

УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ	
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ	
ПРИМЕРНО	23.09.2010
ОПРЕДЕЉЕНО	Б.Р.О.Ј.
0603	10/357



**UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO - МАТЕМАТИЧКИ  
ФАКУЛТЕТ  
ДЕПАРТАМЕНТ ЗА ФИЗИКУ**



Tamara Jovanović

**IAEA protokol TRS 398 za etaloniranje visokoenergetskih snopova  
fotona i elektrona**

-master rad-

Novi Sad, 2010

# Sadržaj

<b>Uvodna razmatranja</b>	4
<b>1 Izvori zračenja u raditerapiji</b>	6
1.1 Karakteristike snopova fotona za potrebe spoljašnje terapije	6
1.2 Snopovi fotona sa terapijskih akceleratora	9
1.2.1 Spektri zakočnog zračenja	12
1.3 Distribucija doze snopova fotona u tkivu	14
1.3.1 Parametri terapije fotonskim zračenjem	15
1.4 Distribucija doze snopova elektrona u tkivu	20
1.4.1 Specifikacija energije	22
1.5 Kvaliteti zračenja u radioterapiji	23
<b>2 Dozimetrijski principi i veličine</b>	25
2.1 Opis polja zračenja	25
2.2 Apsorpcija i transfer energije	26
2.3 Dozimetrijske veličine i jedinice relevantne za radioterapiju	28
2.4 Koeficijenti interakcije elektrona	29
2.4.1 Tipovi interakcije elektrona	29
2.4.2 Koncept zaustavnih moći	30
2.4.3 Restriktivne zaustavne moći	33
2.4 Koeficijenti interakcije fotona	35
2.4.1 Tipovi interakcije fotona	35
2.4.2 Definicija koeficijenata	36
2.5 Brag-Grejeva teorija šupljine	38
2.5.1 Spenser-Atiksova formulacija	40
2.5.2 Burlinova i Fanova teorija	41
<b>3 Etaloniranje snopova fotona i elektrona</b>	43
3.1 Jonometrijska metoda	44
3.1.1 Referentna dozimetrija jonizacionim komorama	45
3.1.2 Etaloniranje kliničkih snopova i merni lanac	46
3.2 Dozimetrijski sistem jonizacione komore	47

3.2.1 Fizičke karakteristike ionizacionih komora	47
3.2.2 Elektrometar i strujni integrator	50
3.2.3 Fantomi	51
3.2.4 Radioaktivni izvor za proveru stabilnosti odziva komore (check source)	53
<b>3.3 Korekcija odziva komore za uticajne veličine merenja</b>	<b>53</b>
3.3.1 Korekcija za gustinu vazduha	54
3.3.2 Efekat polariteta napona napajanja	55
3.3.3 Efekat napona napajanja	56
3.3.4 Struja curenja komore i uticaj drške komore	57
<b>3.4 Određivanje apsorbovane doze pomoću etalonirane ionizacione komore</b>	<b>58</b>
3.4.1 Formalizam dozimetrijskog protokola TRS 398	59
3.4.2 Odnos zaustavnih moći	62
3.4.3 Perturbacioni faktori	64
3.4.4 Merne nesigurnosti	66
<b>4 Primena dozimetrijskog protokola TRS 398 za etaloniranje kliničkih visokoenergetskih snopova - rezultati merenja i procena merne nesigurnosti</b>	<b>69</b>
4.1 Rezultati etaloniranja visokoenergetskih snopova fotona	70
4.2 Rezultati etaloniranja visokoenergetskih snopova elektrona	74
4.3 Interkomparacija ionizacionih komora	78
4.4 Procena merne nesigurnosti	85
<b>5 Zaključak</b>	<b>87</b>
<b>Literatura</b>	<b>88</b>



## **Uvodna razmatranja**

U lečenju malignih oboljenja, pored farmakološke i hirurške terapije, u primeni je i radioterapija. Ovom terapijom se propisanom dozom ionizujućeg zračenja uništavaju tumorske ćelije, sa ciljem lokalne kontrole bolesti i što veće poštede zdravih tkiva.

Oko 70 % pacijenata sa malignim tumorima leči se radioterapijom. Sterilizacija malignog procesa u ranim fazama cilj je radikalne terapije zračenjem, dok se kod uznapredovale bolesti primenjuje palijativna terapija, isključivo radi poboljšanja kvaliteta života i smanjenja bola.

U dozimetrijskom smislu, precizna isporuka apsorbovane doze ionizujućeg zračenja nalaže da proširena merna nesigurnost ne sme biti veća od  $\pm 5\%$  sa nivoom pouzdanosti od 95 % [1]. Međutim, težnja za optimalnim lečenjem prisutna je od samog začetka radioterapije (nakon otkrića X - zraka 1895. god. i radijuma 1898. god.), ali je bila čvrsto povezana sa razvojem tehnike.

Radioterapija podrazumeva komplementarni, timski, specijalistički rad radioterapeuta, radiofizičara, inženjera i tehničara. Imajući u vidu da se kvalitet terapijskog snopa izražava fizičkim parametrima, osnovni zadatak radiofizike je dozimetrijsko osposobljavanje radioterapijskih uređaja i dozimetrijska verifikacija metoda i tehnika zračenja pacijenata.

Da bi se postigao cilj terapije zračenjem, potrebno je da se distribucija doze unutar tkiva zna sa velikim stepenom preciznosti i tačnosti, što je moguće poznavanjem dozimetrijskih funkcija. One povezuju dozu u nekoj proizvoljnoj tački unutar pacijenta sa dozom u referentnoj tački merenja. Suština kliničke dozimetrije ogleda se u apsolutnim i relativnim merenjima efekata ionizacije u šupljini jonizacione komore (merila doze), pozicionirane u tkivu ekvivalentnom materijalu (fantomu) prema uslovima realizacije terapijskog tretmana.

Dozimetrijske funkcije se dobijaju relativnim merenjima pogodnim etaloniranim dozimetrima zračenja u tkivu ekvivalentnim materijalima, sa ciljem prenosa distribucije doze u fantomu na anatomske presek radi planiranja izodozne raspodele. Osnovna dozimetrijska veličina koja se dobija apsolutnim merenjem odziva merila je apsorbovana doza (jačina doze), tako da se vrši prenos izmerene doze u fantomu u zadatu tačku u volumenu mete, tj. verifikacija terapijske doze.

Osnovni izvori visokoenergetskog  $X$  zračenja u savremenoj radioterapiji su linearni akceleratori koji pokrivaju 90 % potreba radioterapije. Etaloniranje ovih snopova tj., određivanje apsorbovane doze na dubini maksimuma doze pod referentnim uslovima u vodi predstavlja cilj referentne kliničke dozimetrije. Sledivost merenja do primarnog etalona apsorbovane doze omogućuje se primenom nekog nacionalnog ili međunarodnog dozimetrijskog protokola u kome su, pored formalizma, date preporuke po pitanju dozimetrijske opreme i relativnih merenja.

Međunarodna agencija za atomsku energiju (IAEA, International Atomic Energy Agency) ima veoma značajnu ulogu u širenju i razvijanju mreže sekundarnih etalonskih laboratorija sa ciljem uspostavljanja dozimetrijskog lanca od primarnih etalona do terapijskih dozimetara. IAEA dozimetrijski protokol TRS (Technical Series Reports) 398 iz 2000.god. predstavlja formalizam određivanja apsorbovane doze u vodi u terapiji spoljašnjim zračenjem, zasnovan na etaloniranju terapijskih dozimetara za apsorbovanu dozu u vodi. Uvođenje etalona apsorbovane doze u vodi značajno smanjuje mernu nesigurnost etaloniranja visokoenergetskih snopova fotona i elektrona.

Ovaj rad daje uvid u teorijske i praktične aspekte dozimetrije visokoenergetskih snopova fotona i elektrona. Praktični aspekti se odnose na etaloniranje ovih snopova koristeći dozimetrijski protokol TRS 398.

U prvom poglavlju rada opisani su izvori zračenja u radioterapiji sa posebnim osvrtom na linearne akceleratore.

U drugom poglavlju prikazani su osnovni principi dozimetrije jonizujućeg zračenja.

Treće poglavje rada sadrži formalizam dozimetrijskog protokola TRS 398, kao i opis dozimetrijske opreme.

Implementacija pomenutog protokola u kliničku praksu na Odeljenju radioterapije Klinike za onkologiju Kliničkog centra Niš prikazana je u četvrtom poglavlju. Sledeći formalizam protokola urađena je interkomparacija plan paralelne ionizacione komore sa referentnom cilindričnom komorom korisnika u kvalitetu snopa elektrona nominalne energije 18 MeV.

U zaključku su sumirani rezultati merenja.

## **1 Izvori zračenja u raditerapiji**

Radioterapija (radijaciona onkologija ili terapijska radiologija) kao grana medicine koristi ionizujuće zračenje za tretman malignih bolesti. Inače, prema načinu primene, deli se na terapiju spoljašnjim i unutrašnjim zračenjem.

U terapiji spoljašnjim zračenjem (teleterapija ili transkutana) izvor ionizujućeg zračenja nalazi se na određenom rastojanju od pacijenta, dok je kod terapije unutrašnjim zračenjem (brahiterapija ili intrakavitarna) izvor u neposrednoj blizini tumora ili u samom tumoru.

Najzastupljenija vrsta ionizujućeg zračenja je fotonsko zračenje, zatim elektroni, dok se protoni, neutroni i teški joni sve više koriste poslednjih godina. Teleterapijske mašine sa radioaktivnim izvorom  $^{60}\text{Co}$ , ortovoltažne mašine i moderni linearni akceleratori, kao i mašine sa radionuklidima u brahiterapiji, predstavljaju izvore kliničkih snopova fotona.

Snopovi fotona i elektrona sa linearnih akceleratora<sup>1</sup> [2] opsega energija od (4 - 25) MeV, mogu se smatrati osnovnim načinom lečenja malignih bolesti.

### **1.1 Karakteristike snopova fotona za potrebe spoljašnje terapije [3]**

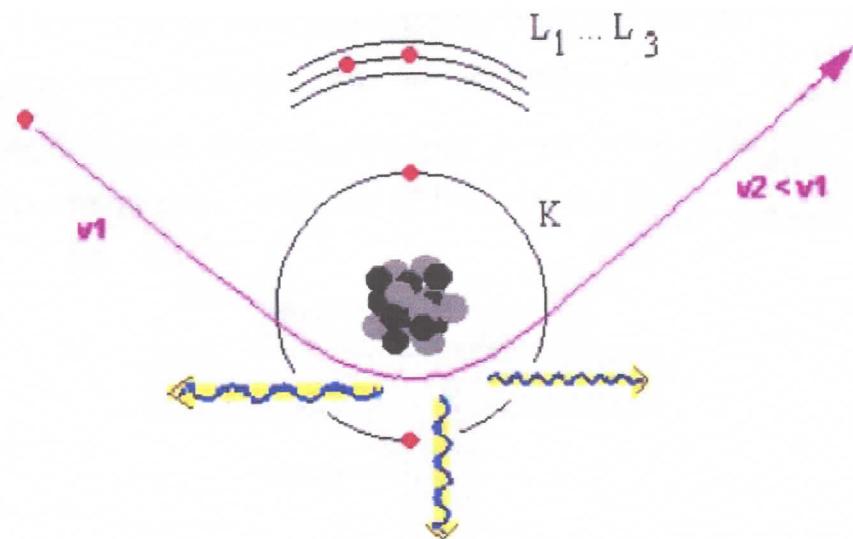
U terapiji spoljašnjim zračenjem koristi se fotonsko  $\gamma$  i  $X$  zračenje koje potiče iz radionuklida i atoma mete, respektivno. Izvori  $\gamma$  zraka su izotropni (nema favorizovanog pravca u distribuciji intenziteta fotona), dok mete za produkciju  $X$  zraka predstavljaju neizotropne izvore.

$X$  zračenje nastaje bombardovanjem mete ubrzanim elektronima. Brzi elektroni se usporavaju u električnom polju atomskog jezgra i dolazi do emisije zakočnog zračenja. Elektron i foton nastavljaju kretanje u pravcu koji je blizak početnom pravcu elektrona, i to je izraženije što je veća energija elektrona.

---

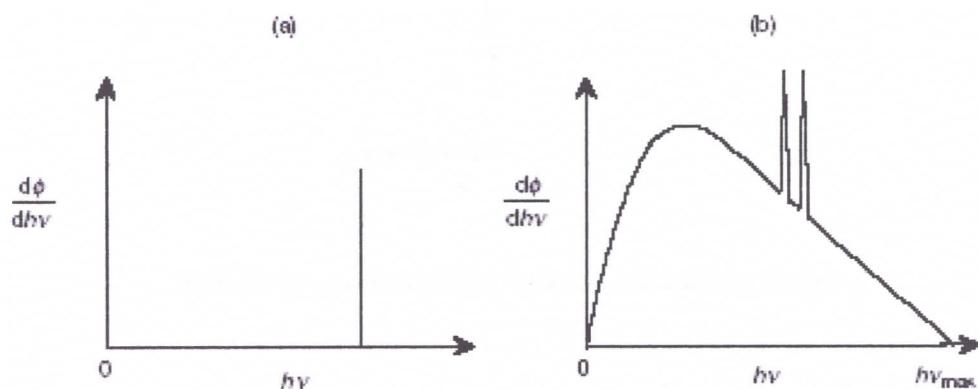
<sup>1</sup>

U daljem tekstu visokoenergetski snopovi



**Slika 1-1 Šematski prikaz produkcije zakočnog zračenja (Radiation physics and dosimetry, lecture 5, [www.physics.usyd.edu.au/~kuncic/lectures/RP5.pdf](http://www.physics.usyd.edu.au/~kuncic/lectures/RP5.pdf))**

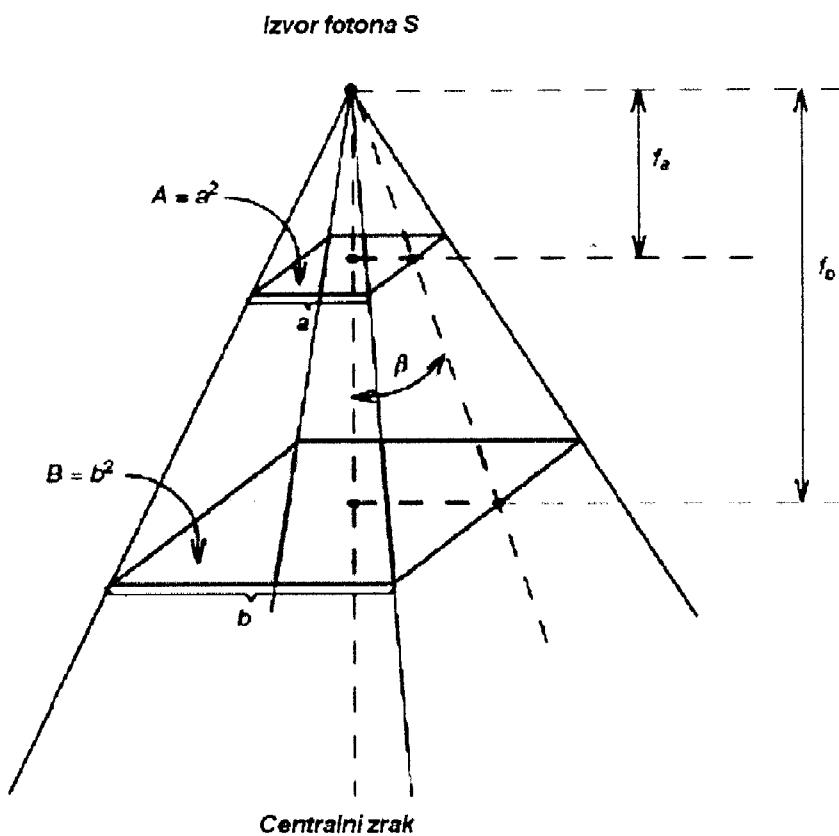
Sa stanovišta dozimetrije zračenja značajan je opis snopa fotona preko broja i energije svih fotona u spektru, ali i količine energije po jedinici mase sredine u kojoj on deponuje dozu (voda, vazduh ili biološko tkivo). Spektar fotona predstavlja broj fotona po jedinici intervala energije u zavisnosti od energije fotona tj., distribuciju fotona po energijama (slika 1-2). Spektar energija  $\gamma$  zraka je diskretan, a zakočnih kontinualan.



