornim rukavcem

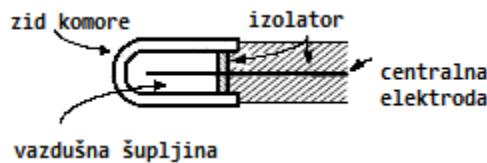
### 2.1 Jonizaciona komora

Sastoji se od tri elektrode koje definišu osetljivu zapreminu. To su:

- Polarizovana elektroda koja je priključena direktno na izvor
- Merna elektroda koja je uzemljena preko elektrometra, čija je uloga da prikuplja struju nanelektrisanja koje se oslobađa u osetljivoj zapremini komore
- Guard elektroda koja je direktno uzemljena i ima dve uloge, definiše osetljivu zapreminu i služi za prevenciju od curenja struje

Komore su ispunjene vazduhom i inicijalna interakcija počinje oslobođanjem visokoenergetskih elektrona iz zida komore. Neki od ovih elektrona ulaze u aktivnu zapreminu komore i tu vrše sekundarne jonizacije proizvodeći pozitivne jone i niskoenergetske elektrone. Niskoenergetski elektroni se vežu za elektronegativne molekule kiseonika, formirajući negativne jone. Tako da se u komorama sa gasom prikupljaju pozitivni i negativni joni, umesto pozitivnih jona i elektrona. Zapremina vazduha je tipično od 0,1 do 1 cm<sup>3</sup>. Ova dimenzija predstavlja kompromis između dovoljne senzitivnosti i mogućnosti da se meri doza u jednoj tački. Za kalibraciju snopa koriste se dve vrste ionizacionih komora, cilindrične i planparalelne.

#### 2.1.1 Cilindrična komora



Slika 2.1: Presek cilindrične komore [4]

Cilindrične komore se koriste za kalibraciju snopova x zraka i elektrona energije veće od 10 MeV-a. Šupljina mora biti uniformno ozračena snopom fotona, a ako je broj elektrona koji ulazi u šupljinu isti kao broj elektrona koji je napušta tada postoji elektronski ekvilibrijum. Merenjem nanelektrisanja koje se oslobodi u vazduhu i znajući masu vazduha u komori, može da se odredi apsorbovana doza. Zid komore mora biti ekvivalentan vazduhu što znači da ima isti efektivan atomski broj, što obezbeđuje da energetski spektar elektrona oslobođenih u njemu bude isti kao da su oslobođeni u vazduhu (efektivni redni broj vazduha je 7,67). Debljina zida mora biti takva da se postigne elektronski ekvilibrijum unutar komore, a takođe mora biti veća od maksimalnog dometa elektrona koji se u njemu oslobose. Unutrašnja strana prekrivena je posebnim provodnim materijalom. Najčešće se pravi od grafita, bakelita ili slojeva prekrivenih plastikom. Efektivan atomski broj generalno je manji od vazduha i blizak je ugljeniku ( $Z = 6$ ). Posledica toga je slabija ionizacija nego u vazduhu što se kompenzuje time što je centralna elektroda je od materijala većeg rednog broja. Ona mora biti električno izolovana od zida.

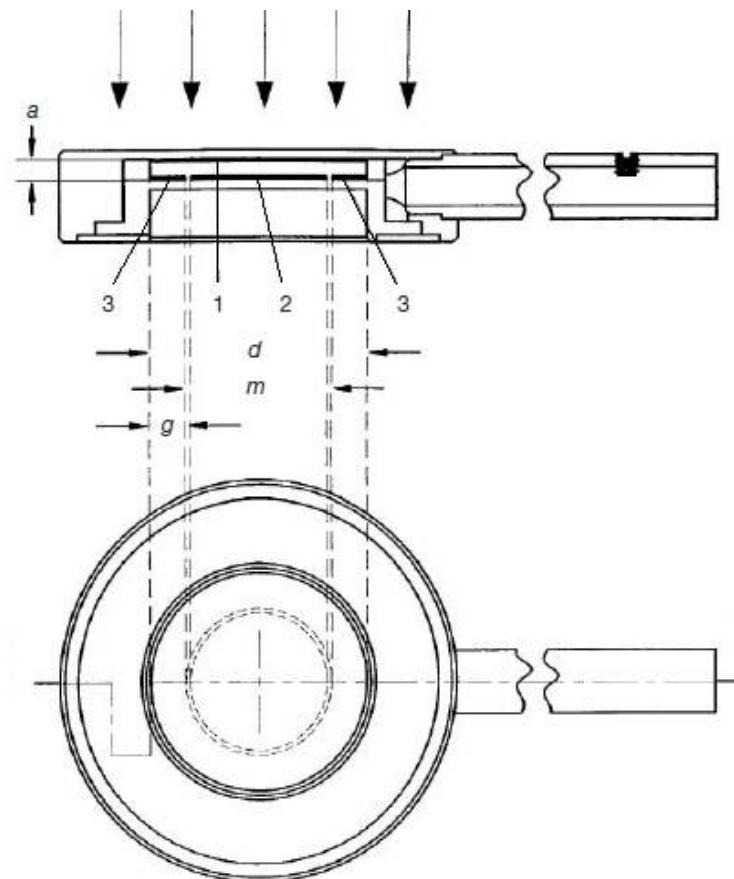
Cilindrične komore se mogu koristiti kao referentni instrument koji je kalibriran u standardnoj dozimetrijskoj laboratoriji i koristi se za kalibraciju korisničkog snopa, ili kao korisnički instrument koji je kalibriran pomoću referentnog, i koristi se za rutinska merenja. Komore sa grafitnim zidovima ima bolju stabilnost i uniformniji odgovor od komora sa plastičnim zidovima. Najčešće se koriste komore Farmer tipa koje variraju po materijalu zida komore i centralne elektrode.

*Tabela 2.1: Karakteristike nekih cilindričnih komora Farmer tipa [1]*

Tip jonizacione komore	Zapremina šupljine [cm <sup>3</sup> ]	Dužina šupljine [mm]	Radius šupljine [mm]	Materijal zida	Debljina zida [g/cm <sup>2</sup> ]	Materijal build up kape	Debljina build up kape [g/cm <sup>2</sup> ]	Materijal centralne elektrode	Vodo otpor nost
Capintec PR-06C/G Mini Farmer	0,65	22,0	3,2	C-552	0,050	C-552	0,924	C-552	Ne
Extradin A12 Farmer	0,65	24,2	3,1	C-552	0,088	C-552	0,493	C-552	Da
Nuclear Assoc 30-753 Farmer	0,25	9,0	3,1	C-552	0,068	delrin	0,560	C-552	Da
Nuclear Assoc 30-751 Farmer	0,69	23,0	3,1	delrin	0,056	delrin	0,560	aluminium	Da
NE 2505 Farmer	0,6	24,0	3,0	tufnol	0,075	PMMA	0,545	aluminium	Ne
NE 2505/3, 3A Farmer	0,6	24,0	3,2	grafit	0,065	PMMA	0,551	aluminium	Ne
NE 2571 Farmer	0,6	24,0	3,2	grafit	0,065	delrin	0,551	aluminium	Ne
PTW 30001 Farmer	0,6	23,0	3,1	PMMA	0,045	PMMA	0,541	aluminium	Ne
PTW 30002/30011 Farmer	0,6	23,0	3,1	grafit	0,079	PMMA	0,541	Grafit	Ne
SNC 100700-0 Farmer	0,6	24,4	3,1	PMMA	0,060	PMMA	0,536	aluminium	Ne
Scdx-Wellhöfer FC65-P/IC 69 Farmer	0,65	23,1	3,1	POM	0,057	POM	0,560	aluminium	Da
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC 70 Farmer	0,65	23,1	3,1	grafit	0,073	POM	0,560	aluminium	Da

## 2.1.2 Planparalelna komora

Može da se koristi u slučaju elektronskih snopova svih energija, a za energije ispod 10 MeV-a planparalelna komora je obavezna. Sastoji se od dva paralelna zida od kojih jedan služi kao ulazni prozor i polarisana elektroda, a drugi kao kolektorska elektroda koja je okružena guard prstenom i priključena na elektrometar. Uloga guard prstena je sprečavanje stvaranja neodgovarajuće zakriviljenog električnog polja kolektora. Kod ovakvih komora kao kolektorske elektrode se koriste grafitni slojevi naneti na izolator, a ova elektroda se može odvojiti od guard prstena pomoću brazde u grafitnom sloju. Razmak između elektroda je mali  $\sim 2$  mm. Ovaj mali razmak minimizira perturbacije koje izaziva zračenje, što je veoma važno pri dozimetriji elektronskih snopova koji kod cilindričnih komora mogu da izazovu značajne perturbacije. Prozor je veoma tanak 0.01- 0.03 mm i omogućava merenje na površini samog fantoma.



*Slika 2.2. Planparalelna komora. 1.polarizovana elektroda 2. kolektorska elektroda 3. guard ring elektroda. a) rastojanje između elektroda d) dijametar polarizovane elektrode m) dijametar kolektorske elektrode g) širina guard ringa*

## 2.2 Elektrometar

Može se kalibrirati zajedno sa ionizacionom komorom, ili posebno. Posebno je korisna odvojena kalibracija u slučaju kada klinika poseduje više elektrometara i komora. U nekim slučajevima elektometar je integralni deo dozimetra. Elektrometar mora posedovati opciju za menjanje polarizacije komore radi određivanja koeficijenata oko kojih će kasnije biti reči. U ovom radu korišćen je elektrometar Wellhofer dose 1, prenosivi, jednokanalni elektrometar visoke preciznosti. Može da meri dozu, brzinu doze, srednju brzinu doze, nanelektrisanje, struju i dozu po monitorskoj jedinici, i sve ove vrednosti može da prikaže istovremeno. Može da meri nanelektrisanje od 40 pC do 1 C sa rezolucijom od 0.1 pC, kao i struje od 40 pA do 1000 nA sa rezolucijom od 0.1 pA.