**Slika 1-2 Tipični spektri snopova fotona a) diskretan spaktar b) kontinualan spektar kilovolttnog snopa X zraka sa superponiranim diskretnim pikovima**

Svi fotoni u monoenergetskom uzanom snopu imaju istu energiju  $h\nu$ . U kontinualnom spektru zastupljene su sve energije fotona do maksimalne vrednosti  $h\nu_{\max}$  koja je jednaka maksimalnoj energiji upadnih elektrona. Ponašanje snopova fotona opisuje inverzni kvadratni zakon prema kome divergiraju sa rastojanjem od izvora (slika 1-3).

$$\tan \beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b}$$



Slika 1-3 Divergencija snopa fotona sa rastojanjem od izvora

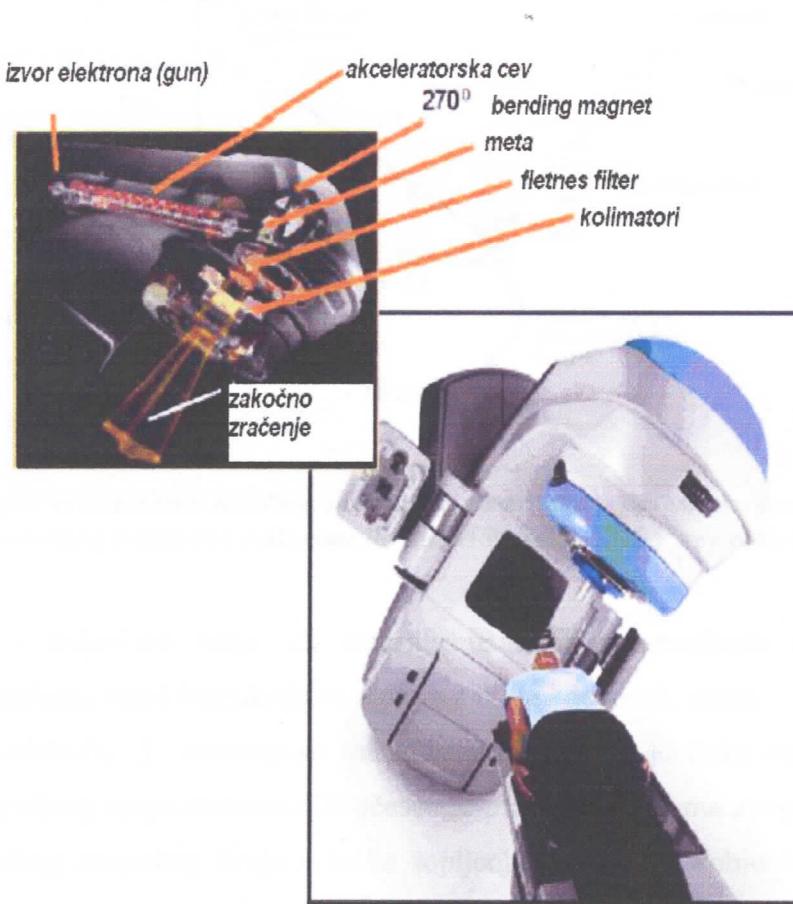
Tačkasti izvor fotona S na rastojanju  $f_a$  emituje fluks  $\Phi_a$ , a na  $f_b$  emituje  $\Phi_b$ . Broj fotona koji prolazi kroz površinu A jednak je broju kroz površinu B. Prolaskom kroz vazduh ponašanje snopova uslovljeno je inverznim kvadratnim zakonom pa, prema tome, nema fotonskih interakcija u vazduhu.

$$N_{tot} = \Phi_a A = \Phi_b B = const.$$

$$\frac{\Phi_a}{\Phi_b} = \frac{B}{A} = \frac{f_b^2}{f_a^2}$$

## 1.2 Snopovi fotona sa terapijskih akceleratora [5]

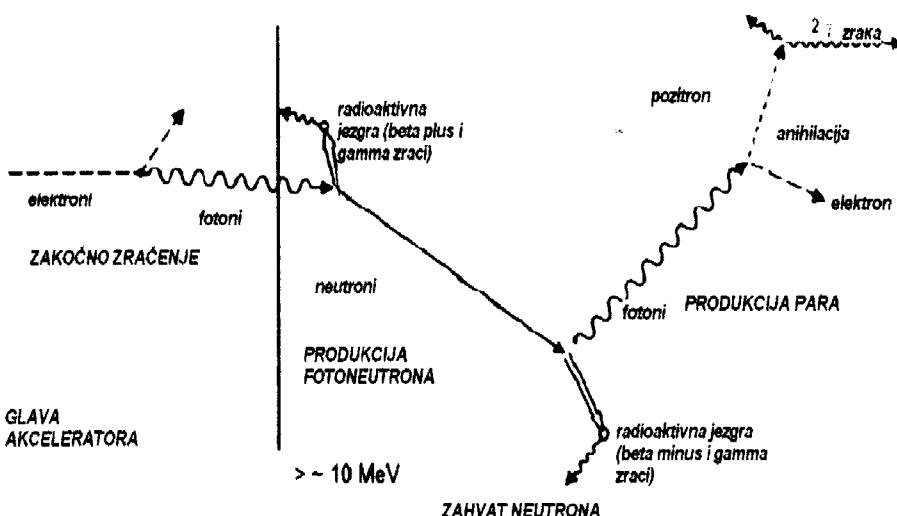
Fokusiranjem uskog monoenergetskog snopa elektrona na kompaktnu metu emituje se prodorno  $X$  zračenje. Elektroni su ubrzani do relativističkih energija u cevi akceleratora, a opseg nominalnih akceleratorskih potencijala za produkciju zračenja kreće se od (4 - 25) MV. Efikasnost produkcije  $X$  zračenja je oko 10 %.



Slika 1-4 Prikaz medicinskog linearnog akceleratora (M.Goitein, *Radiation oncology: A physicist's-eye view, Biological and medical physics, biomedical engineering*, Springer)

Na slici (1-4) prikazan je linearni akcelerator sa akceleratorskom cevi, sistemom za transport i oblikovanje snopa unutar gantrijske (gantry) mašine. Gantri može rotirati  $360^{\circ}$  oko pacijenta. Terapijski sto ima tri translaciona i jedan rotacioni stepen slobode oko vertikalne ose koja prolazi kroz izocentar mašine. Izocentar je zamišljena tačka preseka ose rotacije gentrija i kolimatora koja se nalazi na rastojanju 100 cm od mete (SAD, source to axis distance).

Snop fotona filtrira se usled interakcija sa atomima mete i glave gantrijske. Pored atenuacije (Komptonov efekat), za nominalne energije snopa veće od 10 MeV povećava se verovatnoća fotonuklearnih interakcija i produkcije parova (slika 1-5).

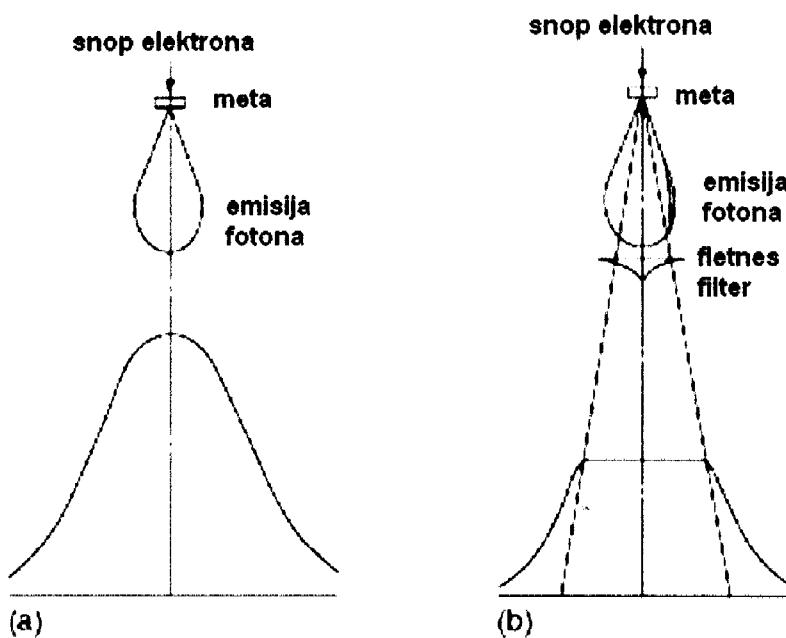


Slika 1-5 Šematski prikaz interakcija zakočnog zračenja sa materijalima glave akceleratora (NCRP Report No. 151, Structural shielding design and evaluation for megavoltage  $X$  and  $\gamma$  ray radiotherapy facilities)

Oblikovan i kolimisan snop  $X$  zračenja usmeren na pacijenta slabi po skoro eksponencijalnom zakonu usled interakcija sa atomima tkiva i deponuje dozu.

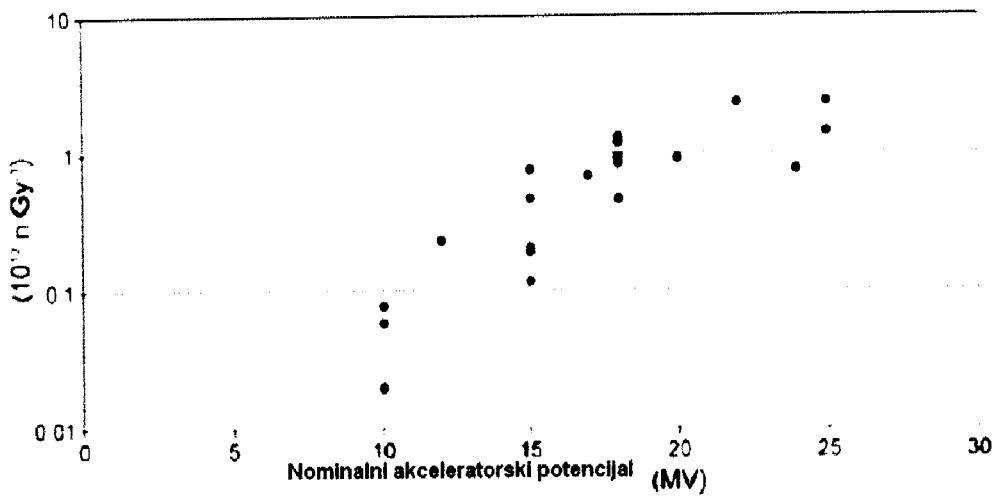
Mete za produkciju  $X$  zračenja su transmisionog tipa, jer je fluks emitovanih fotona najveći u pravcu upadnog snopa elektrona. Najčešće se prave od volframa zbog velike gustine i kompaktnosti, visokog atomskog broja i tačke topljenja. Da bi se dobio klinički koristan zaravnjen snop  $X$  zračenja, u pravcu fotona se stavlja filter konusnog oblika (flattening filter), koji je deblji u sredini nego na krajevima. Na ovaj način se povećava atenuacija fotona iz pravca većeg fluksa i dobija zaravnjen snop na određenom rastojanju od mete. Kako najveći broj fotona

u snopu ima energije niže od maksimalne, oni će biti filtrirani, pa se dobija snop prodorniji u sredini polja zračenja nego na krajevima. Izbor materijala filtera zavisi od energije snopa.



Slika 1-6 Snop fotona sa linearog akceleratora a) bez filtera b) sa fletnes filterom (P.Mayles, A.Nahum, J.C. Rosenwald, *Handbook of radiotherapy physics, theory and practice*, Taylor&Francis, New York, London, 2007)

Kod snopova viših energija čeličnim filterom se dobija prodorniji snop nego volframskim, dok oba materijala daju zadovoljavajući efekat za snop 6 MV. Takođe, problem neutronske aktivacije je manji upotrebo čeličnih filtera. Najčešća kombinacija su mete i filteri od volframa.



Slika 1-7 Prikaz neutronske aktivacije u zavisnosti od energije snopa (NCRP Report No. 151, Structural shielding design and evaluation for megavoltage  $X$  and  $\gamma$  ray radiotherapy facilities)

### 1.2.1 Spektri zakočnog zračenja

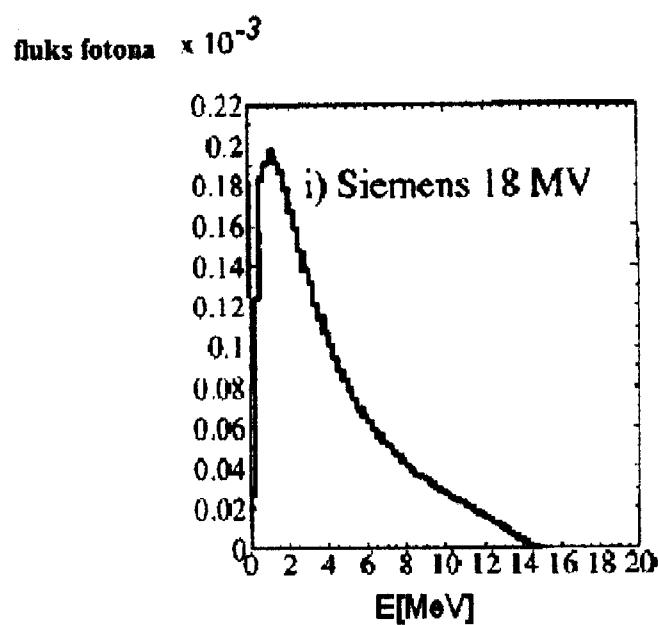
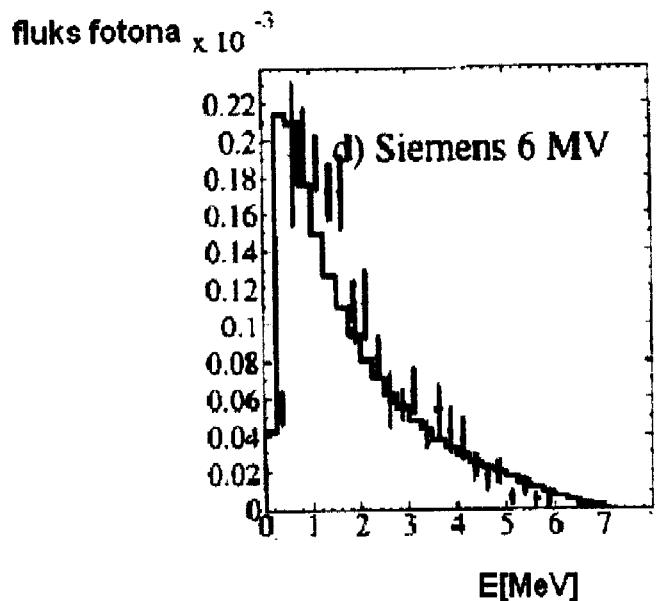
Spektar energije  $X$  zračenja sadrži sve energije do energije upadnog snopa elektrona, ali su fotoni nižih energija filtrirani. Energija zakočnog zračenja srazmerna je atomskom broju apsorbera  $Z$ . Monoenergetski elektroni, usled višestrukih kolizija sa atomomima mete, postepeno gube energiju, tako da je spektar intenziteta dat Kramersovom relacijom [4]

$$I_E = CZ(E_{k,0} - h\nu)$$

gde je  $C$  konstanta, a  $E_{k,0}$  inicijalna kinetička energija elektrona.

Izgled emitovanog spektra zavisi od distribucije energije upadnih elektrona, materijala i debljine mete, kao i fletnes filtera. Maksimalna energija fotona u spektru u MeV približno je jednaka proizvodu maksimalnog električnog potencijala na kome nastaje snop i nanelektrisanja elektrona. Prema dogovoru, energija zakočnog zračenja izražava se preko nominalnog akceleratorskog potencijala u MV. Kvalitet snopa i prodornost poboljšavaju se filtracijom, što povećava homogenost spektra. Efektivna energija snopa sa linear nog akceleratora tj. energija monoenergetskog snopa fotona sa sličnim karakteristikama deponovanja doze je oko 40% maksimalne energije.

Na slici 1-8 prikazani su spektri 6 MV i 18 MV snopa fotona sa linearog akceleratora Siemens.

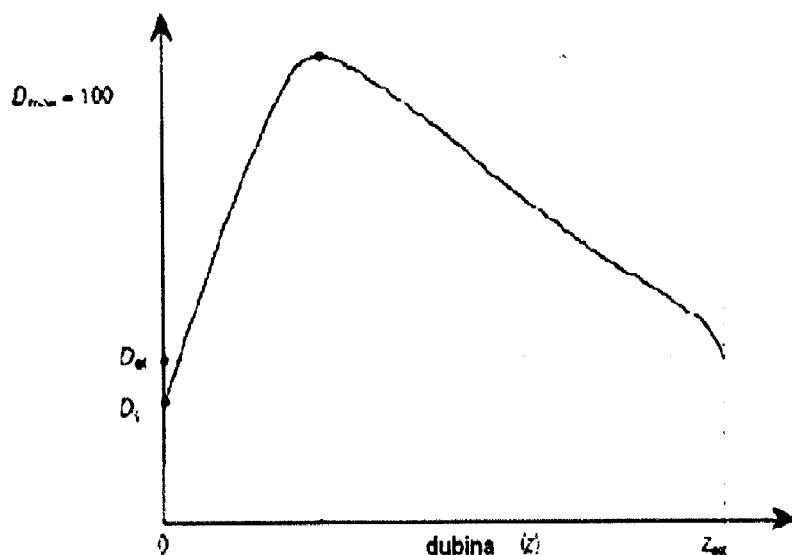


Slika 1-8 Spektri snopa fotona 6 MV i 18 MV linearog akceleratora Siemens (D. Sheikh-Bagheri, D. W. O. Rogers, Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code, Med. phys. 29, March 2002)

### 1.3 Distribucija doze snopova fotona u tkivu [3]

Kolimisan snop fotona sa akceleratora prolaskom kroz pacijenta opisuje se inverznim kvadratnim zakonom, atenuacijom i rasejanjem. Dominantna interakcija fotona sa tkivom, usled čega dolazi do atenuacije i rasejanja fotona, je Komptonov efekat.

Tipična distribucija doze terapijskog fotonskog snopa pokazuje da doza od površine pacijenta raste brzo dostižući maksimum na dubini  $z_{\max}$ , a zatim opada po skoro eksponencijalnom zakonu dok ne dostigne vrednost izlazne doze  $D_{ex}$ .



Slika 1-9 Distribucija doze snopa fotona sa dubinom u tkivu

Ulagana doza je mala kod visokoenergetskih snopova, zbog prirode interakcije fotona sa tkivom. Naime, fotonsko zračenje stvara nanelektrisane čestice (elektrone) u tkivu preko kojih na posredan način deponuje dozu. Na nekom srednjem dometu sekundarnih elektrona (do nekoliko cm za visokoenergetske fotone), doza dostiže svoju maksimalnu vrednost. Ovaj fenomen postepenog porasta doze zove se „build-up“ efekat i omogućuje poštenu kožu i potkožnih tkiva u terapiji dubljih tumora. Ulaganoj dozi doprinose rasejani fotoni sa kolimatora, fletnes filtera i

vazduha, zatim unazad rasejani fotoni sa pacijenta i elektroni visokih energija nastali u interakcijama fotona sa vazduhom i olovnim zaštitama.

Dubina maksimuma  $z_{\max}$  zavisi od energije fotona i veličine polja. Na dатој величини polja,  $z_{\max}$  snopa fotona raste sa porastom energije. Izlazna doza je nešto niža zbog nedovoljnog doprinosa rasejanja u fantomu, tkivu ekvivalentnoj sredini u kojoj se mere parametri polja zračenja.

Merenjem doze u pravcu normalnom na centralni zrak snopa dobijaju se lateralni profili snopa. Na oblik profila doze utiču [5]:

- konačna veličina izvora zračenja zbog čega dolazi do širenja ivica snopa (penumbra snopa)
- lateralno kretanje sekundarnih elektrona usled rasejanja (elektronski transport) koji, takođe, doprinosi penumbri i izraženiji je na većim dubinama.
- doprinos distribuciji doze rasejanog fotonskog zračenja u Komptonovim interakcijama (raste sa dubinom i veličinom polja).

### **1.3.1 Parametri terapije fotonskim zračenjem [3]**

Osnovni parametri u terapiji spoljašnjim fotonskim zračenjem sa linear nog akceleratora su:

- terapijska dubina  $z$
- veličina polja  $A$
- rastojanje izvor-koža pacijenta  $SSD$  (source to skin distance)
- rastojanje izvor- izocentar  $SAD$  ( source to axis distance)
- energija fotona  $h\nu$
- broj fotonskih snopova za isporuku doze pacijentu
- broj monitorskih jedinica linear nog akceleratora  $MU$  (monitor units)

Postoje četiri načina kolimacije snopa zračenja kojima se dobijaju kvadratna, pravougaona, kružna i iregularna polja. Za proizvoljno polje zračenja može se izračunati ekvivalentno kvadratno polje koje će imati slične parametre i vrednosti dozimetrijskih funkcija. Polje zračenja ima geometrijsku i dozimetrijsku (fizičku) definiciju.



Geometrijska veličina polja definiše se kao projekcija najudaljenijeg dela kolimatora mašine u ravni normalnoj na centralnu osu snopa iz pravca centra izvora (prema ICRU, International Commission on Radiation Units). Fizička veličina polja je definisana presekom izodozne površine (50 % - 80 %) i ravni normalne na centralnu osu snopa na definisanom rastojanju od izvora (prema IEC, International Electrotechnical Commission).

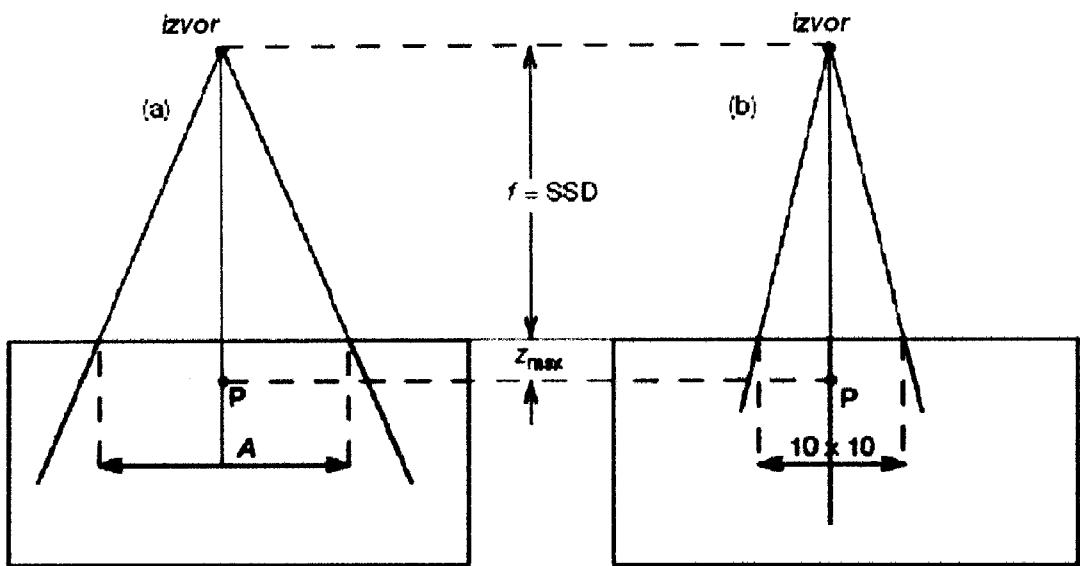
Dozimetrijske funkcije povezuju dozu u nekoj tački tkivu ekvivalentnih fantoma (vodenih) sa dozom u tkivu, jer je nemoguće meriti distribuciju doze direktno u pacijentu. Dozimetrijske funkcije u terapiji visokoenergetskim fotonima:

- procentna dubinska doza *PDD* (percentage depth dose)
- relativni faktor doze *RDF* (relative dose factor)
- odnos tkiva u maksimumu *TMR* (tissue maximum ratio)
- odnos tkivo-fantom *TPR* (tissue phantom ratio)
- odnos rasejanja u maksimumu *SMR* (scatter maximum ratio)

Relativni faktor doze *RDF* predstavlja odnos doze u tački *P* na dubini maksimuma doze za polje *A* sa dozom u istoj tački za polje (10 x 10) cm<sup>2</sup>

$$RDF(A, h\nu) = \frac{D_P(z_{\max, A, f, h\nu})}{D_P(z_{\max, 10, f, h\nu})}$$

Za datu energiju fotona i *SSD*, doza u tački *P* na dubini maksimuma u vodi raste sa porastom veličine polja.



Slika 1-10 Geometrija za merenje relativnog faktora doze  $RDF$

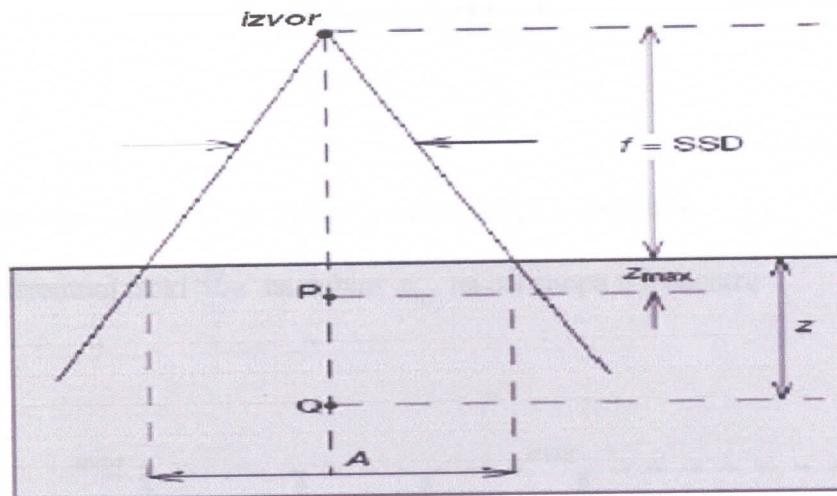
Distribucija doze duž centralnog zraka snopa normalizuje se u odnosu na  $D_{max}=100\%$  i izražava u procentima. Procentna dubinska doza snopa energije  $h\nu$  u tački  $Q$  i polje  $A$  na površini pacijenta ( $SSD=100\text{ cm}$ )

$$PDD(z, A, f, h\nu) = 100 \frac{D_Q}{D_P}$$

gde su

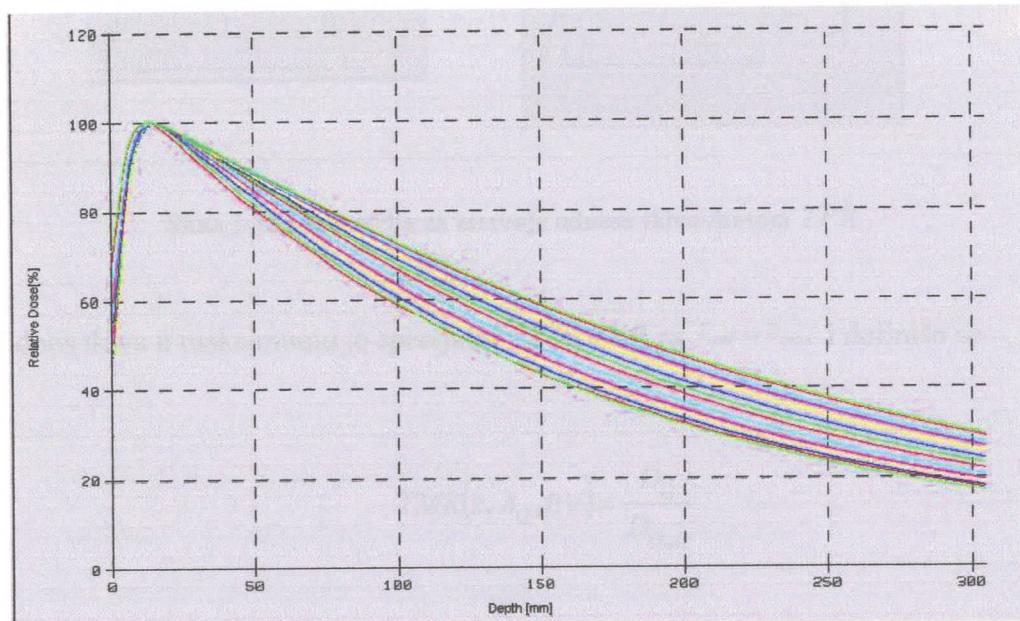
$D_Q$  doza u proizvoljnoj tački  $Q$  na dubini  $z$  na osi snopa,

$D_P$  doza u referentnoj tački  $P$  na dubini  $z_{max}$  na osi snopa



Slika 1-11 Geometrija za merenje procentne dubinske doze **PDD**

Procentna dubinska doza raste sa porastom polja  $A$  na koži pacijenta i energije fotona, a opada sa porastom dubine iza dubine maksimuma (slika 1-12).