Slika 2.3. Elektrometar Wellhofer Dose 1 [15]

## 2.3 Fantom

Kao referentni medijum prema protokolu IAEA TRS - 389 koristi se voda. Voda veoma dobro aproksimira apsorpciju i rasejanje zračenja u tkivu. Međutim vodeni fantom može predstavljati problem ukoliko se koriste ionizacione komore koje nisu vodootporne. Zbog toga su razvijeni i fantomi u čvrstom stanju od materijala koji treba da ima sličan efektivan atomski broj, broj elektrona po gramu i masenu gustinu kao voda. Materijali koji se najčešće koriste su: polistiren, lucit, A-150 tkivu ekvivalentna palstika, čvrsta voda WT1, čvrsta voda RMI-457, plastična voda, virtualna voda, PMMA. Elektronska gustina materijala može se izračunati pomoću masene gustine preko relacije [2]:

$$\rho_e = \rho_m N_A \frac{Z}{A} \quad (2.1)$$

Gde je

$$\frac{Z}{A} = \sum_i a_i \frac{Z_i}{A_i} \quad (2.2)$$

- $a_i$  je masena frakcija i-tog elementa atomskog broja  $Z_i$  i atomske mase  $A_i$ .

Efektivan atomski broj  $Z_{eff}$  zavisi od atomskog sastava materijala, kao i od tipa i kvaliteta snopa.

Za megavoltažne snopove efektivan atomski broj može se predstaviti kao [20]:

$$Z_{eff} = \frac{\sum_i a_i \frac{Z_i^2}{A_i}}{\sum_i a_i \frac{Z_i}{A_i}} \quad (2.3)$$

- $Z_i$  je atomski broj i-tog konstituenta
- $A_i$  je maseni broj i-tog konstituenta

U tabeli 2.2 su navedena svojstva najčešćih fantoma koji se koriste u dozimetriji. Iako masena gustina može da varira između pojedinih uzoraka, atomski sastav i elektronska gustina su dovoljno konstantni za dozimetrijska merenja.

*Tabela 2.2: Sastav, gustina i srednji atomski broj najčešće korišćenih fantomskih materijala korišćenih umesto vode*

	Voda	Čvrsta voda WT1	Čvrsta voda RMI-457	Plastična voda	Virtualna voda	PMMA	Polistiren	Tkivu-ekvivalentna Plastika A-150
H	0,1119	0,0810	0,0809	0,0925	0,0770	0,0805	0,0774	0,1013
C		0,6720	0,6722	0,6282	0,6874	0,5998	0,9226	0,7755
N		0,0240	0,0240	0,0100	0,0227			0,0351
O	0,8881	0,1990	0,1984	0,1794	0,1886	0,3196		0,0523
F								0,0174
Cl		0,0010	0,0013	0,0096	0,0013			
Ca		0,0230	0,0232	0,0795	0,0231			0,0184
Br				0,0003				
Gustina [g/cm <sup>3</sup> ]	1,000	1,020	1,030	1,013	1,030	1,190	1,060	1,127
$\bar{Z}$	6,6	5,95	5,96	6,62	5,97	5,85	5,29	5,49

Što se tiče karakteristika vodenog fantoma, treba da se pruža bar 5 cm sa sve četiri strane od ivice najvećeg polja koje se koristi. Takođe donji deo fantoma treba biti bar 5 g/cm<sup>2</sup> dublji od maksimalne tačke merenja. Fantomi se najčešće prave od PMMA. Ukoliko jonizacione komore nisu vodootporne fantom mora sadržati i vodootporni rukavac u koji se unosi komora. On se takođe pravi od PMMA, a zidovi ne treba da budu deblji od 0,1 mm, da bi komora mogla da postigne termalni ekvilibrijum sa vodom za manje od 10 min. Voda koja se koristi mora biti destilovana.



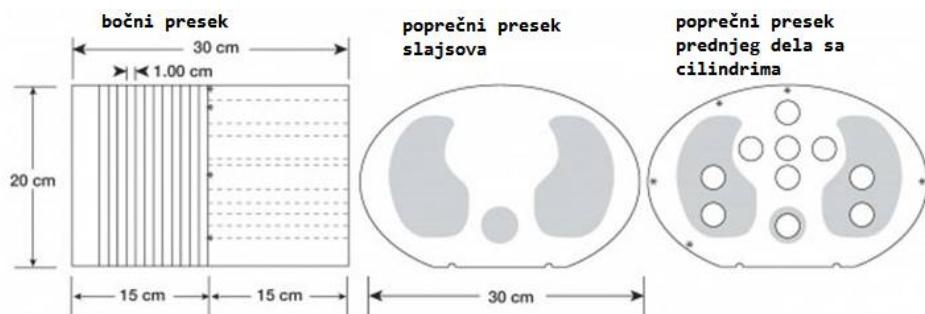
*Slika 2.4. Vodeni fantom korišćen za apsolutnu dozimetriju*

Fantomi koji služe za komparaciju sa vodenim fantomom su Thorax LFC 002 i RW3 fantom. Thorax LFC 002 proizvodi kompanija CIRS, i primenjuje se u kontroli kvaliteta kod CT uređaja i verifikaciji doze. Ovaj fantom reprezentuje ljudski torzo po proporcijama i 2D strukturi. Merenja mogu da se vrše po 30 cm dužine, 30 cm širine i 20 cm debljine. Fantom je napravljen od tivku ekvivalentnih plastičnih materijala. Linearne atenuacije simuliranog tkiva su unutar 1% vrednosti za vodu i kosti, i unutar 3% za pluća za zračenje od 50 keV-a do 15 MeV-a. Ovaj fantom se sastoji i od nekoliko tivku ekvivalentnih cilindara u koje se umeću ionizacione komore, što omogućuje merenje u različitim tačkama ovog čvrstog fantoma. Postavka je takva da je omogućeno merenje u najkritičnijim tačkama torza. Materijali od kojih su cilindri napravljeni simuliraju vodu, kosti i pluća. Polovina fantoma podeljena na 12 slajsova 1 cm širokih, između kojih može da se umetne radiografski film. Poslednji slajs je širok 3 cm. Fantom sadrži i bazu za poravnavanje i podršku. Površina fantoma je markirana radi poravnavanja sa laserima.

Ukupne dimenzije fantoma su: 43.2 cm x 38.1 cm x 22.9 cm a težina je 11,2 kg.



*Slika 2.5: Fantom thorax LFC 002 (CIRS)*



*Slika 2.6: Bočni i poprečni preseci fantoma thorax LFC 002 [16]*

*Tabela 2.3: Masena gustina, i relativna elektronska gustina u odnosu na vodu materijala od kojih se sastoji fantom thorax LFC 002 [12]*

	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	Relativna elektronska gustina
<i>Tkivo</i>	1.039	0,995
<i>Kosti</i>	1.600	1,506
<i>Pluća</i>	0.210	0,207

RW3 je fantom koji se sastoje od ploča koje su napravljene od belog polistirena sa 2% TiO<sub>2</sub>. Ovaj materijal se naziva čvrsta voda. Niži atomski broj polistirena u odnosu na vodu balansira se većim atomskim brojem TiO<sub>2</sub>. RW3 je pogodan za dozimetriju fotonskih i elektronskih snopova. Omogućuje merenje na dubini od 30 cm pa na dalje sa korakom po 1 cm. Može da se koristi za fotonske snopove od energije <sup>60</sup>Co do 25 MeV-a, i elektronske energije od 4 MeV-a do 25 MeV-a. Fantom se sastoje od jedne ploče od 1 mm, dve ploče od po 2 mm, jedne ploče od 5 mm i 29 ploča od po 10 mm. Ovo omogućuje merenje na dubinama sa korakom po 1 mm. Ukupne dimenzije fantoma su 30 cm x 30 cm x 30 cm. Proizvođač ovih fantoma je kompanija PTW.



*Slika 2.7. Pločasti fantom RW3*

*Tabela 2.4: Masena gustina, odnos rednog i atomskog broja i relativna elektronska gustina u odnosu na vodu za fantom RW3[11]*

$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	Z/A	Relativna elektronska gustina
1.045	0.536	1.012

### 3. REZULTATI

Za obračun apsorbovane doze u vodi napravljen je radni list u koji se unose eksperimentalni rezultati, koji je napravljen na osnovu protokola IAEA TRS 398.

Korisnik: Institut za onkologiju Sremska Kamenica datum: 8.10.2015

1. Jonizaciona komora i elektrometar			
Model jonizacione komore:	FC-65G	serijski broj:	452
Zid komore	materijal: grafit	debljina:	0.073 g/cm <sup>2</sup>
Fantom: voda	materijal: PMMA		
Rukavac	materijal: PMMA		
<b>Kalibracioni faktor apsorbovane doze za vodu <math>N_{D,w,Q_0}</math>:</b>	4.824	cGy/nC	
Kalibraciona laboratorija:	Vinča	Datum:	1.6.2012.
Model elektrometra:	Welchofer DOSE 1	Serijski broj:	7392
2. Terapijski uredaj i referentni uslovi za odredjivanje $D_{wQ}$			
Akcelerator:	Varian Clinac 600DBX	Nominalni potencijal:	6 MV
Kvalitet snopa Q (TPR 20,10):	0.666		
Referentna veličina polja:	10 x 10 cm x cm		
Referentno rastojanje:	100 cm		
Referentna dubina $z_{ref}$ :	10 g/cm <sup>2</sup>		Postavka: SSD
3. Očitavanja sa elektrometra i korekcije			
Nekorigovano očitavanje :	+300V	M <sub>1</sub> =	13.94
	+300V	M <sub>2</sub> =	13.93
$t_i = 1 \text{ min } (100 \text{ MU})$	-300V	M <sub>3</sub> =	13.96
	-300V	M <sub>4</sub> =	13.95
	-100V	M <sub>5</sub> =	13.88
Srednja vrednost očitavanja:	M <sup>0</sup> =	13.93	nC
i) Pritisak P:	101.3 kPa	$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} \frac{P_0}{P} =$	1.006
Temperatura T:	21.8 °C		
ii) Kalibracioni faktor elektrometra:	$k_{elec}$ :	1.000	
iii) Korekcija na polarizaciju:	$k_{pol} = \frac{ M_+  +  M_- }{2M} =$	1.001	
iv) Korekcija na rekombinaciju (dvo-voljni metod):	$a_0: 1.197$	$a_1: -0.875$	$a_2: 0.678$
		$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 =$	1.003
Korigovano očitavanje elektrometra :	$M = M^0 k_{T,P} k_{pol} k_{elec} k_s = 14.08 \text{ nC}$		
4. Apsorbovana doza u vodi na referentnoj dubini, $z_{ref}$			
$k_{Q,Q_0} = \frac{0.996}{0.996}$			
$D_{W,Q} = M N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} / t = 0.669 \text{ Gy}$			
5. Apsorbovana doza u vodu na dubini maksimalne doze, $z_{max}$			
Dubina maksimuma doze $z_{max}$ =	1.5 g/cm <sup>2</sup>		
PDD ( $z_{ref}$ ) =	67.2 %		
$D_w(z_{max}) = (D_w(z_{ref}) 100) / PDD =$	0.996 Gy		
$\delta = (D_o - D_w(z_{max})) 100 / D_o =$	0.4 %		
Očekivano očitavanje za vodu: $M_{voda} =$	13.90 nC		

Radni list sadrži podatke o ionizacionoj komori i elektrometru, referentne uslove merenja, očitavanja sa elektrometra i obračunate korekcije i na kraju obračunatu apsorbovanu dozu na referentnoj dubini i dubini maksimuma doze, kao i relativnu grešku merenja. Takođe je obračunato i očekivano očitavanje elektrometra.