Slika 1-12 Prikaz seta procentnih dubinskih doza za snop fotona 6 MV i referentno polje  $(10 \times 10) \text{ cm}^2$  linearog akceleratora Siemens Primus

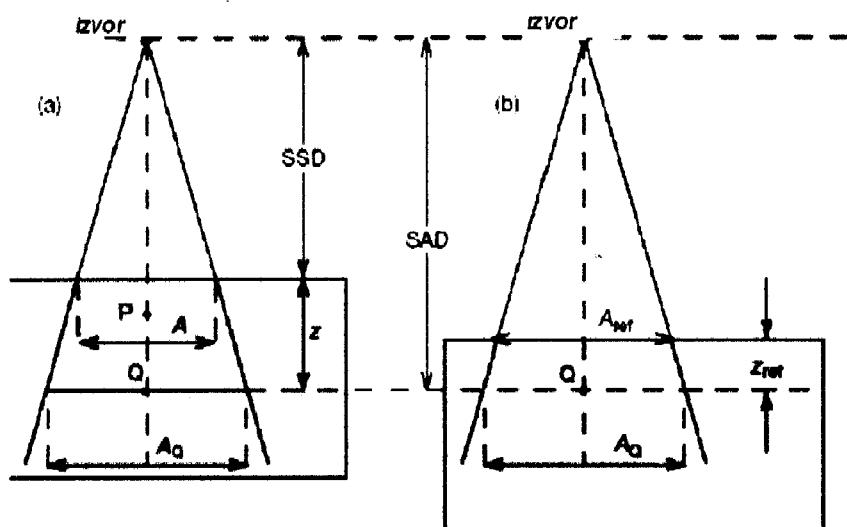
Odnos tkivo-fantom  $TPR$  definise se kao količnik doze u tački  $Q$  u izocentru (SAD=100 cm) i doze u tački  $Q_{ref}$  na istom rastojanju od izvora

$$TPR(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D_{Q_{ref}}}$$

gde su

$D_Q$  doza u proizvoljnoj tački  $Q$  na dubini  $z$  na osi snopa u izocentru

$D_{Q_{ref}}$  doza u referentnoj tački  $Q_{ref}$  na dubini  $z_{ref}$  na osi snopa u izocentru



Slika 1-13 Geometrija za merenje odnosa tkivo-fantom  $TPR$

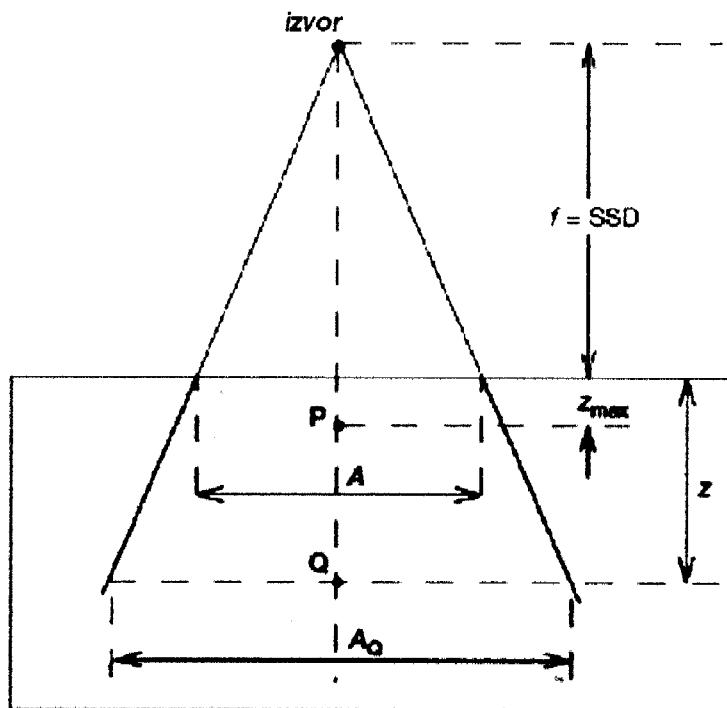
Odnos tkiva u maksimumu je specijalni slučaj  $TPR$  za  $z_{ref} = z_{max}$  i definiše se

$$TMR(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}}$$

gde su

$D_Q$  doza u proizvoljnoj tački  $Q$  na dubini  $z$  na osi snopa u izocentru

$D_{Q_{max}}$  doza u referentnoj tački  $Q_{max}$  na dubini  $z_{max}$  na osi snopa u izocentru.



Slika 1-14 Geometrija za merenje odnosa tkiva u maksimumu  $TMR$

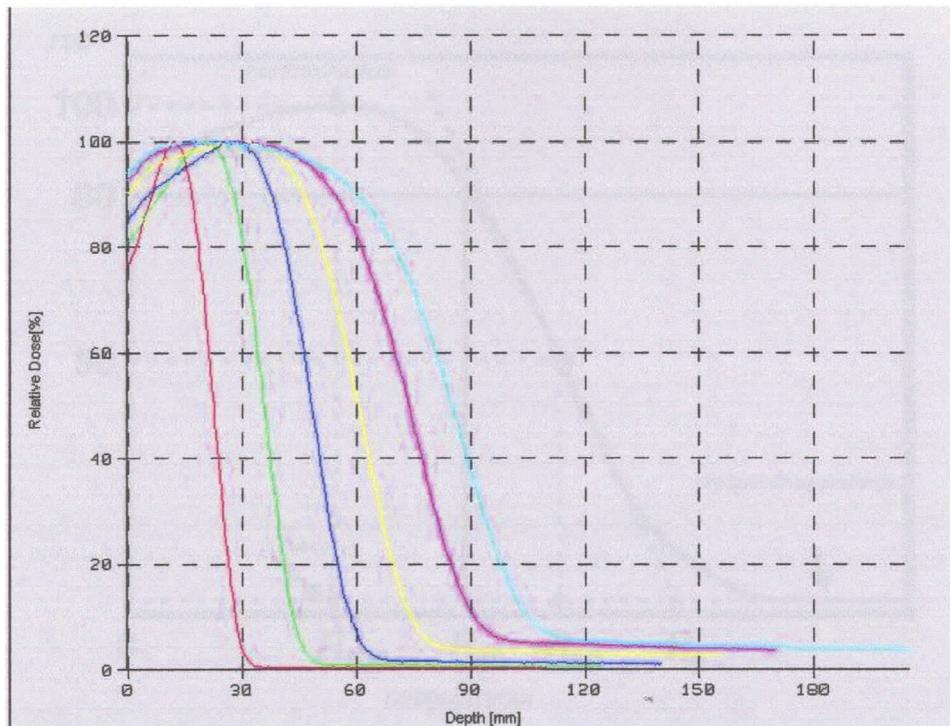
Deo  $TMR$  dozimetrijske funkcije koji se odnosi na rasejanu komponentu zračenja predstavlja odnos rasejanja u maksimumu  $SMR$ .

#### 1.4 Distribucija doze snopova elektrona u tkivu [3]

Uместо  $X$  zračenja nižih energija danas se češće koriste visokoenergetski snopovi elektrona u terapiji pličih tumora do dubina 7cm.

Karakteristike procentne dubinske doze elektronskih snopova:

- doza na površini je relativno visoka (od 80 % - 100 %)
- maksimalna doza javlja se na dubini  $z_{\max}$
- iza dubine maksimuma postoji strm pad doze na malu vrednost od svega nekoliko procenata (rep zakočnog zračenja).



**Slika 1-15 Procentne dubinske doze snopova elektrona sa akceleratora Siemens Primus nominalnih energija od 6 MeV do 21 MeV za referentni aplikator (15 x 15) cm<sup>2</sup>**

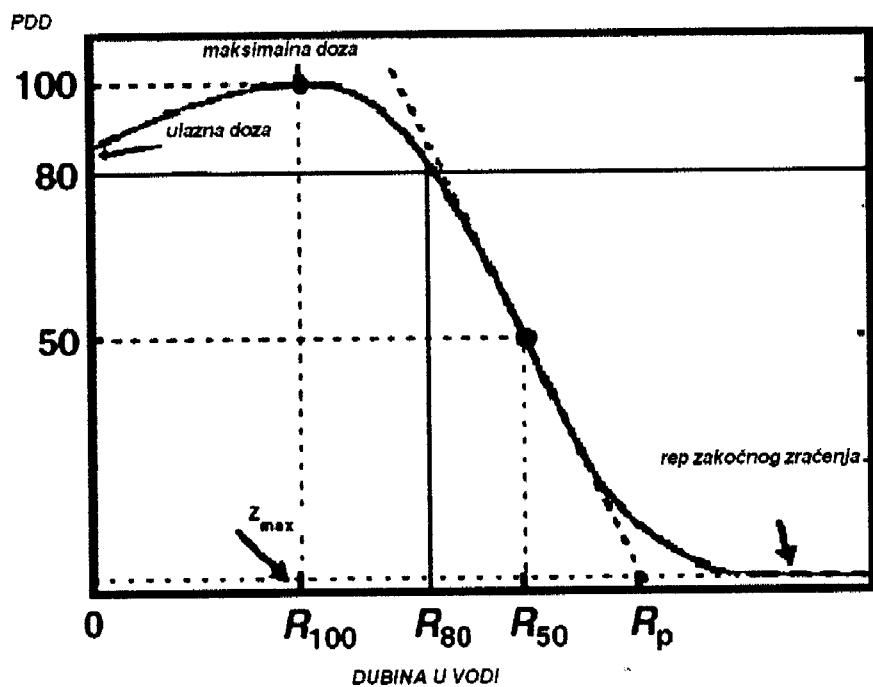
Snop elektrona je skoro monoenergetski prilikom napuštanja akceleratorske cevi. Na njegovom putu do pacijenta nalazi se berilijumski izlazni prozor, rasejivačke folije, transmisione jonizacione komore i vazduh, tako da može doći i do produkcije zakočnog zračenja. Nominalna SSD je obično na fiksnom rastojanju (5 cm) od kraja aplikatora.

Na osnovu oblika dubinske doze, definišu se sledeći parametri terapije snopovima elektrona (slika 1-16):

-maksimalni domet  $R_{\max}$  je dubina ekstrapolacije repa dubinske krive, i to je maksimalna dubina penetracije elektrona u vodi

-praktični domet  $R_p$  je dubina na kojoj tangenta na strmi deo dubinske krive seče ekstrapolacionu liniju repa distribucije

-dubine  $R_{90}$ ,  $R_{80}$  i  $R_{50}$  definišu se kao dubine u vodi na kojima procentna dubinska doza ima vrednosti 90 %, 80 % i 50 %, respektivno.



Slika 1-16 Parametri terapije snopa elektrona (NATO science for peace and security series-B: Physics and biophysics, *Radiotherapy and brachytherapy*, Springer, 2006)

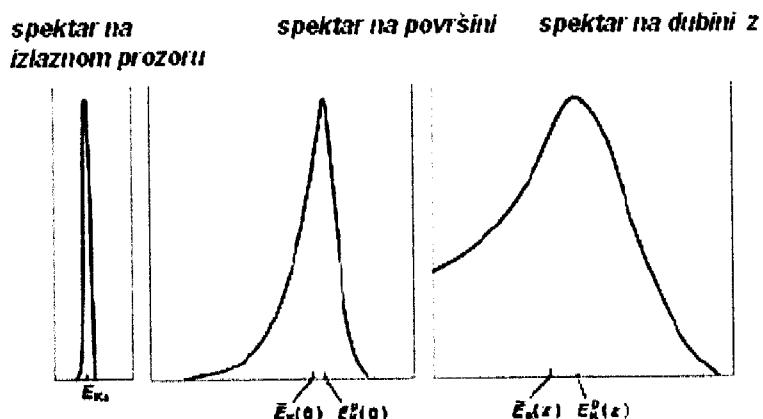
Oblast nagomilavanja doze predstavlja deo od površine do  $z_{\max}$ , i zavisi od dizajna mašine i aplikatora koji se koriste. Iza dubine maksimuma procentna dubinska doza opada veoma strmo zbog rasejanja i kontinualnog gubitka energije elektrona, naročito kod nižih energija elektrona. Ulagana doza raste sa porastom energije.

Output faktor je dozimetrijski parametar snopa elektrona koji zavisi od energije i veličine polja (aplikatora). Definiše se kao odnos doze za dato polje sa dozom za polje  $(15 \times 15) \text{ cm}^2$  na dubini maksimuma i SSD  $100 \text{ cm}$ .

Profil doze snopa predstavlja distribuciju doze na datoj dubini  $z$  u fantomu i ravni normalnoj na centralni zrak snopa.

#### 1.4.1 Specifikacija energije

Prolaskom kroz tkivo snop elektrona se dalje širi, tako da karakteristike spektra energija zavisi od tačke merenja snopa.



**Slika 1-17 Spektri energije elektrona na različitim rastojanjima od izvora (IAEA Slides to radiation oncology physics handbook, Chapter 8, 2007, [www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.htm](http://www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.htm))**

Najverovatnija energija  $E_k^p(0)$  na površini fantoma definiše se položajem spektralnog pika. Njena vrednost povezana je sa praktičnim dometom relacijom

$$E_k^p(0) = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2$$

Srednja energija snopa elektrona na površini  $\bar{E}_k(0)$  ima malo nižu vrednost od najverovatnije zbog asimetričnog oblika spektra elektrona. Ova energija je povezana sa parametrom  $R_{50}$  relacijom

$$\bar{E}_k(0) = CR_{50}$$

## 1.5 Kvaliteti zračenja u radioterapiji [2]

Prema dozimetrijskom protokolu TRS 398 definišu se sledeći snopovi u radioterapiji:

-nisko energetski  $X$  zraci sa generatorskim potencijalom ( $kV_p$ ) do 100 kV i HVL (half - value layer) 3 mm Al

-srednje energetski  $X$  zraci sa generatorskim potencijalom iznad 80 kV i HVL od

2 mm Al

- $^{60}Co$   $\gamma$  zračenje, a u posebnim slučajevima i  $^{137}Cs$  (662 keV)

-visokoenergetski fotoni oslobođeni elektronima sa energijama u intervalu (1 - 50) MeV,

sa  $TPR_{20,10}$  između 0,5 i 0,84

-elektroni sa energijama u intervalu od (3 - 50) MeV, sa poludubinom  $R_{50}$  između 0,25 g/cm<sup>2</sup> i 25 g/cm<sup>2</sup>

-protoni sa energijama u intervalu od (50 - 250) MeV, sa praktičnim dometom  $R_p$  između 0,25 g/cm<sup>2</sup> i 25 g/cm<sup>2</sup>

-teški joni sa rednim brojem  $Z$  između He-2 i Ar-18, i sa terapijskim dometom u vodi  $R_p$  od 2 g/cm<sup>2</sup> do 30 g/cm<sup>2</sup>.

## 2 Dozimetrijski principi i veličine [11]

Dozimetrija zračenja obuhvata metode za kvantitativno određivanje energije ionizujućeg zračenja deponovane u nekoj sredini. Ona se razvijala od samog početka primene ionizujućeg zračenja u medicini, tj. otkrića  $X$  zraka 1895.god. Na osnovu analogije sa dozom u farmakološkom smislu, uvedena je fizička veličina doza zračenja u smislu apsorbovane energije u tkivu i bioloških efekata zračenja.

### 2.1 Opis polja zračenja

Poljem zračenja određuje se snop čestica, i to na osnovu njihovog broja i energije koju prenose. Prema ICRU 60,  $N$  je broj čestica koje se emituju, predaju ili primaju, dok je  $R$  izražena energija tog broja čestica (izuzev energije mase mirovanja). Za čestice energije  $E$  dobija se izražena energija

$$R = E \cdot N$$

Izražava se jedinicom J.

Fluks fotona  $\Phi$  je broj fotona  $dN$  koji prođe kroz zamišljenu sferu površine poprečnog preseka  $dA$

$$\Phi = \frac{dN}{dA}$$

Jedinica fluksa je  $\text{m}^{-2}$

Fluks energije  $\Psi$  je količina izražene energije u sferu površine poprečnog preseka  $dA$

$$\Psi = \frac{dR}{dA}$$

Jedinica fluksa energije je  $\text{J m}^{-2}$

Veza između fluksa fotona i energije

$$\Psi = \frac{dN}{dA} E = \Phi E$$

Kako su svi snopovi fotona i elektrona polienergetski, diferencijal fluksa po energiji predstavlja spektar fluksa čestica

$$\Phi_E(E) = \frac{d\Phi(E)}{dE}$$

Analogno, dobija se spektar fluksa energije

$$\Psi_E(E) = \frac{d\Psi(E)}{dE} = \frac{d\Phi(E)}{dE} E$$

Jačina fluksa energije je vremenski izvod fluksa energije

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d^2 R}{dAdt}$$

Jedinica jačine fluksa energije je  $\text{J m}^{-2}\text{s}^{-1}$

## 2.2 Apsorpcija i transfer energije

Pojedinačni akt predaje ili apsorpcije energije predstavlja depozit energije

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + Q$$

gde je

$\varepsilon_{in}$  energija upadne ionizujuće čestice (izuzev energije mase mirovanja)

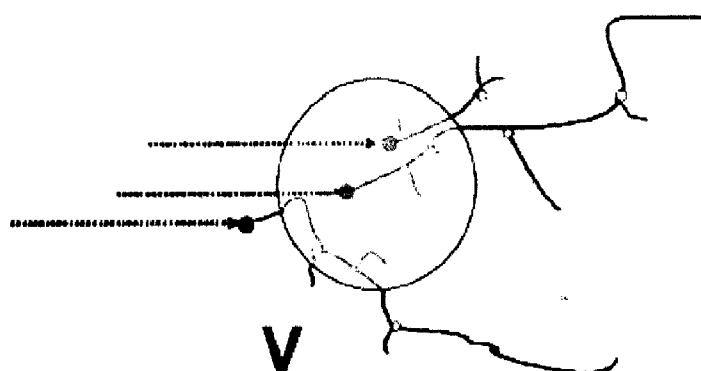
$\varepsilon_{out}$  zbir energija svih ionizujućih čestica koje napuštaju mesto interakcije (izuzev energije mase mirovanja)

$Q$  promene u energiji mirovanja jezgra i svih čestica koje učestvuju u interakciji.

Predata energija  $\varepsilon$  maloj zapremini materije predstavlja zbir svih depozita energije u njoj

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_i$$

Priroda depozita energije je stohastička, i opisuje je distribucija verovatnoće koja potiče od fluktuacija broja interakcija i njihovog ishoda.



**Slika 2-1 Ilustracija depozita energije (NATO science for peace and security series-B: Physics and biophysics, *Radiotherapy and brachytherapy*, Springer, 2006)**

Za apsorpciju energije odgovorne su nanelektrisane ionizujuće čestice elektroni, protoni, itd. Upadni elektron doživljava neelastične kolizije sa orbitalnim elektronima atoma materije. To su Kulonove interakcije čiji je ishod:

- izbacivanje orbitalnog elektrona iz atoma (jonizacija atoma)
- prelazak elektrona na viši elektronski nivo (ekscitacija atoma).

Jonizacijama i ekscitacijama atoma primarni elektron gubi energiju i to su kolizioni gubici. Dakle, apsorpcija energije u medijumu opisana je kolizionim gubicima energije.

Transfer energije vrše nenelektrisane čestice foton, neutroni, itd. Fotonske interakcije su stohastičkog (slučajnog) karaktera. Foton može doživeti sledeće interakcije sa atomima sredine kroz koju prolazi:

- apsorpciju pri čemu se deo energije prenosi lakin nenelektrisanim česticama (elektronima i pozitronima)
- foton se može rasejati elastično i neelastično.

Transfer energije predstavlja energiju koja se preda u fotonskoj interakciji lakoj nanelektrisanoj čestici (sekundarnom elektronu). Proces predaje energije fotona ili neutrona materiji odvija se u dve faze:

- transfer energije sekundarnoj nanelektrisanoj čestici
- nanelektrisana čestica u interakcijama sa atomima gubi svoju energiju.

## 2.3 Dozimetrijske veličine i jedinice relevantne za radioterapiju [3,5]

U dozimetriji ionizujućeg zračenja relevantnoj za potrebe radioterapije, značajne su sledeće fizičke veličine:

- kerma
- cema
- apsorbovana doza

One se, generalno, definišu kao količnik energije zračenja (predate ili apsorbovane) i mase i izražavaju jedinicom J/kg.

**Kerma** (Kinetic Energy Released per unit Mass) je nestohastička fizička veličina koja opisuje srednju vrednost energije koju indirektno ionizujuće zračenje (fotoni i neutroni) predaje nanelektrisanim česticama

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

$$1 \text{ [Gy]} = 1 \text{ [J]/[kg]}$$

Srednja frakcija energije fotona koja se preda elektronima i onda izgubi putem radijacionih procesa predstavljena je faktorom  $g$  (udeo zakočnog zračenja), a gubitak energije preko kolizija faktorom  $(1-g)$ . Što je energija fotona veća, to je i udeo zakočnog zračenja.

**Cema** (Converted Energy per unit Mass) uračunava gubitke energije u elektronskim kolizijama. Ona definiše srednji iznos energije nanelektrisanih čestica (elektona ili protona) konvertovan u maloj zapremini usled kolizija sa atomskim elektronima.

$$C = \frac{dE_c}{dm}$$

$$1 \text{ [Gy]} = 1 \text{ [J]/[kg]}$$

Apsorbovana doza je nestohastička veličina koja je povezana sa srednjom vrednošću energije (stohastička veličina) predate materiji

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

$$1 \text{ [Gy]} = 1 \text{ [J]/[kg]}$$

Jedinica apsorbovane doze je Gray (Gy).

## 2.4 Koeficijenti interakcije elektrona [11]

Uvođenjem koeficijenata interakcije, dozimetrijske veličine se mogu, takođe, definisati kao proizvod istih i veličina koje karakterišu polje zračenja.

### 2.4.1 Tipovi interakcije elektrona

Kada elektron prolazi materijom, on doživi Kulonove interakcije sa orbitalnim elektronima i jezgrom atoma. Putem ovih interakcija on može:

- izgubiti svoju kinetičku energiju (kolizioni i radijacioni gubici)
- doživeti elastično rasejanje (promeniti pravac kretanja)

Kolizacionim interakcijama sa orbitalnim elektronom, upadni elektron skreće sa svog puta i gubi deo kinetičke energije. U neelastičnim kolizijama sa jezgrom atoma, on skreće sa svog puta i gubi deo kinetičke energije emisijom zakočnog zračenja. Koji će tip neelastične kolizije doživeti, zavisi od parametra interakcije.

Parametar interakcije  $b$  predstavlja najmanje (normalno) rastojanje na koje se elektron može približiti atomu. Prema njemu, kolizije elektrona sa orbitalnim elektronima mogu se podeliti na:

-meke kolizije između upadnog elektrona i atoma za velike parametre sudara pri kojima će se mali iznos kinetičke energije upadnog elektrona predati orbitalnom elektronu

-teške kolizije upadnog i čvršće vezanog orbitalnog elektrona za vrednosti  $b$  reda dimenzija atoma, pri čemu će mu predati značajni (do 50 %) deo svoje kinetičke energije

-emisija zakočnog zračenja za vrednosti  $b$  manje od dimenzija atoma.

Za opseg visokoenergetskih snopova zračenja, ionizacija je dominantan mehanizam kolizije. Često se dešava, pri teškim kolizijama, da je energija izbačenog atomskog elektrona (iznad 10 eV do 30 eV) dovoljna da vrši dalju ionizaciju, ali izvan mesta gde je nastao. Ovi elektroni su poznati pod nazivom delta  $\delta$  zraci.

Srednji gubitak energije elektrona u tkivu je reda 60 eV (ICRU 1970) [12]. Elektron duž svog traga doživi niz ionizacija do potpunog zaustavljanja. Drugim rečima, on postepeno odaje svoju energiju apsorberu. Preraspodelom elektrona u atomu popunjava se „šupljina“ u ljusci uz emisiju karakterističnih  $X$  fotona ili Ože elektrona.

Rasejanja elektrona električnim poljem jezgra su izraženija nego kod rasejanja elektronskim omotačem, tako da on do kraja svog puta doživi veliki broj rasejanja, a putanja mu je isprekidana linija.

#### 2.4.2 Koncept zaustavnih moći [12]

Zaustavna moć je osobina sredine kroz koju elektron prolazi. To je koeficijent interakcije elektrona koji opisuje kontinualni gubitak njegove energije u apsorbujućoj sredini. Zavisi od osobina nanelektrisane čestice (mase, nanelektrisanja, brzine i energije) i apsorbujuće sredine (gustine i atomskog broja).

Ukupan gubitak energije nanelektrisane čestice opisuje se ukupnom linearном zaustavnom moći  $S_{tot}$  koja predstavlja srednju vrednost promene kinetičke energije elektrona po jedinici puta i izražava se jedinicom [MeV/cm]

$$S_{tot} = \frac{d\bar{E}_k}{dx}$$

Deljenjem sa gustom apsorbujućeg materijala, dobija se masena zaustavna moć  $(S/\rho)_{tot}$  definisana kao linearna zaustavna moć po jedinici gustine apsorbera koja se izražava jedinicom [MeVcm<sup>2</sup>/g]

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \frac{1}{\rho} \frac{d\bar{E}_k}{dx}$$

Ukupna masena zaustavna moć  $(S/\rho)_{tot}$  sastoji se iz dve komponenete:

- masena koliziona zaustavna moć  $(S/\rho)_{col}$  koja potiče od interakcija sa orbitalnim elektronima (jonizacije i ekscitacije atoma)
- masena radijaciona zaustavna moć  $(S/\rho)_{rad}$  koja potiče od interakcija sa jezgrom (zakočno zračenje)

Zaustavne moći se najčešće izračunavaju Bethe-ovom teorijom koja se odnosi na meke kolizije. Za opis transfera energije u mekim kolizijama, uključujući i tvrde, koriste se Moller-ov i Bhabba-in efikasni presek interakcije slobodnih elektrona i pozitrona, tako da je koliziona masena zaustavna moć

$$\frac{S_{col}}{\rho} \propto \frac{Z}{A} \frac{1}{v^2} [f(\tau) - 2 \ln I - \delta]$$

gde su

$Z$  i  $A$  atomski i maseni broj atoma apsorbera, respektivno,

$v$  brzina upadnog elektrona,

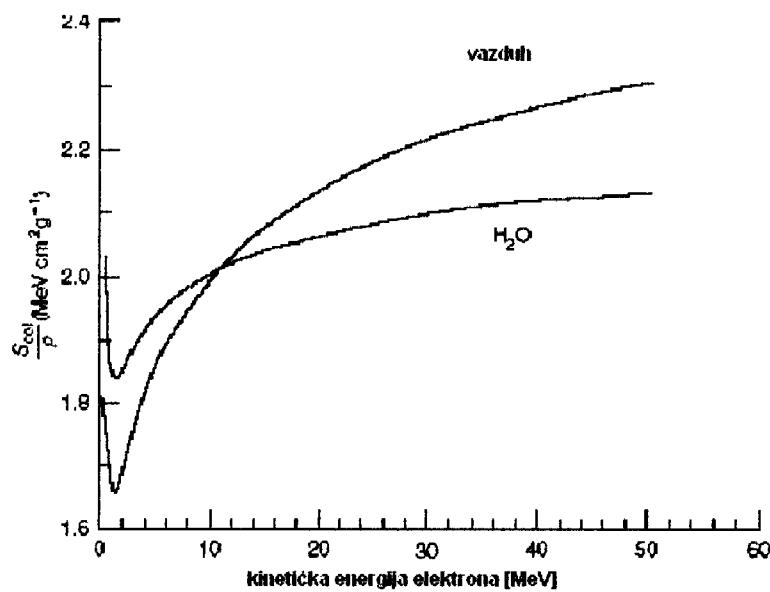
$I$  srednji eksitacioni potencijal koji predstavlja geometrijsku srednju vrednost svih jonizacionih i eksitacionih potencijala atoma apsorbera, i dobija se merenjem zaustavnih moći sredine

$\delta$  korekcija zbog efekta gustine.