Veličina koja određuje kvalitet snopa je odnos tkivo-fantom  $TPR_{20,10}$ . On predstavlja odnos apsorbovanih doza na dubinama od 20 cm i 10 cm u vodenom fantomu, merenim na konstantnom rastojanju od izvora do komore od 100 cm i veličini polja od 10 x 10 cm u ravni komore. Pošto  $TPR_{20,10}$  predstavlja odnos doza, nije ga potrebno korigovati faktorima. Takođe na ovu veličinu ne utiču male sistematske greške pri pozicioniranju komore na ove dubine jer greške utiču na isti način u oba slučaja.  $TPR_{20,10}$  se može dobiti i iz procentne dubinske doze iz relacije [1]:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (8.1)$$

Gde  $PDD_{20,10}$  predstavlja odnos procentne dubinske doze na 20 cm i 10 cm dubine veličinu polja 10 x 10 cm na površini fantoma za SSD od 100 cm. Procentne dubinske doze očitavaju se iz tablice u prilogu br. 3.

Nakon određivanja kvaliteta snopa faktor  $k_{QQ_0}$  se određuje iz tabele 8.1. u kojoj su date izračunate vrednost  $k_{QQ_0}$  i za različite kvalitete snopova za ionizacionu komoru korišćenu u ovom radu.

*Tabela 8.1: Izračunate vrednosti koeficijenata  $k_Q$  za visokoenergetske fotonske snopove za ionizacionu komoru Farmer tipa FC65-G, u funkciji faktora kvaliteta  $TPR_{20,10}$  [1]*

TPR <sub>20,10</sub>	0,50	0,53	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84
Scdx-Wellchöfer															
FC65-G/IC70	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,997	0,995	0,992	0,989	0,985	0,981	0,973	0,966	0,958	0,947
Farmer															

Na ovaj način određuje se apsorbovana doza u vodi na referentnoj dubini  $z_{ref}$ . Međutim klinička merenja se najčešće odnose na maksimalnu dubinsku dozu u  $z_{max}$ , što se preračunava uz pomoć PDD-a.

Očekivano očitavanje na elektrometru obračunato je na sledeći način:

$$M = \frac{PDD}{N_{D,w} k_{Q,Q_0} k_{T,P}} \quad (8.2)$$

Akcelerator na kome su vršena merenja je Varian Clinac 600 DBX, čija je nominalna energija 6 MV.



Slika 8.1: Varian 600 DBX

Pri merenju je korišćena komora FC65-G koja je vodoootporna. Faktor komore  $N_{D,w}$  dobijen je iz kalibracione laboratorije instituta za nuklearne nauke „Vinča“. Primerak uverenja o etaloniranju nalazi se u prilogu br. 1. Ovaj faktor određen je sa mernom nesigurnosti od 1,1 %, i određena je sa nivoom poverenja od 95 %.

*Tabela 8.2. Karakteristike jonizacione komore FC65-G[1]*

Zapremina šupljine	$0,65 \text{ cm}^3$
Dužina šupline	23,1 mm
Radius šupljine	3,1 mm
Materijal zida	Grafit
Debljina zida	$0,073 \text{ g/cm}^2$
Materijal centralne elektrode	Aluminium



*Slika 8.2. Ionizaciona komora FC65-G [18]*

Referentni uslovi za određivanje apsorbovane doze u vodi dati su u tabeli 8.3.

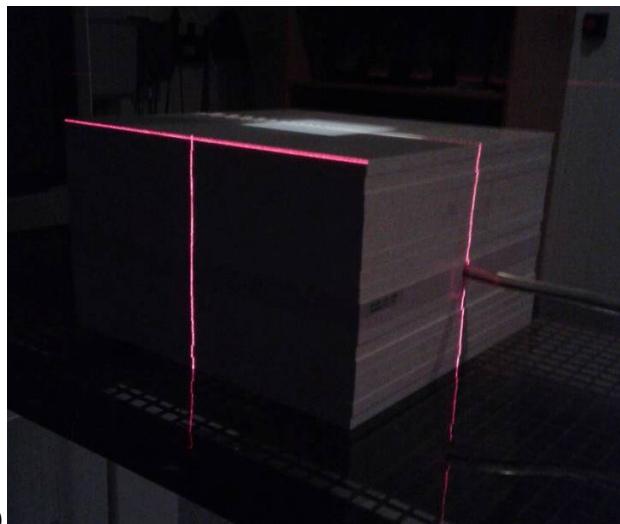
*Tabela 8.3: Referentni uslovi za određivanje apsorbovane doze u vodi u visokoenergetskom fotonskom snopu [1]*

Materijal fantoma	Voda
Tip komore	Cilindrična
Dubina merenja $z_{ref}$	Za $TPR_{20,10} < 0,7$ je $10 \text{ g/cm}^2$ ili $5 \text{ g/cm}^2$ Za $TPR_{20,10} \geq 0,7$ je $10 \text{ g/cm}^2$
Referentna tačka komore	Na osi komore u centru šupljine
Pozicija referentne tačke komore	Na dubini merenja $z_{ref}$
SSD/SCD	100 cm
Veličina polja	10 cm x 10 cm



Slika 8.3: Postavka vodenog fantoma

Merenje doze u fantomima thorax LFC 002 i RW3 izvršeno je pod istim uslovima kao i za vodeni fantom. Vreme merenja je takođe 100 MU, a napon jonizacione komore je + 300 V. Merenja su izvršena za SSD = 100 cm i SSD = 90 cm i dubinu od 10 cm. Temperatura vazduha u komori je ista kao u prostoriji.



a)



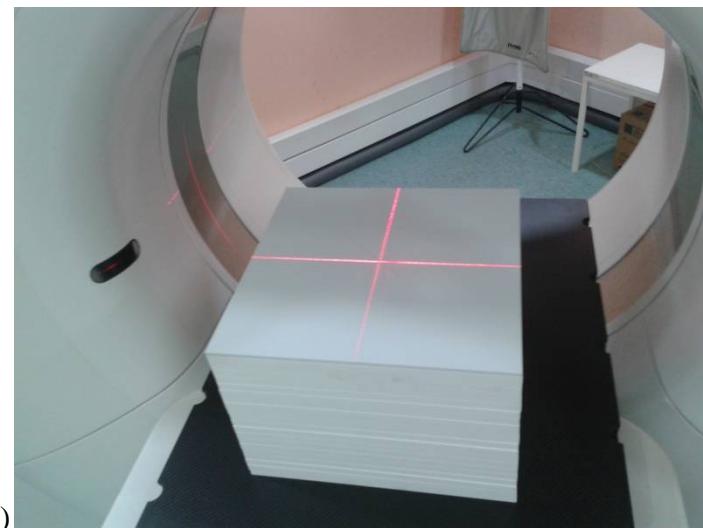
b)



c)

Slika 8.4. Postavke fantoma na akceleratoru a) RW3 fantom b,c) thorax LFC 002

Nakon merenja fantomi su snimljeni na CT-u, slike su poslate na sistem za planiranje radi kalkulacije doze u tačkama na dubini build up-a i referentnoj dubini od 10 cm. Slike je potrebno prvo konturisati da bi sistem za planiranje (XiO) prepoznao strukturu fantoma. Zatim se u sistem za planiranje unesu parametri (broj monitorskih jedinica MU, SSD, veličina polja, energija i tip akceleratora) i obeleže se interesne tačke. Nakon toga sistem u tim tačkama kalkuliše dozu koja se preda sa 100 monitorskih jedinica.