**Tabela 1 Vrednosti srednjih ekscitacionih potencijala za neke supstancije (ICRU Report 37)**

Supstanca	$I$ (eV)
vodonik (molekulski gas)	19,2
ugljenik (atomski gas)	62
azot (molekulski gas)	82
kiseonik (molekulski gas)	95
vazduh	85
voda	75

Elektroni manje brzine prolaze sporije pored atoma, pa im je gubitak energije veći, a time i zaustavna moć sredine. Sa porastom energija elektrona iznad 0,5 MeV, zaustavna moć sredine postepano raste zbog relativističkih efekata (slika 2.2).

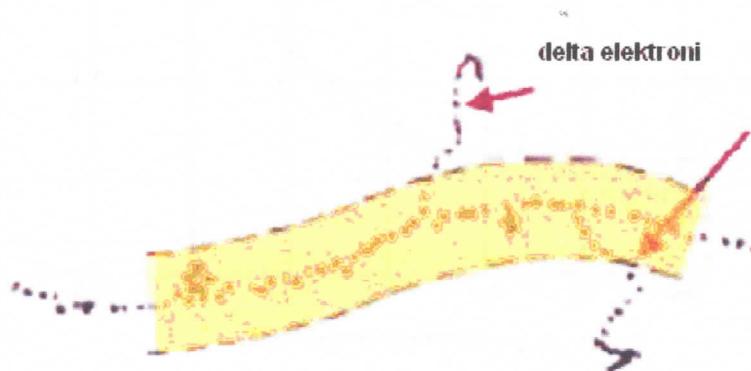


**Slika 2-2 Masene kolizione zaustavne moći vode i vazduha**

Efekat gustine smanjuje vrednost  $S_{col}$  u kondenzovanim sredinama za  $\delta$ , pa je zato relativistički porast ovog koeficijenta interakcije elektrona manje izražen u vodi nego u vazduhu.

### 2.4.3 Restriktivne zaustavne moći [12]

Gubitak energije elektrona vrši se na mestu ili blizu mesta njihove interakcije sa atomom, ali i na nekom rastojanju od njega, zbog prisustva sekundarnih  $\delta$  elektrona.



Slika 2-3 Šematski prikaz razmatranja cut-off energije  $\Delta$

Koncept restriktivnih zaustavnih moći u razmatranju uzima samo primarne elektrone i  $\delta$  elektrone do maksimalne energije  $\Delta$ , generisanih blizu traga primarne čestice (slika 2.3). Restriktivna linearna koliziona zaustavna moć  $L_\Delta$  materijala je

$$L_\Delta = \frac{dE_\Delta}{dl}$$

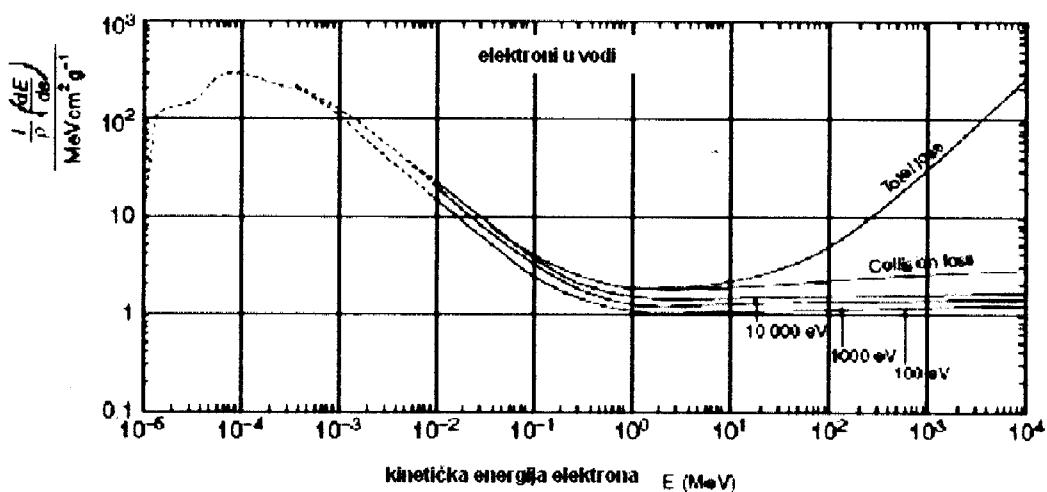
gde je  $E_\Delta$  gubitak energije nanelektrisane čestice u mekim i tvrdim kolizijama duž rastojanja  $dl$  umanjen za ukupnu kinetičku energiju  $\delta$  elektrona inicijalne kinetičke energije veće od

Δ. Maksimalna vrednost energije  $\delta$  elektrona u teškim kolizijama je polovina kinetičke energije primarnog elektrona, tako da će za elektrone kinetičkih energija manjih ili jednakih  $2\Delta$  restriktivna i nerestriktivna masena zaustavna moć imati istu vrednost (slika 2-4).

U megavoltažnom opsegu energija zaustavna moć raste skoro linearno sa energijom

$$\frac{S_{rad}}{\rho} \propto \frac{Z^2}{A} EB$$

gde je  $B$  funkcija koja se veoma sporo menja sa energijom elektrona i atomskim brojem sredine.



Slika 2-4 Srednje masene restriktivne i nerestriktivne zaustavne moći elektrona u vodi

Sa porastom atomskog broja sredine veća je i njena radijaciona zaustavna moć. Radijacioni gubici su značajni na energijama elektrona oko 10 MeV u vodi. Restriktivne masene zaustavne moći za prag 10 keV smanjuju zaustavnu moć i naglašavaju preovladavanje mekih kolizija. Aproximativna vrednost zaustavne moći elektrona u megavoltažnom opsegu energije je oko 2 MeV/cm za vodu i tkivo.

## 2.4 Koeficijenti interakcije fotona

Interakcije fotona sa atomima apsorbera su stohastičkog karaktera, tako da verovatnoća interakcije zavisi od energije fotona i rednog broja atoma.

### 2.4.1 Tipovi interakcije fotona [3,5,12]

Fotoelektrični efekat je interakcija fotona sa atomskim elektronom pri čemu dolazi do njegove apsorpcije i ionizacije atoma. Minimalna energija koju foton mora imati jednaka je energiji veze izbačenog elektrona. Fotoelektričnim efektom se može izbaciti elektron  $K$ ,  $L$ ,  $M$  ili  $N$  ljske. Verovatnoća nastanka fotoelektrične interakcije srazmerna je četvrtom stepenu atomskog broja apsorbera, a obrnuto srazmerna trećem stepenu energije fotona.

Komptonov efekat je interakcija visokoenergetskog fotona sa atomskim elektronom. Foton predaje elektronu deo svoje energije koji se izbacuje iz atoma pod malim uglom u odnosu na pravac inicijalnog fotona. Da bi došlo do Komptonovog efekta energija veze atomskog elektrona mora biti mnogo manja u poređenju sa energijom upadnog fotona, tako da se može smatrati interakcijom fotona sa slobodnim elektronom. Rasejani foton i izbačeni elektron dele, nakon raskidanja veze u atomu, ostatak energije upadnog fotona. Verovatnoća nastanka Komptonovog efekta srazmerna je atomskom broju, a obrnuto srazmerna energiji upadnog fotona.

Producija para se dešava na energijama fotona iznad 1,02 MeV. Foton doživi koliziju sa atomskim jezgrom i nastaje par čestica elektron-pozitron. Energija incidentnog fotona transformiše se u masu dve čestice energija 0,511 MeV. Verovatnoća produkcije para raste sa kvadratom atomskog broja apsorbera. Ona je nula do energetskog praga i ima strm rast sa energijom.

Fotonuklearna interakcija je kolizija visokoenergetskog fotona i jezgra atoma apsorbera koja dovodi do nuklearne reakcije  $(X, n)$ , pri čemu se izbacuje jedan ili više neutrona iz jezgra koje prelazi u nestabilno stanje. Foton može biti apsorbovan u jezgru ako je njegova energija

veća od energije veze nukleona. Za većinu nukleusa, prag energija fotona je oko 10 MeV. Verovatnoća nastanka fotonuklearnih reakcija zavisi od atomskog i masenog broja.

Fotoelektrični efekat se javlja na niskim energijama fotona, Komptonov efekat na srednjim energijama, a stvaranje parova na visokim energijama fotona. Za opseg energija radioterapijskih snopova fotona (0,3-20) MeV, Komptonov efekat je dominantan

Preraspodelom elektrona u atomu popunjava se „šupljina“ u ljusci uz izotropnu emisiju karakterističnih  $X$  zraka ili Ože elektrona relativno niske energije. Kako je energija veze  $K$  ljudske mekog tkiva oko 0,5 keV, to je energija karakterističnih fotona emitovanih u biološkim apsorberima veoma mala, a u megavoltažnom opsegu energija fotona, oni napuštaju zapreminu od interesa. Takođe, i anihilacioni kvanti energije 0,511 MeV koji se razilaze pod uglom  $180^{\circ}$ .

#### 2.4.2 Definicija koeficijenata [3,11]

Proces predaje energije fotona sekundarnom elektronu opisuje se koeficijentom transfera energije

$$\mu_{tr} = \mu \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu}$$

gde je

$\bar{E}_{tr}$  je srednja energija primarnog fotona početne energije  $h\nu$  predata nanelektrisanoj čestici, a  $\mu$  koeficijent atenuacije snopa. Mali deo energije  $\bar{E}_{tr}$  odlazi na zakočno zračenje, i faktor  $\bar{g}$  je mera radijacione frakcije. Ostatak energije se apsorbuje, a ovaj proces opisuje koeficijent apsorpcije energije  $\mu_{en}$  fotona

$$\mu_{en} = \mu_{tr} \left( 1 - \bar{g} \right)$$

Za spektar energija fotona, koliziona kerma u tački od interesa biće jednaka proizvodu srednjeg masenog koeficijenta apsorpcije energije  $\bar{\mu}_{en}/\rho$  i ukupnog fluksa energije spektra fotona  $\Psi$

$$K_{col} = \Psi \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)$$

Apsorbovana doza je povezana sa fluksom elektrona  $\Phi_{med}$  u sredini na osnovu obrasca

$$D_{med} = \Phi_{med} \cdot \left( \frac{\bar{S}_{col}}{\rho} \right)_{med}$$

gde je  $\Phi$  ukupan fluks elektrona,

$$\left( \bar{S}_{col}/\rho \right)_{med} \text{ srednja nerestriktivna masena koliziona zaustavna moć sredine}$$

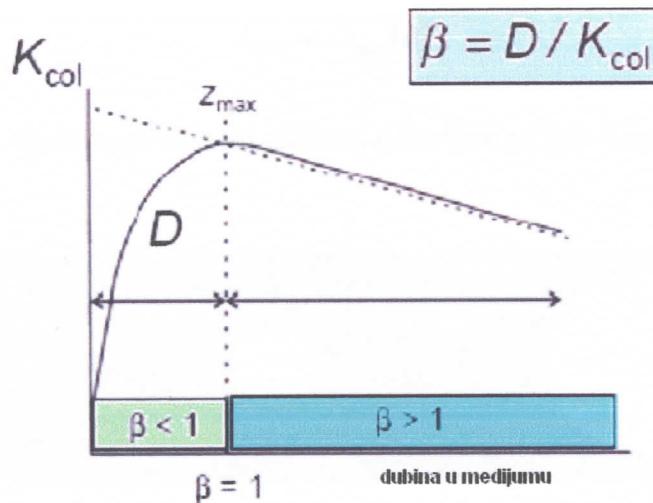
Odnos apsorbovanih doza dve sredine sa istim fluksom sekundarnih elektrona biće jednak odnosu njihovih srednjih masenih zaustavnih moći

$$\frac{D_{med_2}}{D_{med_1}} = \left( \frac{\bar{S}_{col}}{\rho} \right)_{med_2, med_1}$$

Pošto elektroni deponuju energiju duž svog traga, apsorpcija se ne dešava na istom mestu kao i transfer energije.

Apsorbovana doza je povezana sa kolizionom kermom, jer izračeni fotoni (zakočni zraci) napuštaju zapreminu od interesa. Takođe, zbog značajnog dometa Komptonovih elektrona, energija se može transportovati i izvan zapreme od interesa, pa važi

$$K_{col} \neq D$$



Slika 2-5 Veza između apsorbovane doze i kerme

Na osnovu odnosa kolizione kerme i doze može se zaključiti:

-od ulaska fotonskog snopa u sredinu doza postepeno raste („build up“ doze) do maksimalne vrednosti na  $z_{\max}$ , kada su svi elektroni oslobođeni fotonima, zaustavljeni u sredini

-kerma ima najveću vrednost na površini, a zatim opada i na dubini  $z_{\max}$  izjednačava se sa dozom (CPE, complete charge particle eqilibrium)

$$D = K_{\text{col}} = K \left( 1 - \frac{\beta}{g} \right)$$

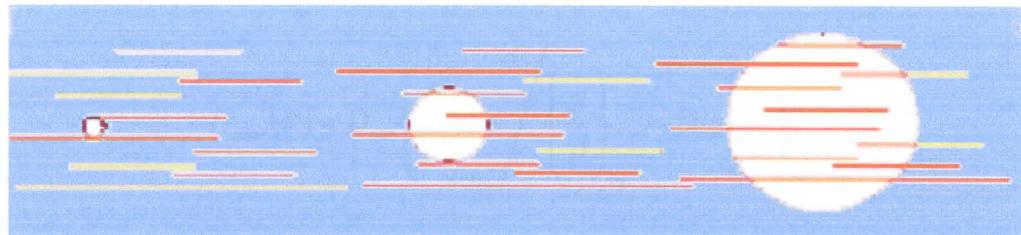
-na dubinama većim od dubine maksimuma  $z_{\max}$  doza je veća od kerme zato što je narušena ravnoteža elektrona zbog fotonskih atenuacija i rasejanja, ali je  $\beta$  konstantan (TPE, transient charge particle eqilibrium).

## 2.5 Brag-Grejeva teorija šupljine [11,3]

Da bi se doza u nekoj tački sredine P merila, potrebno je da se u nju unese uredaj osetljiv na zračenje (merilo doze). Osetljivi deo merila je šupljina, tako da će, u opštem slučaju, apsorbovana doza u šupljini biti različita od doze u tački P u odsustvu nje

$$D_{cav} \neq D_{med}(P)$$

U odnosu na domet sekundarnih elektrona, šupljine se dele na male, srednje i velike.



Slika 2-6 Ilustracija tipova šupljina u dozimetriji

Šupljina se smatra malom ako je domet nanelektrisanih čestica mnogo veći od njenih dimenzija. Apsorbovana doza u mernoj tački merila povezana je sa dozom u tački P sredine u odsustvu šupljine, i teorija koja daje vezu između pomenutih veličina je Brag-Grejeva.

Uslovi pod kojima važi Brag-Grejeva teorija:

1. Šupljina mora biti mala u poređenju sa dometom sekundarnih elektrona koji nailaze na nju, tako da njeno prisustvo ne remeti njihov fluks u medijumu
2. Apsorbovana doza u šupljini potiče od samo od elektrona koji je prelaze

Posledica prvog uslova je da je fluks elektrona u šupljini skoro jednak ravnotežnom fluksu u sredini koja je okružuje. Inače, prisustvo šupljine uvek u izvesnoj meri perturbuje fluks elektrona u oblasti CPE ili TPE, pa se rezultat merenja mora korigovati.

Na osnovu drugog uslova sledi:

- interakcije fotona u šupljini su zanemarljive
- svi elektroni koji deponuju dozu u šupljini proizvedeni su izvan nje i potpuno je prelaze (crossers)
- nema produkcije sekundarnih elektrona u šupljini i zaustavljanja elektrona (stoppers).

Apsorbovana doza u šupljini može se izraziti preko fluksa i koeficijenata interakcije elektrona

$$D_{cav} = \Phi \cdot \left( \frac{S}{\rho} \right)_{cav}$$

Kako je fluks elektrona isti, važiće

$$D_{med}(P) = D_{cav} \left( \frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med} \left/ \left( \frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{cav} \right. = D_{cav} \left( \frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med,cav}$$

Prethodni izraz predstavlja Brag-Grejevu teoriju na osnovu koje se apsorbovana doza u tački P neke sredine može dobiti kao proizvod merene vrednosti apsorbovane doze u šupljini i odnosa srednjih masenih zaustavnih moći sredina. Ova teorija ne uračunava sekundarne  $\delta$  elektrone koji nastaju u teškim kolizijama primarnih elektrona u šupljini. Neki  $\delta$  elektroni mogu imati dovoljno energije da napuste šupljinu, što smanjuje apsorbovanu energiju.

### 2.5.1 Spenser-Atiksova formulacija

Spenser-Atiksova teorija šupljine upotpunjaje Brag-Grejevu uključujući  $\delta$  elektrone i restriktivne zaustavne moći primarnih elektrona u šupljini. Ukupni fluks energije sekundarnih elektrona (primarnih i  $\delta$ ) može se podeliti u dve komponente prema energijskom pragu  $\Delta$  koji definiše korisnik:

1. Sekundarni elektroni sa kinetičkim energijama  $E_k < \Delta$  smatraju se sporim i, prema tome, deponuju energiju lokalno (stoppers)
2. Sekundarni elektroni sa kinetičkim energijama  $E_k \geq \Delta$  smatraju se brzim i deponuju energiju koja se meri (crossers). To znači da se samo  $\delta$  elektroni sa energijama većim od  $\Delta$  uključuju u spektar elektrona u šupljini

Za vrednost energijske granice  $\Delta$  uzima se 10 keV. Šupljina može biti ispunjena gasom, tečnošću ili čvrstom supstancom, što zavisi od tipa merila.

U dozimetriji visokoenergetskih snopova fotona i elektrona, koristi se ionizaciona komora sa šupljinom u vodenom fantomu. Tipična debљina zida komore je znatno manja od dometa sekundarih elektrona, pa je doprinos fluksu sekundarnih elektrona u šupljini mali. Zato se smatra da su oni nastali u fantomu, dok se zid smatra perturbacijom. Za slučaj ionizacione

komore sa tankim zidom u visokoenergetskim snopovima fotona i elektrona, Spenser-Atiksova formulacija teorije šupljine glasi

$$D_{med} = \frac{Q}{m} \left( \frac{W_{gas}}{e} \right) s_{med,gas}^{SA} p_{fl} p_{dis} p_{wall} p_{cel}$$

gde je,

$s_{med,gas}^{SA}$  odnos srednjih Spenser-Atiksovih zaustavnih moći sredine i gasa u šupljini

$W_{gas}$  srednja energija potrebna za formiranje jonskog para u vazduhu

$p_{cov}$  korekcioni faktor fluksa elektrona

$p_{dis}$  korekcioni faktor pomaka efektivne merne tačke

$p_{wall}$  korekcionи faktor zida komore

$p_{cel}$  korekcionи faktor centralne elektrode.

### 2.5.2 Burlinova i Fanova teorija [12,3,11]

U razmatranju velikih šupljina, gde je domet sekundarnih elektrona manji od dimenzija šupljine, polazi se od pretpostavke da je doprinos dozi u šupljini od elektrona stvorenih interakcijama fotona unutar nje mnogo veći od doprinosa sekundarnih elektrona iz sredine. Za velike šupljine odnos doza u šupljini i sredini predstavlja se preko odnosa kolizionih kerma

$$D_{med} = D_{gas} \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{med,gas}$$

gde je  $\left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{med,gas}$  odnos srednjih masenih koeficijenata apsorpcije energije sredine i gasa u šupljini.

Burlin je proširio Brag-Grejevu i Spenser-Atiksovou teoriju na šupljine srednjih dimenzija, ali se ona ne primenjuje u praksi.

Fanova teorema ima praktičnu primenu u dozimetriji  $X$  zračenja nižih energija gde je nemoguće meriti malom šupljinom. Fanova teorema glasi da ako se medijum izloži uniformnom fluksu primarnog zračenja ( $X$  zraci, neutroni), tada je fluks sekundarnog zračenja takođe uniforman i nezavistan od gustine medijuma. To znači, da se može primeniti Brag-Grejeva teorija i na veće šupljine ukoliko su zadovoljeni pomenuti uslovi.

### **3 Etaloniranje snopova fotona i elektrona [7]**

Precizno određivanje apsorbovane doze u referentnoj tački pod referentnim uslovima u vodenom fantomu zove se etaloniranje snopa. Jačina apsorbovane doze 1 cGy/MU visokoenergetskog snopa fotona ili elektrona dobija se na:

- referentnoj dubini  $z_{\max}$  u vodenom fantomu
- nominalnom rastojanju SSD ili SAD od 100 cm
- za referentnu veličinu polja ( $10 \times 10$ ) cm<sup>2</sup> na površini fantoma ili izocentru, respektivno.

Jedinica jačine apsorbovane doze kilovoltnih snopova  $X$  zračenja, kao i  $\gamma$  snopova sa teleterapijskih mašina je Gy/min.

Merenje apsorbovane doze snopova u radioterapiji vrši se dozimetrima ionizujućeg zračenja. Dozimetar je instrument čiji je odziv  $M$  mera srednje energije zračenja deponovane u osetljivoj zapremini  $V$ . Opšti zahtevi koje moraju ispunjavati dozimetri:

- Ponovljivost (stabilnost prilikom niza uzastopnih merenja)
- Reproducibilnost (stabilnost materijala i konstrukcije dozimeta u toku dužeg perioda vremena)
- Tačnost i preciznost (izračunavanje doze sa što manjom mernom nesigurnošću). Preciznost se odnosi na statističku reproducibilnost merenja i rezoluciju mernih instrumenata, a tačnost mernog sistema na opseg greške merenja
- Osetljivost (mora biti dovoljno velika da se mogu meriti male jačine doze, ali ne prevelika da izazove brzu saturaciju)
- Linearost odziva sa dozom i mogućnost merenja potrebnog opsega doza
- Nezavisnost odziva sa energijom
- Male promene odziva sa uticajnim veličinama koje moraju biti poznate i merljive

Postoje dve kategorije dozimetara zračenja:

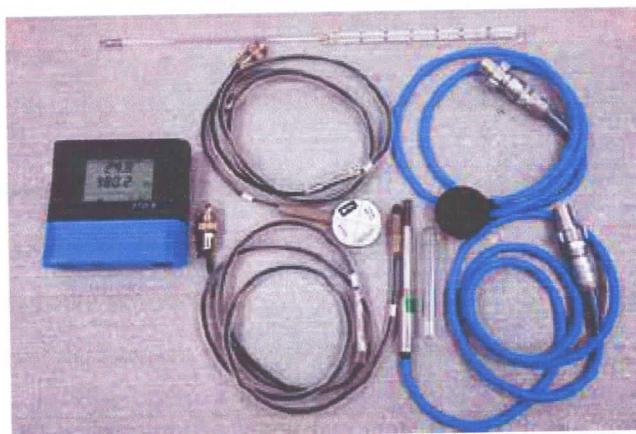
- absolutni dozimetri (omogućuju direktno određivanje apsorbovane doze)
- relativni dozimetri (etaloniraju se u poznatom polju zračenja)

U absolutne dozimetre spadaju kalorimetri, hemijski dozimetri i etalonske ionizacione komore. Kalorimetrija je fundamentalna tehnika dozimetrije koja se zasniva na topotnom efektu zračenja, a koristi grafitni i zatvoreni voden kalorimetar (za direktno određivanje apsorbovane

doze u vodi). Friki (Fricke, ferosulfatni) dozimetar je vrsta apsolutnog dozimetra koji zasniva rad na hemijskom efektu ionizujućeg zračenja.

### 3.1 Jonometrijska metoda

Jonizaciona komora sa šupljinom je najpraktičniji tip relativnog dozimetra, etaloniranog za apsorbovanu dozu u vodi, za precizno merenje apsorbovane doze snopova fotona i elektrona. Mogu se primenjivati u širokom opsegu energija snopova zračenja u radioterapiji. Vazduh je osjetljivi medijum u šupljini.



Slika 3-1 Prikaz jonizacione komore sa šupljinom

Osnova jonometrijskih merenja je ionizacija proizvedena interakcionim procesima ionizujućeg zračenja sa atomima gase. Na osnovu izmerenog naelektrisanja  $Q$  u jedinici mase vazduha u šupljini može se dobiti apsorbovana doza u vazduhu

$$D_{air} = \frac{Q}{m_{air}} \left( \frac{\bar{W}_{air}}{e} \right)$$

gde je  $\frac{\bar{W}_{air}}{e}$  srednja energija potrebna za formiranje jonskog para po jedinici naelektrisanja u suvom vazduhu na temperaturi  $0^{\circ}\text{C}$  i pritisku 101,3 kPa. Ona ima skoro konstantnu vrednost 33,97 J/C za opseg fotonskih i elektronskih energija koje se koriste u radioterapiji (ICRU 31).

Takođe, ova fizička veličina zavisi od relativne vlažnosti, pa će imati vrednost 33,77 J/C za vazduh relativne vlažnosti 50 %.

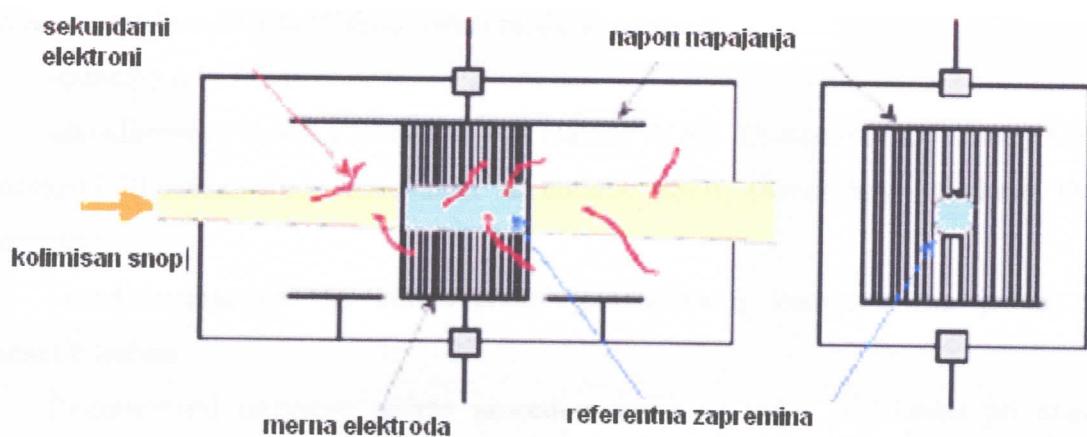
Vezu između apsorbovane doze u vazduhu šupljine  $D_{air}$  i vodi  $D_w$  daje Spenser-Atiksova formulacija Brag-Grejeve teorije. Osetljiva zapremina vazduha ili masa vazduha u šupljini određuju se direktnim merenjem (kod etalonskih komora) i etaloniranjem komore u poznatom polju zračenja (relativni dozimetar).

### 3.1.1 Referentna dozimetrija jonizacionim komorama [13]

Apsolutnost određivanja doze etalonskim ionizacionim komorama zavisi od preciznog poznavanja vrednosti  $\frac{W_{air}}{e}$ . Tri tipa ionizacionih komora koriste se kao absolutni dozimetri:

- etalonska komora sa vazdušnim zidom
- etalonska komora sa vazdušnom šupljinom
- ekstrapolaciona komora

Etalonska ionizaciona komora sa vazdušnim zidom je primarni etalon kerme u vazduhu ortovolatažnih snopova (do 250 keV), dok je komora sa šupljinom etalon kerme u vazduhu za energije snopova opsega (0,6-1,5) MeV. Vazdušna šupljinu poznate zapremine okružena je grafitnim zidom dovoljno debelim da omogući ravnotežu sekundarnih elektrona.



Slika 3-2 Prikaz ionizacione komore sa vazdušnim zidom

Ekstrapolacione komore su sastavni deo vodi ekvivalentnih fantoma u kojima se meri doza. One mogu da se koriste kao apsolutni dozimetri zračenja za merenje apsorbovane doze u megavoltnim snopovima fotona i elektrona. Primena ekstrapolacionih komora zasniva se na preciznom merenju gradijenta ionizacije.



Slika 3-3 Izgled ekstrapolacionih komora

### 3.1.2 Etaloniranje kliničkih snopova i merni lanac [13]

Klinički snopovi fotona i elektrona mere se ionizacionim komorama etaloniranim za apsorbovanu dozu u vodi. Poznavanjem koeficijenta etaloniranja komore nije potrebno da se zna precizna vrednost njene osetljive zapremine. Na ovaj način je ostvarena sledivost merenja do primarne fizičke laboratorije za etalone PSDL (Primary Standards Dosimetry Laboratory). Sledivost merenja u dozimetrijskom lancu može se ostvariti:

- direktno u PSDL-u
- akreditovanoj fizičkoj laboratoriji za etalone ADCL (Accredited Dosimetry Calibration Laboratory) ili sekundarnoj laboratoriji za etalone SSDL (Secondary Standards Dosimetry Laboratory)
- interkomparacijom sa etaloniranim ionizacionom komorom na jedan od gore pomenutih načina

Dozimetrijski protokoli sadrže procedure kojih se treba pridržavati pri etaloniranju kliničkih snopova. Zasnovani su na Brag-Grejevoj i Spenser-Atiksovoj teoriji šupljine, a objavljaju ih nacionalne, regionalne ili međunarodne organizacije. Izbor protokola je odluka radioterapijskog departmana.

Najnoviji međunarodni protokol TRS 398 iz 2000.godine, zasnovan na etaloniranju ionizacionih komora u odnosu na apsorbovanu dozu u vodi, objavila je Međunarodna agencija za atomsku energiju (IAEA).