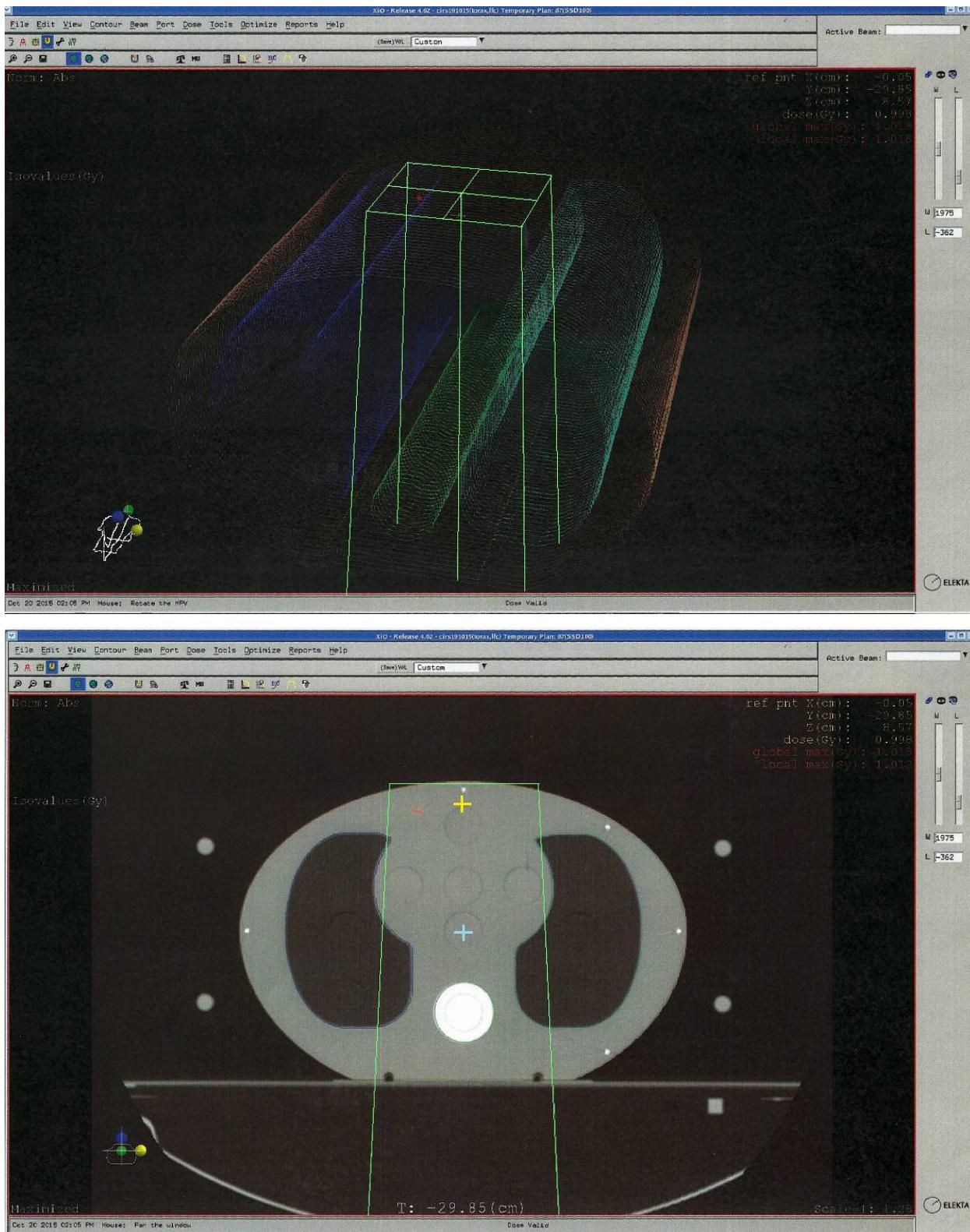


a)



b)

Slika 8.5: Snimanje fantoma na CT-u



Slika 8.6: Thorax LFC 002 u sistemu za planiranje

- Obračun doze za thorax LFC 002 za SSD = 100 cm

Radioterapija S Kamenica  
Oct 20 2015 14:02:49  
Planner ID: borislav

Version XiO - Release 4.62.00  
Doc: 15720151020.140241.302

#### Teletherapy Sources

Patient ID: cirs191015

Name: torax,lfc

Studyset ID: CT1(image)

Description: RT^RTTHORAX (Adult)

Rescaled CTs: no Air: -979 Water: 0

Plan ID:

Plan description: SSD100,d10

Treatment Date: Oct 20 2015

Beam weighting mode: Absolute dose/MU

Beam Number  
1

Description	ap
Machine ID	06XVarian600
Collimator	Asym
Setup/Dist (cm)	SSD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	100.0/100.0
Field Size at Isocenter	
Field Size (cm)	LW/RW 5.0/5.0
Field Size (cm)	UL/LL 5.0/5.0
Coll. Eq. Square (cm)	10.00
Gantry/Coll angle (deg)	0/0
Couch (deg)	0
Isocenter/Beam entry	Entry
X, Y, Z(cm)	0.05/-29.35/9.96
Calc algorithm	Superposition
Weight (Gy)/No. fractions	0.677/1
X, Y, Z (cm)	0.05/-29.35/-0.04
Defined at	Def.depth fld.ctr.
Depth; skin (cm)	10.0
Effective; skin (cm)	9.8
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF (0)
At depth	1.314
At effective	1.319
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.768/1.000
Dose Output	0.00805 (Gy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/110.0
Ref. Depth or Dmax(cm)	10.0
Tray Factor(composite)	1.000
Min or MU(open/wdg)	100.45 (MU)
Integer MU(open/wdg)	100

#### Interest Point Doses

Patient ID: cirs191015

Studyset ID: CT1 (image)

Plan ID:

Name: torax,lfc

Description: RT^RTTHORAX (Adult)

Description: SSD100,d10

Interest Point Number	Interest Point Description/Location(cm)	Interest Point Dose Contribution By Beam (Gy)	Total Dose (Gy)
1	1 (0.00, -29.85, -0.02)	0.678	0.678
2	2 (-0.05, -29.85, 8.55)	0.999	0.999

- Obračun doze za thorax LFC 002 za SSD = 90 cm

Radioterapija S Kamenica  
Oct 20 2015 13:58:14  
Planner ID: borislav

Version XiO - Release 4.62.00  
Doc: 15720151020.135723.302

#### Teletherapy Sources

Patient ID: cirs191015

Name: torax,lfc

Studyset ID: CT1(image)

Description: RT^RTTHORAX (Adult)

Rescaled CTs: no Air: -979 Water: 0

Plan ID:

Plan description: SSD90,d10

Treatment Date: Oct 20 2015

Beam weighting mode: Absolute dose/MU

Beam Number  
1

Description	ap
Machine ID	06XVarian600
Collimator	Asym
Setup/Dist (cm)	SAD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	90.0/90.0
Field Size at Isocenter	
Field Size (cm)	LW/RW 5.0/5.0
Field Size (cm)	UL/LL 5.0/5.0
Coll. Eq. Square (cm)	10.00
Gantry/Coll angle (deg)	0/0
Couch (deg)	0
Isocenter/Beam entry	Iso
X, Y, Z(cm)	0.05/-29.35/0.00
Calc algorithm	Superposition
Weight (Gy)/No. fractions	0.810/1
X, Y, Z (cm)	0.05/-29.35/-0.04
Defined at	Def.depth fld.ctr.
Depth; skin (cm)	10.0
Effective; skin (cm)	9.8
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF(0)
At depth	1.302
At effective	1.308
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.768/1.000
Dose Output	0.00805(Gy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/100.0
Ref. Depth or Dmax(cm)	10.0
Tray Factor(composite)	1.000
Min or MU(open/wdg)	100.24 (MU)
Integer MU(open/wdg)	100

#### Interest Point Doses

Patient ID: cirs191015

Name: torax,lfc

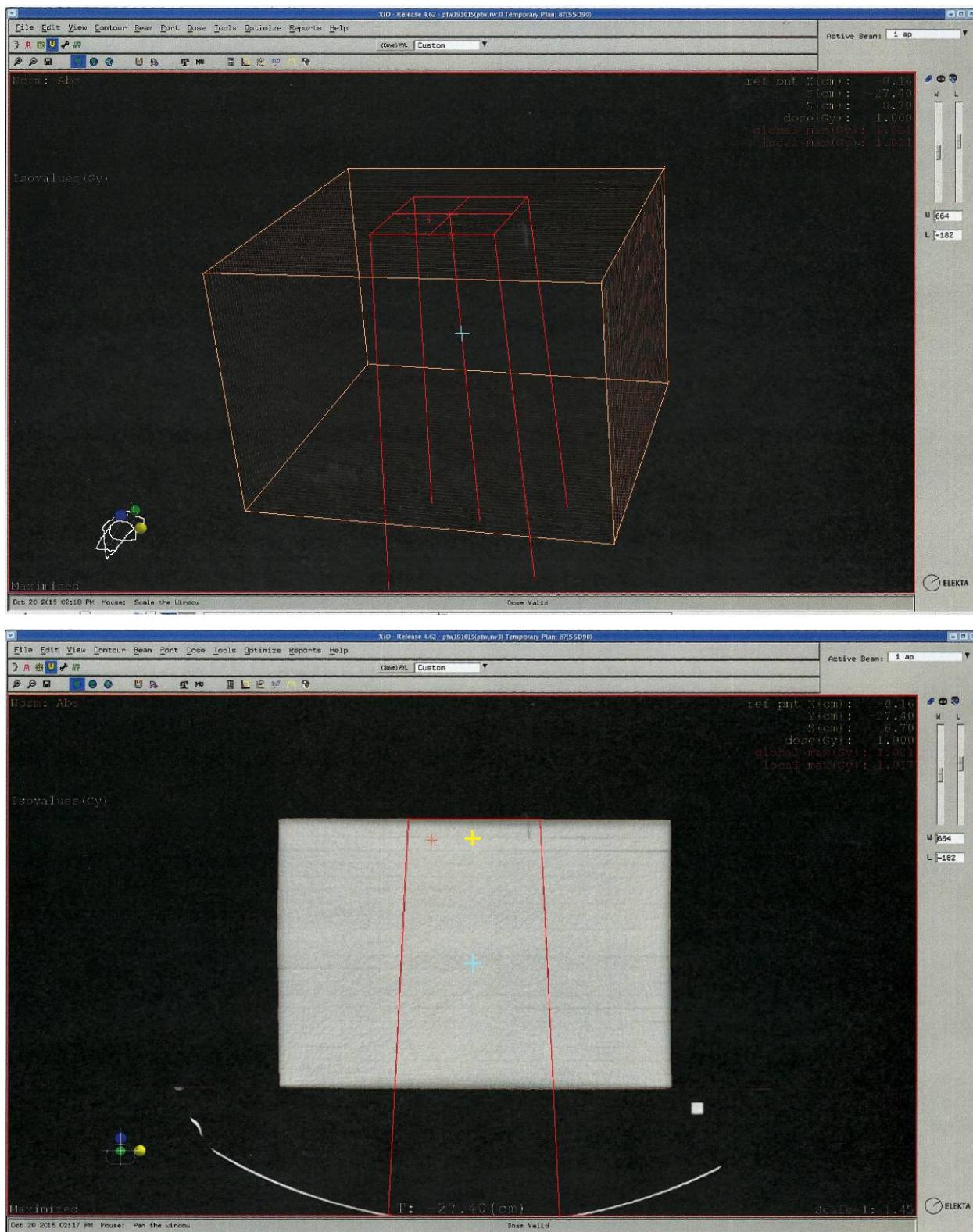
Studyset ID: CT1 (image)

Description: RT^RTTHORAX (Adult)

Plan ID:

Description: SSD90,d10

Interest Point Number	Interest Point Description/Location(cm)	Interest Point Dose Contribution By Beam (Gy)		Total Dose (Gy)
		1	2	
1	1 (0.00,-29.85,-0.02)	0.812		0.812
2	2 (-0.05,-29.85,8.55)		1.225	1.225



Slika 8.7: RW3 fantom u sistemu za planiranje

- Obračun doze za RW3 SSD = 100 cm

Radioterapija S Kamenica  
Oct 20 2015 14:17:08  
Planner ID: borislav

Version XiO - Release 4.62.00  
Doc: 15720151020.141646.302

### Teletherapy Sources

Patient ID: ptw191015  
Name: ptw,rw3  
Studyset ID: CT1(image)  
Description: RT^RTTHORAX (Adult)  
Rescaled CTs: no Air: -979 Water: 0  
Plan ID:  
Plan description: SSD90  
Treatment Date: Oct 20 2015  
Beam weighting mode: Absolute dose/MU

Beam Number  
1

Description	ap
Machine ID	06XVarian600
Collimator	Asym
Setup/Dist (cm)	SSD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	100.0/99.9
Field Size at Isocenter	
Field Size (cm)	LW/RW 5.0/5.0
Field Size (cm)	UL/LL 5.0/5.0
Coll. Eq. Square (cm)	10.00
Gantry/Coll angle (deg)	0/0
Couch (deg)	0
Isocenter/Beam entry	Entry
X, Y, Z(cm)	0.05/-27.15/10.26
Calc algorithm	Superposition
Weight (Gy)/No. fractions	0.675/1
X, Y, Z (cm)	0.05/-27.15/0.35
Defined at	Def.depth fld.ctr.
Depth; skin (cm)	10.0
Effective; skin (cm)	10.1
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF (0)
At depth	1.314
At effective	1.314
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.768/1.000
Dose Output	0.00805 (Gy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/109.9
Ref. Depth or Dmax(cm)	10.0
Tray Factor (composite)	1.000
Min or MU(open/wdg)	100.40 (MU)
Integer MU(open/wdg)	100

### Interest Point Doses

Patient ID: ptw191015  
Studyset ID: CT1 (image)  
Plan ID:

Name: ptw,rw3  
Description: RT^RTTHORAX (Adult)  
Description: SSD90

Interest Point	Interest Point Description/Location (cm)	Interest Point Dose Contribution By Beam (Gy)	Total Dose (Gy)
1	1 (0.05,-27.15,-0.09)	0.658	0.658
2	2 (0.05,-27.15,8.50)	1.000	1.000

- Obračun doze za RW3 SSD = 90 cm

Radioterapija S Kamenica  
Oct 20 2015 14:15:43  
Planner ID: borislav

Version XiO - Release 4.62.00  
Doc: 15720151020.141509.302

### Teletherapy Sources

Patient ID: ptw191015

Name: ptw,rw3

Studyset ID: CT1(image)

Description: RT^RTTHORAX (Adult)

Rescaled CTs: no Air: -979 Water: 0

Plan ID:

Plan description: SSD90

Treatment Date: Oct 20 2015

Beam weighting mode: Absolute dose/MU

Beam Number  
1

Description	ap
Machine ID	06XVarian600
Collimator	Asym
Setup/Dist (cm)	SAD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	89.7/89.6
Field Size at Isocenter	
Field Size (cm)	LW/RW 5.0/5.0
Field Size (cm)	UL/LL 5.0/5.0
Coll. Eq. Square (cm)	10.00
Gantry/Coll angle (deg)	0/0
Couch (deg)	0
Isocenter/Beam entry	Iso
X, Y, Z(cm)	0.05/-27.15/-0.09
Calc algorithm	Superposition
Weight (Gy)/No. fractions	0.810/1
X, Y, Z (cm)	0.05/-27.15/0.35
Defined at	Def.depth fld.ctr.
Depth; skin (cm)	10.0
Effective; skin (cm)	10.1
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF (0)
At depth	1.301
At effective	1.301
PSCF(0) / PSCF(ec)	0.768/1.000
Dose Output	0.00805 (Gy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/99.6
Ref. Depth or Dmax(cm)	10.0
Tray Factor (composite)	1.000
Min or MU(open/wdg)	99.82 (MU)
Integer MU(open/wdg)	100

### Interest Point Doses

Patient ID: ptw191015

Name: ptw,rw3

Studyset ID: CT1 (image)

Description: RT^RTTHORAX (Adult)

Plan ID:

Description: SSD90

Interest Point Number	Interest Point Description/Location (cm)	Interest Point Dose Contribution By Beam (Gy)	Total Dose (Gy)
1	1 (0.05, -27.15, -0.09)	0.789	0.789
2	2 (0.05, -27.15, 8.50)	1.230	1.230

Doze su izračunate i pomoću PDD, TMR i Scp tablica dobijenih relativnim dozimetrijskim merenjima koja su izvšena na institutu, koje se koriste za kalkulaciju terapijskih doza, a obračun se nalazi u prilogu br 2. Ove tablice važe za vodeni, homogeni i izotropni fantom.

Rezultati se nalaze u sledećim tabelama.

- SSD = 100 cm**

Fantom	$N_{D,W}$	$k_{Q,QQ}$	$k_{T,P}$	očitavanje sa elektrometra [nC]		$D_{exp}$ [Gy]	$D_{tablice}$ [Gy]	$D_{TPS}$ [Gy]
thorax LFC 002 (CIRS)	4.824	0.996	1.009	M1:	13.94	0.676	0.678	
				M2:	13.93			
				M3:	13.94			
				$M_{sr}$	<b>13.94</b>			
RW3 fantom (PTW)	1.008	0.996	1.008	M1:	13.78	0.667	0.672	0.658
				M2:	13.77			
				M3:	13.78			
				$M_{sr}$	<b>13.78</b>			
vodeni fantom	1.006	0.996	1.006	M1:	13.94	0.668	-	
				M2:	13.96			
				M3:	13.88			
				$M_{sr}$	13.93			

Fantom	$M_{voda}/M$	$M_{voda}-M/M_{voda}$
thorax LFC 002 (CIRS)	0.999	0.1%
RW3 fantom (PTW)	1.011	1.1%

Fantom	$D_{tab}/D_{exp}$	$D_{tab}-D_{exp}/D_{tab}$	$D_{TPS}/D_{exp}$	$D_{TPS}-D_{exp}/D_{TPS}$	$D_{rac}/D_{tab}$	$D_{TPS}-D_{tab}/D_{TPS}$
thorax LFC 002 (CIRS)	0.994	0.6%	1.003	0.3%	1.009	0.9%
RW3 fantom (PTW)	1.007	0.7%	0.986	1.4%	0.979	2.1%

**SSD = 90 cm**

Fantom	N <sub>D,W</sub>	k <sub>Q,Q0</sub>	k <sub>T,P</sub>	Očitavanje sa elektrometra [nC]		D <sub>exp</sub>	D tablica	D <sub>TPS</sub>
thorax LFC 002 (CIRS)	4.824	0.996	1.009	M1:	16.70	0.809		0.812
				M2:	16.69			
				M3:	16.69			
				M <sub>sr</sub>	<b>16.69</b>			
RW3 fantom (PTW)		1.008		M1:	16.52	0.800	0.799	0.789
				M2:	16.52			
				M3:	16.52			
				M <sub>sr</sub>	<b>16.52</b>			
vodeni fantom		1.006		M1:	-	-		-
				M2:	-			
				M3:	-			
				M <sub>sr</sub>	-			

Fantom	D tab / D <sub>exp</sub>	D <sub>tab</sub> -D <sub>exp</sub> /D <sub>tab</sub>	D <sub>TPS</sub> /D <sub>exp</sub>	D <sub>TPS</sub> -D <sub>exp</sub> /D <sub>TPS</sub>	D <sub>TPS</sub> /D <sub>tab</sub>	D <sub>TPS</sub> -D <sub>tab</sub> /D <sub>TPS</sub>
thorax LFC 002 (CIRS)	0.987	1.3%	1.004	0.4%	1.016	1.6%
<hr/>						
RW3 fantom (PTW)	0.999	0.1%	0.986	1.4%	0.987	1.3%

Za fantome Thorax LFC 002 i RW3 takođe je napravljen radni list.

- Thorax LFC 002

Korisnik:	Institut za onkologiju Sremska Kamenica	datum:	8.10.2015
<b>1. Jonizaciona komora i elektrometar</b>			
Model jonizacione komore:	FC-65G	serijski broj:	452
Zid komore	materijal: grafit	debljina:	0.073 g/cm <sup>2</sup>
Fantom	materijal: Thorax LFC 002		
Kalibracioni faktor apsorbovane doze za vodu $N_{D,w,Q_0}$ :	4.824	cGy/nC	
Kalibraciona laboratorijska:	Vinča	Datum:	1.6.2012.
Model elektrometra:	Welchofer DOSE 1	Serijski broj:	7392
<b>2. Terapijski uredaj i referentni uslovi za određivanje <math>D_{wq}</math></b>			
Akcelerator:	Varian Clinac 600DBX	Nominalni potencijal:	6 MV
Kvalitet snopa Q (TPR 20,10):	0.666		
Referentna veličina polja:	10 x 10 cm x cm		
Referentno rastojanje:	100 cm	Referentni fantom:	voda
Referentna dubina $Z_{ref}$ :	10 g/cm <sup>2</sup>	Postavka:	SSD
<b>3. Očitavanja sa elektrometra i korekcije</b>			
Nekorigovano očitavanje :	+300V	M <sub>1</sub> =	13.94
	+300V	M <sub>2</sub> =	13.93
ti= 1 min ( 100 MU)	+300V	M <sub>3</sub> =	13.94
	Srednja vrednost očitavanja:	M <sup>0</sup> =	13.94 nC
i) Pritisak P:	101.2 kPa	$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} \frac{P_0}{P} =$	1.009
Temperatura T:	22.2 °C		

Relativna razlika očitavanja između vodenog fantoma i Thorax LFC 002 je 0.1%. Da bi smo dobili očekivanu vrednost očitavanja za Thorax LFC 002 potrebno je očekivanu vrednost očitavanja sa vodenog fantoma umanjiti za faktor  $k_{voda-thorax} = 0,999$ . Kada uzimamo očekivanu vrednost za vodu potrebno je uzeti u obzir da su temperatura i pritisak u bunkeru bili drugačiji za vreme merenja na oba fantoma, te je potrebno preračunati očekivanu vrednost za vodu sa korekcionim faktorom  $k_{T,P} = 1,009$ .

$$\begin{aligned} \text{Očekivano očitavanje za vodu: } & 13.87 \text{ nC} \\ \text{Očekivano očitavanje za thorax: } & 13.88 \text{ nC} \\ M_{\text{thorax}} = M_{\text{voda}} / 0.999 \end{aligned}$$

Dakle, očekivana vrednost očitavanja u slučaju thorax fantoma je 13.88 nC. Razlika između korigovane i očitane vrednosti je 0,4%.

- RW3

Korisnik: Institut za onkologiju Sremska Kamenica datum: 8.10.2015

1. Ionizaciona komora i elektrometar			
Model ionizacione komore:	FC-65G	serijski broj:	452
Zid komore	materijal:	grafit	debljina: 0.073 g/cm <sup>2</sup>
Fantom	materijal:	RW3	
Kalibracioni faktor apsorbovane doze za vodu $N_{D,W,Q_0}$ :	4.818	cGy/nC	
Kalibraciona laboratorija:	Vinča	Datum:	1.6.2012.
Model elektrometra:	Welchofer DOSE 1	Serijski broj:	7392
2. Terapijski uredaj i referentni uslovi za odredjivanje $D_{wq}$			
Akcelerator:	Varian Clinac 600DBX	Nominalni potencijal:	6 MV
Kvalitet snopa Q (TPR 20,10):	0.666		
Referentna veličina polja:	10 x 10 cm x cm		
Referentno rastojanje:	100 cm	Referentni fantom:	voda
Referentna dubina $z_{ref}$ :	10 g/cm <sup>2</sup>	Postavka:	SSD
3. Očitavanja sa elektrometra i korekcije			
Nekorigovano očitavanje :	+300V	M <sub>1</sub> =	13.78
	+300V	M <sub>2</sub> =	13.77
t <sub>i</sub> = 1 min ( 100 MU)	-300V	M <sub>3</sub> =	13.78
		M <sup>0</sup> =	13.78 nC
i) Pritisak P:	101.3 kPa	$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} \frac{P_0}{P} =$	
Temperatura T:	22.15 °C		1.008

Kod RW3 fantoma relativna razlika očitavanja je 0,011 te korekcionii faktor za koji treba umanjiti očekivano očitavanje za vodu ima vrednost  $k_{voda-RW3} = 1,011$ . Očekivanu vrednost za vodu treba preračunati pomoću faktora  $k_{T,P} = 1,008$ .

$$\begin{aligned} \text{Očekivano očitavanje za vodu: } & 13.88 \text{ nC} \\ \text{Očekivano očitavanje za thorax: } & 13.73 \text{ nC} \\ M_{RW3} = M_{voda} / 1.011 & \end{aligned}$$

Dakle, očekivana vrednost očitavanja u slučaju RW3 fantoma je 13.73 nC. Razlika između očekivane i očitane vrednosti je 0,4%.

Korekcionii faktor za RW3 se za 0,3% razlikuje od korekcionog faktora izračunatog pomoću masenih energetskih apsorpcionih koeficijenata vode i RW3 i odnosa zaustavnih moći, koji iznosi  $k_{voda-RW3} = 1,008$  [13]. Merenja ionizacionim komorama izvršena su pod istim uslovima, na 10 cm dubine u fantomima, SSD = 100 cm i veličina polja 10 x 10 cm<sup>2</sup>.

## 4. ZAKLJUČAK

Apsolutna dozimetrijska merenja moraju biti izvršena sa visokim nivoom preciznosti i pouzdanosti jer celokupan dalji rad linearog akceleratora zavisi od toga. Kada uređaj isporuči određenu dozu pacijentu, vreme zračenja je određeno brojem monitorskih jedinica koje odgovaraju datoj dozi, i to tako da 1 MU odgovara dozi od 1 cGy koja se isporuči vodenom fantomu na dubini maksimuma doze na centralnoj osi sa veličinom polja  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  na SSD rastojanju 100 cm. Kao konačan rezultat apsolutnih dozimetrijskih merenja dobija se vrednost očitavanja sa elektrometra koje odgovara dozi od 1 cGy na dubini maksimuma za 1 MU pri referentnim uslovima. U toku daljeg rada uređaja, doze koje se isporučuju pacijentima biće dostavljene sa nivoom preciznosti sa kojom je absolutna dozimetrija izvršena.

Merenjem u vodenom fantomu dobijena je očekivana vrednost očitavanja elektrometra, koja odgovara 1 Gy na dubini maksimuma u vodi za energiju od 6 MV. Merenjima u druga dva fantoma pod istim uslovima i komparacijom rezultata dobijeni su korekcioni faktori za koje treba umanjiti očekivano očitavanje vodenog fantoma. Krajnji rezultat je očekivano očitavanje za dati fantom. U ovom radu zbog tehničkih nemogućnosti izvršen je samo jedan set merenja. Da bi se dobijeni korekcioni faktori primenili u kliničkoj praksi potrebno je izvršiti najmanje 20 merenja u različitim ambijentalnim uslovima, te uzeti srednju vrednost korekcionih faktora.

PRILOG BR. 1



INSTITUT ZA NUKLEARNE NAUKE "VINČA"

Laboratorija za zaštitu od zračenja i zaštitu životne  
sredine "ZAŠTITA"

Laboratorija za radijaciona merenja  
Laboratorija za etaloniranje



02-036

АКРЕДИТОВАНА  
ЛАБОРАТОРИЈА  
ЗА ЕТАЛОНИРАЊЕ  
SRPS ISO/IEC 17025:2006

UVERENJE O ETALONIRANJU

Broj 133/12

**Podnositac zahteva** Institut za onkologiju Vojvodine, Institutski put 4, Sremska Kamenica

**Korisnik uredjaja** Institut za onkologiju Vojvodine, Institutski put 4, Sremska Kamenica

**Vrsta uredjaja** Jonizaciona komora sa elektrometrom

**Proizvodač, tip i serijski broj** SCANDITRONIX, Farmer Chamber 0.65 cm<sup>3</sup> S/N: 451 + elektrometar Dose1 Wellhofer S/N: 7392

**Merni opseg,  
rezolucija**

**Metoda etaloniranja** Metodom poređenja prema IAEA TRS 398

**Broj zapisnika o etaloniranju** 338/12

**Uslovi okoline** Temperatura: 19.3 °C Relativna vlažnost 60 % Pritisak 1005 mbar

**Metrološka sledivost** Za etaloniranje korišćen merni sklop - jonizaciona komora PTW 32012 s/b 0172 sa elektrometrom PTW UNIDOS s/b: 20756 koji ima sledljivost do metrološke laboratorije IAEA u Beču

**Rezultati etaloniranja** Rezultati etaloniranja dati na strani 2

**Datum etaloniranja** 30.5.2012

**Datum izdavanja** 30.5.2012

Etalonirao

Đorđe Lazarević, dipl. ing. el.



Rukovodilac LRM

Mr. Milojko Kovačević

**REZULTATI MERENJA****1. Uslovi merenja**

Fantom: voda

Veličina polja: 10 cm x 10 cm

SSD (rastojanje izvor-fantom): 100 cm

z (dubina merne tačke u fantomu): 5 cm

Vreme merenja: 60 s

Referentna ionizaciona komora: PTW-30012 S/N: 0172

Korisnička ionizaciona komora: FC65-G S/N:451

**2. Rezultati merenja**

Polje zračenja	Referentna vrednost apsorbovane doze u vodi $D_w^{ref}$ [mGy]	Pokazivanje korisničke komore Q [nC]	$N_{D,w}$ [mGy/nC]
$^{60}\text{Co}$	213.3	4.427	<b>48.18</b>

Merna nesigurnost referentnih vrednosti je 1.1 % i određena je sa nivoom poverenja od 95 %.

Kraj uverenja o etaloniranju

Bez posebnog odobrenja MDL, ovo uverenje se sme umnožavati isključivo u celosti

## PRILOG BR. 2

Računske vrednosti apsorbovane doze određene su na sledeće način:

Broj monitorskih jedinica koji je potreban da se doza D dostavi na dubini d za određenu veličinu polja i rastojanje od izvora do površine fantoma je:

$$MU = \frac{D*100}{PDD * \dot{D}} \quad (8.3)$$

Odakle dobijamo dostavljenu dozu:

$$D = \frac{MU * PDD * \dot{D}}{100} \quad (8.4)$$

Gde  $\dot{D}$  predstavlja brzinu doze i računa se kao:

$$\dot{D} = CRF * Sc, p * \left( \frac{SCD}{SSD + d_e} \right)^2 \quad (8.5)$$

CRF je faktor klina i u ovom slučaju je 1

Faktor Sc,p se očitava iz tablice u prilogu br. 4

$d_e$  je dubina maksimuma doze i za 6 MeV-a iznosi 1,5 cm

SCD je rastojanje od izvora do komore i za 6 MeV-a iznosi 101,5 cm

a)  $SSD = 100$  cm

PDD se očitava direktno iz tablice u prilogu 3, a  $\dot{D} = Sc, p$

$$MU = 100$$

$$PDD = 67,2 \%$$

$$Sc, p = 1$$

$$D = \frac{100 * 0,672 * 1}{100} = 0,672 \frac{Gy}{MU}$$

b)  $SSD = 90$  cm

U pitanju je izocentrična postavka (  $SSD \neq 100$  ) te se PDD računa pomoću formule:

$$PDD = \left( \frac{SSD + d_e}{SSD + d} \right)^2 * TMR * 100 \quad (8.6)$$

TMR se očitava iz tablice u prilogu br. 5.

$d_e = 1,5 \text{ cm}$

$d = 10 \text{ cm}$

$TMR = 0,781$

$PDD = 65,4 \%$

$Sc,p$  se očitava za ekvivalentno polje na površini fantoma koje iznosi  $9 \text{ cm} \times 9 \text{ cm}$

$Sc,p = 0,993$

$$D = \frac{100 * 0,654 * 1,222}{100} = 0,799 \frac{Gy}{MU}$$

PRILOG BR. 3



INSTITUT ZA ONKOLOGIJU  
ZAVOD ZA RADIOTERAPIJU  
21 204 Sremska Kamenica, Institutski put 4.  
Tel: +381 (021) 480 5642, Fax: +381 (021) 6613 741

**06X - Varian Clinac 600 DBX**  
**Procentna dubinska doza -**

Dubina (cm)	Veličina polja (cm x cm)															
	1x1	2x2	4x4	5x5	6x6	7x7	8x8	9x9	10x10	12x12	15x15	20x20	25x25	30x30	35x35	40x40
0.0	28.0	29.0	30.0	31.0	32.3	33.5	35.2	36.8	38.5	39.8	40.5	45.0	48.0	52.0	55.1	58.0
0.5	75.4	72.9	72.7	73.1	73.5	73.9	74.3	74.7	75.1	77.1	78.7	81.0	83.1	85.2	85.7	86.7
1.0	98.3	96.8	96.4	96.3	96.5	96.8	96.8	96.9	97.0	97.5	97.8	98.4	98.9	99.1	99.3	99.2
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	100.0	###
2.0	98.0	98.7	99.3	99.0	99.0	99.0	99.1	99.1	99.2	99.1	99.0	98.9	98.8	98.6	98.8	99.0
3.0	91.7	93.2	94.4	94.6	94.8	95.0	95.1	95.2	95.2	95.2	95.4	95.4	95.4	95.5	95.3	95.7
4.0	86.3	88.1	89.4	89.7	90.0	90.3	90.5	90.7	90.9	91.2	91.3	91.6	91.7	91.9	92.0	92.2
5.0	80.5	82.3	84.3	84.9	85.3	85.7	86.0	86.3	86.6	87.1	87.5	87.9	88.1	88.3	88.6	88.8
6.0	75.5	77.2	79.5	80.1	80.9	81.6	81.9	82.3	82.6	83.0	83.7	84.1	84.5	84.7	85.0	85.4
7.0	70.7	72.5	74.9	75.8	76.5	77.3	77.7	78.1	78.5	79.3	79.8	80.7	81.1	81.5	81.7	82.2
8.0	66.4	68.1	70.6	71.6	72.5	73.3	73.8	74.3	74.8	75.5	76.2	77.2	77.7	78.2	78.4	78.9
9.0	62.2	63.6	66.4	67.4	68.2	69.1	69.7	70.4	71.0	71.7	72.7	73.6	74.3	74.7	75.3	75.7
10.0	58.3	59.6	62.3	63.5	64.4	65.3	66.0	66.6	67.2	68.1	69.2	70.2	71.0	71.6	72.1	72.5
11.0	54.5	56.0	58.7	59.8	60.7	61.7	62.3	63.0	63.6	64.8	65.9	67.2	68.0	68.4	69.0	69.5
12.0	51.2	52.6	55.3	56.2	57.2	58.3	59.0	59.6	60.3	61.6	62.7	64.1	64.9	65.7	66.2	66.6
13.0	47.9	49.3	51.9	53.0	54.0	55.0	55.8	56.5	57.3	58.3	59.7	61.1	61.9	62.7	63.3	63.8
14.0	44.9	46.2	48.7	49.8	50.8	51.8	52.5	53.3	54.0	55.2	56.5	58.2	59.1	59.8	60.5	61.0
15.0	42.2	43.4	45.8	46.8	47.9	48.9	49.6	50.3	51.0	52.2	53.7	55.2	56.3	57.0	57.7	58.3
16.0	39.5	40.6	43.0	44.0	45.0	46.0	46.8	47.5	48.3	49.6	50.9	52.5	53.6	54.4	55.1	55.8
17.0	37.1	38.3	40.5	41.5	42.5	43.5	44.2	44.9	45.7	47.0	48.4	50.0	51.2	52.0	52.8	53.4
18.0	34.9	36.0	38.1	39.0	40.0	41.0	41.7	42.4	43.1	44.4	45.9	47.6	48.8	49.7	50.3	50.9
19.0	32.9	33.8	35.8	36.9	37.8	38.7	39.4	40.1	40.7	42.0	43.6	45.2	46.5	47.4	48.1	48.6
20.0	30.8	31.7	33.7	34.7	35.6	36.4	37.1	37.8	38.5	39.8	41.3	43.0	44.3	45.2	45.9	46.4
21.0	28.8	29.9	31.8	32.5	33.5	34.4	35.1	35.8	36.5	37.8	39.1	40.9	42.2	43.0	43.8	44.4
22.0	27.1	28.0	30.0	30.7	31.6	32.5	33.2	33.9	34.5	35.7	37.2	39.0	40.1	41.1	41.7	42.4
23.0	25.5	26.4	28.1	28.9	29.8	30.7	31.3	32.0	32.6	33.9	35.3	37.0	38.2	39.2	39.9	40.5
24.0	23.8	24.9	26.5	27.3	28.1	28.9	29.5	30.2	30.8	32.0	33.4	35.1	36.4	37.3	38.0	38.5
25.0	22.4	23.4	24.9	25.7	26.5	27.2	27.9	28.5	29.2	30.3	31.7	33.4	34.6	35.5	36.2	36.7
26.0	21.1	21.9	23.5	24.2	25.0	25.7	26.4	27.0	27.7	28.7	30.1	31.7	32.8	33.8	34.5	35.1
27.0	19.9	20.7	22.2	22.9	23.6	24.3	24.9	25.5	26.1	27.2	28.5	30.1	31.3	32.2	32.9	33.5
28.0	18.8	19.6	20.9	21.5	22.2	22.9	23.5	24.1	24.7	25.8	26.9	28.6	29.9	30.7	31.4	32.0
29.0	17.5	18.4	19.7	20.4	21.1	21.7	22.3	22.8	23.4	24.4	25.6	27.2	28.4	29.3	29.9	30.5
30.0	16.6	17.3	18.7	19.3	19.9	20.6	21.1	21.7	22.2	23.2	24.5	26.0	27.1	28.0	28.6	29.3

PRILOG BR. 4



INSTITUT ZA ONKOLOGIJU  
ZAVOD ZA RADIOTERAPIJU  
21 204 Sremska Kamenica, Institutski put 4.  
Tel: +381 (021) 4805643, Fax: +381 (021) 6613

*06 X - Varian Clinac 600 DBX  
Scp, SSD 100 cm, dmax*

Polje A	Scp	Polje A	Scp	Polje A	Scp	Polje A	Scp
4,0	0,936	7,0	0,975	10,0	1,000	20,0	1,045
4,1	0,938	7,1	0,976	10,2	1,001	20,5	1,047
4,2	0,939	7,2	0,977	10,4	1,003	21,0	1,048
4,3	0,941	7,3	0,978	10,6	1,004	21,5	1,050
4,4	0,942	7,4	0,979	10,8	1,005	22,0	1,051
4,5	0,944	7,5	0,980	11,0	1,006	22,5	1,052
4,6	0,945	7,6	0,981	11,2	1,007	23,0	1,054
4,7	0,947	7,7	0,982	11,4	1,009	23,5	1,055
4,8	0,948	7,8	0,983	11,6	1,010	24,0	1,056
4,9	0,950	7,9	0,984	11,8	1,011	24,5	1,058
<b>5,0</b>	<b>0,951</b>	<b>8,0</b>	<b>0,985</b>	<b>12,0</b>	<b>1,012</b>	<b>25,0</b>	<b>1,059</b>
5,1	0,952	8,1	0,986	12,3	1,014	25,5	1,060
5,2	0,954	8,2	0,987	12,5	1,015	26,0	1,061
5,3	0,955	8,3	0,988	12,8	1,016	26,5	1,062
5,4	0,956	8,4	0,988	13,0	1,017	27,0	1,063
5,5	0,958	8,5	0,989	13,3	1,019	27,5	1,064
5,6	0,959	8,6	0,990	13,7	1,021	28,0	1,065
5,7	0,960	8,7	0,991	14,0	1,022	28,5	1,066
5,8	0,962	8,8	0,992	14,3	1,024	29,0	1,067
5,9	0,963	8,9	0,992	14,7	1,026	29,5	1,068
<b>6,0</b>	<b>0,964</b>	<b>9,0</b>	<b>0,993</b>	<b>15,0</b>	<b>1,027</b>	<b>30,0</b>	<b>1,069</b>
6,1	0,965	9,1	0,994	15,5	1,029	31,0	1,071
6,2	0,966	9,2	0,995	16,0	1,031	32,0	1,072
6,3	0,968	9,3	0,995	16,5	1,033	33,0	1,074
6,4	0,969	9,4	0,996	17,0	1,035	34,0	1,075
6,5	0,970	9,5	0,997	17,5	1,037	35,0	1,076
6,6	0,971	9,6	0,997	18,0	1,039	36,0	1,077
6,7	0,972	9,7	0,998	18,5	1,040	37,0	1,078
6,8	0,973	9,8	0,999	19,0	1,042	38,0	1,078
6,9	0,974	9,9	0,999	19,5	1,043	40,0	1,078

PRILOG BR 5



**INSTITUT ZA ONKOLOGIJU**  
**ZAVOD ZA RADIOTERAPIJU**  
 21 204 Sremska Kamenica, Institutski put 4.  
 Tel: +381 (021) 480 5642, Fax: +381 (021) 6613 741

**06X - Varian Clinac 600 DBX**  
*Tissue Maximum Ratio TMR(d,B)*

Dubina (cm)	Veličina polja (cm x cm)															
	1x1	2x2	4x4	5x5	6x6	7x7	8x8	9x9	10x10	12x12	15x15	20x20	25x25	30x30	35x35	40x40
0.0	0.435	0.282	0.291	0.301	0.313	0.325	0.341	0.358	0.373	0.386	0.393	0.437	0.466	0.505	0.535	####
0.5	0.702	0.715	0.711	0.716	0.721	0.725	0.729	0.732	0.735	0.755	0.771	0.794	0.815	0.834	0.840	####
1.0	0.963	0.958	0.953	0.954	0.956	0.958	0.959	0.959	0.959	0.964	0.969	0.974	0.979	0.981	0.983	####
1.5	1.000	1.000	0.998	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	####
2.0	0.992	0.996	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.997	0.996	0.997	####
3.0	0.953	0.959	0.970	0.974	0.976	0.978	0.978	0.979	0.979	0.980	0.981	0.982	0.982	0.983	0.982	####
4.0	0.913	0.920	0.936	0.941	0.944	0.947	0.949	0.950	0.952	0.955	0.958	0.960	0.962	0.964	0.965	####
5.0	0.869	0.878	0.898	0.907	0.911	0.915	0.918	0.920	0.923	0.929	0.934	0.938	0.941	0.944	0.947	####
6.0	0.831	0.839	0.863	0.871	0.878	0.886	0.890	0.894	0.897	0.902	0.909	0.915	0.919	0.922	0.925	####
7.0	0.794	0.802	0.827	0.838	0.846	0.854	0.860	0.864	0.868	0.876	0.883	0.893	0.898	0.903	0.906	####
8.1	0.757	0.765	0.793	0.806	0.815	0.824	0.830	0.835	0.841	0.849	0.858	0.869	0.876	0.881	0.885	####
9.0	0.723	0.731	0.759	0.772	0.781	0.790	0.797	0.804	0.811	0.820	0.831	0.843	0.852	0.858	0.863	####
10.0	0.690	0.697	0.723	0.738	0.750	0.760	0.767	0.773	0.781	0.792	0.804	0.818	0.828	0.836	0.842	####
11.0	0.658	0.665	0.693	0.707	0.718	0.728	0.737	0.743	0.751	0.764	0.779	0.795	0.806	0.814	0.819	####
12.0	0.629	0.635	0.664	0.677	0.687	0.699	0.708	0.715	0.723	0.737	0.753	0.770	0.782	0.792	0.800	####
13.0	0.601	0.606	0.634	0.648	0.659	0.671	0.680	0.688	0.697	0.711	0.727	0.747	0.759	0.769	0.777	####
14.0	0.572	0.578	0.605	0.618	0.630	0.641	0.651	0.659	0.668	0.683	0.700	0.721	0.736	0.746	0.754	####
15.0	0.547	0.552	0.576	0.591	0.602	0.614	0.625	0.632	0.640	0.655	0.674	0.696	0.711	0.723	0.731	####
16.0	0.521	0.527	0.550	0.564	0.575	0.587	0.597	0.606	0.615	0.631	0.650	0.672	0.688	0.700	0.710	####
17.0	0.497	0.503	0.527	0.540	0.552	0.563	0.573	0.581	0.590	0.606	0.626	0.649	0.667	0.680	0.689	####
18.0	0.475	0.480	0.504	0.516	0.527	0.539	0.549	0.557	0.565	0.580	0.602	0.626	0.645	0.659	0.669	####
19.0	0.454	0.458	0.481	0.493	0.505	0.516	0.525	0.534	0.542	0.558	0.579	0.604	0.622	0.637	0.648	####
20.0	0.434	0.437	0.459	0.472	0.483	0.493	0.502	0.511	0.519	0.536	0.557	0.582	0.602	0.617	0.628	####
21.0	0.414	0.419	0.440	0.451	0.460	0.471	0.481	0.490	0.499	0.515	0.536	0.561	0.581	0.597	0.607	####
22.0	0.395	0.399	0.420	0.433	0.441	0.452	0.461	0.470	0.478	0.494	0.515	0.542	0.563	0.576	0.588	####
23.0	0.377	0.382	0.401	0.412	0.422	0.432	0.441	0.450	0.458	0.473	0.496	0.521	0.542	0.557	0.569	####
24.0	0.359	0.364	0.383	0.394	0.404	0.413	0.422	0.430	0.438	0.454	0.475	0.501	0.522	0.537	0.549	####
25.0	0.343	0.347	0.366	0.376	0.386	0.395	0.403	0.412	0.420	0.435	0.456	0.482	0.503	0.518	0.531	####
26.0	0.328	0.331	0.350	0.360	0.369	0.378	0.386	0.394	0.403	0.419	0.439	0.464	0.485	0.500	0.512	####
27.0	0.314	0.317	0.335	0.345	0.354	0.363	0.371	0.379	0.386	0.400	0.420	0.447	0.467	0.482	0.495	####
28.0	0.301	0.303	0.321	0.329	0.337	0.346	0.354	0.362	0.370	0.384	0.404	0.428	0.449	0.466	0.479	####
29.0	0.287	0.290	0.307	0.316	0.324	0.332	0.340	0.348	0.355	0.369	0.388	0.413	0.433	0.450	0.463	####
30.0	0.274	0.277	0.296	0.304	0.311	0.319	0.326	0.334	0.341	0.355	0.373	0.400	0.420	0.435	0.447	####

## LITERATURA:

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy : An International Code of Practice for Dosimetry based on Standard of Absorbed Dose to Water (IAEA TRS-398 ), IAEA 2006
- [2] Ervin B. Podgorsak, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2005
- [3] Frank Herbert Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA
- [4] Faiz M. Khan, Physics of Radiation Therapy, Third Edition, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS
- [5] Harold Elford Johns, The Physics of Radiology, Fourth Edition, CHARLES C. THOMAS·Publisher·Springfield·Illinois·USA
- [6] James E. Turner, Atoms, Radiation and Radiation Protection, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA
- [7] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams (Technical Report 277 ) IAEA
- [8] AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams
- [9] Scanditronix Wellhofer, User manual, Farmer Type Chamber FC65-G
- [10] Scanditronix Wellhofer, User Guide for the WP34 Water Phantom
- [11] PTW, Instruction Manual RW3 Slab Phantom T29672 and T40006.1.001
- [12] CIRS, IMRT Phantoms, User Guide
- [13] Katrina Y. T. Seet, Peta M. Hanlon , Paul H. Charles, Determination of RW3-to-water mass-energy absorption coefficient ratio for absolute dosimetry, Australas Phys Eng Sci Med (2011) 34:553–558
- [14] <http://www.iba-dosimetry.com/>
- [15] <http://www.rpdinc.com/dose-1-electrometer-1009.html>
- [16] <http://www.cirsinc.com/products/modality/12/imrt-thorax-phantom/>
- [17] [http://www.ptw.de/acrylic\\_and\\_rw3\\_slab\\_phantoms0.html](http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html)
- [18] <http://www.rpdinc.com/scanditronix-wellhofer-farmer-type-chamber-fc65-g-984.html>
- [19] <https://www.iaea.org/>

## BIOGRAFIJA

Rodjena 10.12.1991. u Vrbasu.

2010. završila vrbašku gimnaziju „Žarko Zrenjanin“ i upisala osnovne studije medicinske fizike na Prirodno – matematičkom fakultetu u Novom Sadu.

2014. godine diplomirala i upisala master studije medicinske fizike.

2015. radila kao profesor fizike u vrbaškoj gimnaziji i nakon toga počela da volontira na Institutu za onkologiju u Sremskoj Kamenici.

UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

<i>Redni broj:</i> <b>RBR</b>	
<i>Identifikacioni broj:</i> <b>IBR</b>	
<i>Tip dokumentacije:</i> <b>TD</b>	Monografska dokumentacija
<i>Tip zapisa:</i> <b>TZ</b>	Tekstualni štampani materijal
<i>Vrsta rada:</i> <b>VR</b>	Master rad
<i>Autor:</i> <b>AU</b>	Orbović Radojka
<i>Mentor:</i> <b>MN</b>	doc. dr Borislava Petrović
<i>Naslov rada:</i> <b>NR</b>	Klinički protokol za određivanje apsorbovane doze u vodi i pomoću drugih fantoma u fotonskom snopu
<i>Jezik publikacije:</i> <b>JP</b>	srpski (latinica)
<i>Jezik izvoda:</i> <b>JI</b>	srpski/engleski
<i>Zemlja publikovanja:</i> <b>ZP</b>	Srbija i Crna Gora
<i>Uže geografsko područje:</i> <b>UGP</b>	Vojvodina
<i>Godina:</i> <b>GO</b>	2015
<i>Izdavač:</i> <b>IZ</b>	Autorski reprint
<i>Mesto i adresa:</i> <b>MA</b>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Fizički opis rada:</i> <b>FO</b>	4/61/26/10
<i>Naučna oblast:</i> <b>NO</b>	Medicinska fizika
<i>Naučna disciplina:</i>	Radioterapija
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i> <b>PO</b> <b>UDK</b>	Dozimetrija, apsorbovana doza, radioterapija
<i>Čuva se:</i> <b>ČU</b>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
<i>Važna napomena:</i> <b>VN</b>	Nema
<i>Izvod:</i> <b>IZ</b>	Primena IAEA TRS 398 protokola za kalibraciju fotonskog snopa u vodi i drugim raspoloživim fantomima ukazuje na mogućnost kalibracije doze i u fantomima od drugih materijala. Doza u sva tri korišćena fantoma upoređena je sa kalkulisanom dozom iz sistema za planiranje kao i dozom kalkulisanom pomoću tablica.

<i>Datum prihvatanja teme od NN veća: DP</i>	14.10.2015.
<i>Datum odbrane: DO</i>	28.10.2015.
<i>Članovi komisije: KO</i>	
<i>Predsednik:</i>	prof. dr Radomir Kobilarov
<i>član:</i>	doc. dr Jovana Nikolov
<i>član:</i>	prof. dr Miodrag Krmar

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

<i>Accession number:</i> <b>ANO</b>	
<i>Identification number:</i> <b>INO</b>	
<i>Document type:</i> <b>DT</b>	Monograph publication
<i>Type of record:</i> <b>TR</b>	Textual printed material
<i>Content code:</i> <b>CC</b>	Final paper
<i>Author:</i> <b>AU</b>	Orbović Radojka
<i>Mentor/comentor:</i> <b>MN</b>	doc.dr Borislava Petrović
<i>Title:</i> <b>TI</b>	Clinical protocol for absorbed dose determination in photon beam in water and other fantoms
<i>Language of text:</i> <b>LT</b>	Serbian (Latin)
<i>Language of abstract:</i> <b>LA</b>	English
<i>Country of publication:</i> <b>CP</b>	Serbia and Montenegro
<i>Locality of publication:</i> <b>LP</b>	Vojvodina
<i>Publication year:</i> <b>PY</b>	2015
<i>Publisher:</i> <b>PU</b>	Author's reprint
<i>Publication place:</i> <b>PP</b>	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Physical description:</i> <b>PD</b>	4/61/26/10
<i>Scientific field:</i> <b>SF</b>	Medical physics
<i>Scientific discipline:</i> <b>SD</b>	Radiotherapy
<i>Subject/ Key words:</i> <b>SKW</b> <b>UC</b>	Dosimetry, absorbed dose, radiotherapy
<i>Holding data:</i> <b>HD</b>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
<i>Note:</i> <b>N</b>	None
<i>Abstract:</i> <b>AB</b>	Implementation of IAEA TRS 398 protocol for calibration of photon beam in water and other phantoms implicate the possibility of dose calibration in phantoms made of different materials. Doses in all of three phantoms used in measurements are compared with dose calculated in treatment planning system and dose calculated from tables.

<i>Accepted by the Scientific Board:</i>	14.10.2015.
<b>ASB</b>	
<i>Defended on:</i>	28.10.2015.
<b>DE</b>	
<i>Thesis defend board:</i>	
<b>DB</b>	
<i>President:</i>	prof. dr Radomir Kobilarov
<i>Member:</i>	doc. dr Jovana Nikolov
<i>Member:</i>	prof. dr Miodrag Krmar