### **3.2 Dozimetrijski sistem ionizacione komore [7]**

Preporuke po pitanju merne opreme baziraju se na IEC standardu 60731 iz 1997. za dozimetre sa ionizacionim komorama. Jonometrijski sistem u radioterapiji sastoji se iz sledećih komponenata:

- ionizacionih komora za merenja u različitim kvalitetima zračenja
- elektrometra
- vodenih fantoma sa vodootpornim držaćima komora
- radioaktivnih izvora sa konstantnom jačinom doze za proveru stabilnosti odziva ionizacionih komora (check source).

#### **3.2.1 Fizičke karakteristike ionizacionih komora [2]**

Ionizaciona komora sa vazdušnom šupljinom sastoji se iz merne zapremine i tri elektrode:

- polarizaciona elektroda (zid komore sa provodnom stranom)
- merna ili kolektorska elektroda
- zaštitna elektroda

Pošto je vazduh izolator neće biti struje u odsustvu zračenja, dok će prolaskom zračenja, usled interakcija sa atomima, vazduh da se jonizuje i proizvede električni signal. Inicijalni signal komore nastaje oslobođanjem visokoenergetskih nanelektrisanih čestica u zidu komore putem fotonskih interakcija [13]. Elektroni nastali u zidu ulaze u šupljinu komore i jonizuju vazduh proizvodeći sekundarne elektrone i pozitivne jone. Zbog velike elektronegativnosti kiseonika nastaju negativni joni, tako da pozitivni i negativni joni driftuju ka elektrodama u prisustvu električnog polja.

Tipične vrednosti ionizacione struje su reda pA, radni naponi napajanja komora kreću se u opsegu od 200 V do 400 V. Da bi se održala potencijalna razlika od 300 V na krajevima elektroda komore, a pritom postigla i dovoljna osjetljivost (proporcionalna zapremini vazduha), dimenziije komore moraju biti manje od 2 mm i zapremina šupljine od  $0,1 \text{ cm}^3$  do  $1 \text{ cm}^3$ . Naelektrisanje proizvedeno u vazdušnoj šupljini komore provodi se od elektroda do mernog instrumenta kroz dršku komore koja se nadovezuje na šupljinu i daje stabilnost celoj komori. Da bi naelektrisanje koje cirkuliše bilo samo iz vazdušne šupljine između njih se stavljuju izolatori i zaštitni prstenovi.

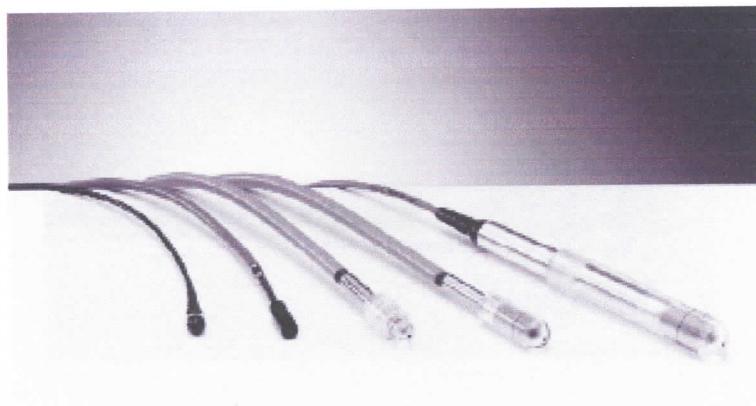
Postoje dve vrste jonizacionih komora sa šupljinom:

-cilindrična (naprstak) komora za etaloniranje ortovoltažnih i megavoltnih snopova,  $X$  zračenja, kao i snopova elektrona energija iznad 10 MeV.

-plan paralelna komora za etaloniranje superficijalnih snopova  $X$  zračenja i elektrona sa energijama ispod 10 MeV, kao i merenja površinske doze i u buil-up oblasti.

Cilindrična ionizaciona komora Farmer tipa [7] je najkomercijalniji tip komore u radioterapiji. Spoljašnji cilindrični zid ima provodnu unutrašnju stranu (grafit) i ponaša se kao jedna od elektroda. Druga elektroda je u sredini šupljine u vidu tanke šipke od aluminijuma. Nominalna zapremina šupljine je  $0,6 \text{ cm}^3$ , dužina 24 mm sa unutrašnjim dijametrom 6,25 mm. Spoljašnji zid je od grafita debljine 0,5 mm. Postoji nekoliko tipova Farmer komora sa zidom od A-150 (provodna plastika ekvivalentna mišićima), C-552 (provodna plastika ekvivalentna vazduhu), derlina, najlona 66, PMMA (polimetil metakrilat). Mnoge cilindrične komore imaju build-up kapu za merenja u vazduhu, a ukoliko nije vodootporna, komora se stavlja u vodootporni držač.

Farmer komora se pozicionira u fantomu tako da je fluks zračenja skoro uniforman duž poprečnog preseka njene šupljine (osa komore normalna na pravac snopa). Dužina komore zato predstavlja donju granicu veličine polja za koje se merenja mogu vršiti. Trebalo bi biti što homogenija po sastavu, ali iz tehničkih razloga je centralna elektroda od drugačijeg materijala nego zid. Izborom materijala komore može se omogućiti da promene njenog odziva sa energijom snopa budu male. Takođe, neophodno je da vazduh u šupljini brzo dostigne ravnotežu u temperaturi i pritisku sa okolinom.



Slika 3-4 Cilindrične ionizacione komore

Plan paralelne ionizacione komore se pozicioniraju u fantomu tako da im osa bude paralelna pravcu snopa. One imaju:

-dobru prostornu rezoluciju 2 mm

-dovoljno širok zaštitni prsteni koji eliminiše efekat većeg rasejanja elektrona u šupljinu [7].

-položaj efektivne tačke merenja je dobro definisan i nalazi se u centru unutrašnje površine ulaznog prozora.

Da bi se ispunili pomenuti uslovi, plan paralelne komore moraju imati šupljinu oblika diska ili palačinke, čiji je odnos dijametra i visine veliki ( $\geq 5$ ) [13]. Dijametar kolektorske elektrode ne sme biti veći od 20 mm da bi se smanjio uticaj radijalne neuniformnosti profila snopa, a visina šupljine  $\geq 2$  mm. Kolektorska elektroda mora biti okružena zaštitnom elektrodom širine najmanje 1,5 visine šupljine.

Debljina ulaznog prozora je ograničena na  $0,1 \text{ g/cm}^2$  (1mm PMMA) da bi se moglo meriti na malim dubinama. Takođe, vazduh u šupljini mora brzo dostići ravnotežu u temperaturi i pritisku sa okolinom. NACP (Nordiac Association of Clinical Physicists) planparalelna komora je primer dobrog dizajna komore (slika 3-5). Ima tanak ulazni prozor debljine 0,6 mm sačinjen od mularne folije i grafita. Izlazni prozor je od grafita, dok su zidovi sa strane od reksolita. Kolektorska elektroda je veoma tanak sloj (0,1 mm) grafita preko reksolita postavljenog na debelo ležiste izolatora da bi efekat polariteta bio zanemarljiv. Zaštitni prsten od 3 mm služi da otkloni elektrone koji se rasejavaju u šupljinu sa bočnih zidova komore. Razmak između elektroda je 2 mm.



Slika 3-5 Plan paralelna komora Scanditronix Wellhofer NACP-02

Što se tiče snopova fotona , plan paralelne komore su pogodne za referentna dozimetrijska merenja samo ukoliko su etalonirane u odnosu na apsorbovanu dozu u vodi u korisničkom kvalitetu snopa.

Ove komore su vodoootporne, i za njihovu upotrebu je veoma važno da se razumeju efekti unazad rasutog zračenja sa zadnjeg zida komore. U dozimetriji snopova elektrona glavna prednost plan paralelnih komora je smanjenje perturbacionih efekata koji potiču od rasejanja.

### 3.2.2 Elektrometar i strujni integrator [7,2]

Ionizaciona komora se ponaša kao kondenzator, priključen na izvor napajanja, u kome nastaje nanelektrisanje ili struja usled zračenja. Signal je slab, pa se mora meriti veoma osetljivim uređajem (elektrometrom).

Elektrometar je uređaj za merenje nanelektrisanja ili struje nastalih ionizacionim procesima u vazdušnoj šupljini komore. Kada radi u integracionom režimu, ukupno nanelektrisanje sakupljeno kolektorskom elektrodom deponuje se na oblogama kondenzatora, pa će biti srazmerno naponu  $V$  na kondenzatoru, dok se u diferencijalnom režimu, na osnovu izmerenog napona  $V$  određuje struja. Karakteristike koje elektrometar mora zadovoljiti:

- brzo inicijalizovanje (warm-up) u toku (5-10) minuta
- mogućnost promene vrednosti napona napajanja duž elektroda i polariteta. kao i brzo uspostavljanje ravnoteže nakon toga
- zanemarljiva struja curenja pre i posle zračenja (manje od  $10^{-13}$  A)
- osetljivost koja ne zavisi od uslova merenja, vremena ili položaja skale



Slika 3-6 Elektrometar Scanditronix Wellhofer Dose 1

### 3.2.3 Fantomi [2,7]

Fantom je zajednički naziv za materijale koji se koriste u dozimetriji ionizujućeg zračenja kao zamena za pacijenta, a zadovoljavaju sledeće kriterijume:

- apsorbuju i rasejavaju fotone na sličan način kao tkivo
- imaju sličnu gustinu i broj elektrona po gramu kao tkivo
- imaju približan efektivni atomski broj

Voda je standarni i najuniverzalniji materijal fantoma kod dozimetrijskih merenja snopova fotona i elektrona, pošto se ljudski organizam sastoji pretežno od nje.

Vodeni fantomi su preporuka za etaloniranje visokoenergetskih snopova fotona i elektrona (protokol TRS 398). Da bi se omogućili odgovarajući uslovi rasejanja, margina fantoma mora biti najmanje  $5 \text{ g/cm}^2$  u svim pravcima u vodi oko nominalne veličine polja, kao što mora biti najmanje  $10 \text{ g/cm}^2$  vode iza komore.

U snopovima fotona ekvivalencija sa tkivom ili vodom znači poklapanje:

- masenih koeficijenata apsorpcije energije
- masenih zaustavnih moći
- masenih moći rasejanja

U snopovima elektrona ekvivalencija sa tkivom ili vodom znači poklapanje:

-linearnih zaustavnih moći

-linearnih moći rasejanja

Najekvivalentniji tkivu je PMMA (polimetil metakrilat), poznat kao akrilik, koji se koristi za materijal vodenih fantoma. Tradicionalni nazivi su lucit, pleksiglas ili perspeks. Plastični čvrsti fantomi nisu univerzalna zamena za tkivo, i njihova upotreba se ograničava na rutinske provere. Čvrsti fantomi u obliku ploča od polistirena, pleksiglasa, određenih vrsta plastika ekvivalentnih vodi koji se koriste u dozimetriji ionizujućeg zračenja su:

-polistiren gustine  $0,96 \text{ g/cm}^2$  do  $1,04 \text{ g/cm}^2$

-pleksiglas ili PMMA gustine  $1,18 \text{ g/cm}^2$

-A-150 tkivu ekvivalentna plastika

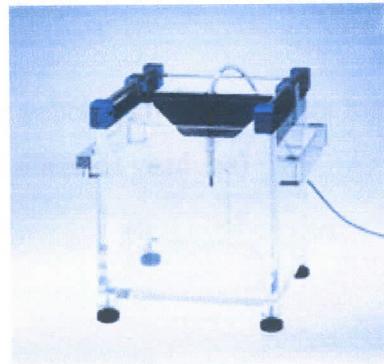
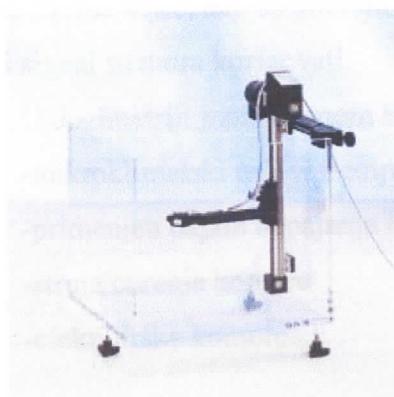
-čvrsta voda

-plastična voda

-virtuelna voda

Ionizaciona komora se, u nekim fantomima, stavlja u vodootporne rukavce. Preporuka je [2] da rukavac bude od PMMA sa zidom dovoljno tankim (manje od 1 mm) da bi komora dospila termalnu ravnotežu sa vodom za manje od 10 minuta. Dovoljan je vazdušni prorez od 0,1 mm do 0,3 mm između komore i rukavca. Kod vodootpornih ionizacionih komora, PMMA rukavac je značajan zbog preciznijeg pozicioniranja.

Efektivni atomski broj  $Z_{eff}$  materijala fantoma zavisi od atomskog sastava, vrste i kvaliteta zračenja, i on je za vodu 7,5, a vazduh 7,8.



Slika 3-7 Vodeni fantomi WP 1D i WP 34

### **3.2.4 Radioaktivni izvor za proveru stabilnosti odziva komore (check source)**

Provera stabilnosti odziva ionizacione komore vrši se radioaktivnim izvorom  $^{89-90}\text{Sr}$ . To je radionuklid koji se nalazi u zaštitnom kontejneru sa otvorom za adapter sa ionizacionom komorom. Pravilna upotreba adaptera omogućuje preciznost i reproducibilnost postavljanja ionizacione komore u odnosu na izvor. Takođe, pre provere odziva, u otvor se stavi termometar koji očitava temperaturu na mestu komore.

Radionuklid  $^{89-90}\text{Sr}$  ima period poluraspada 28,7 godina. Čistoća materijala je takva da se nakon tri godine prava aktivnost ne razlikuje više od  $\pm 1,5\%$  od obračunate aktivnosti. Na osnovu konstantnog geometrijskog odnosa između ionizacione komore i izvora, i pod konstantnim uslovima merenja (temperatura, pritisak i vlažnost vazduha), ionizaciona struja (naelektrisanje) reproducibilna je sa nesigurnošću do  $\pm 1\%$  na nivou pouzdanosti 95 %. Radioaktivni izvori za proveru stabilnosti cilindričnih i plan paralelnih komora razlikuju se po konstrukciji i vrsti adaptera.

### **3.3 Korekcija odziva komore za uticajne veličine merenja [2,7,13]**

Za svaku ionizacionu komoru postoje referentni uslovi merenja, koji su opisani skupom uticajnih veličina za koje koeficijent etaloniranja važi bez daljih korekcija. Uticajne veličine se definišu kao skup veličina koje nisu predmet merenja, ali utiču na vrednost fizičke veličine koja se meri. Prema tome, ako se komora koristi u uslovima merenja koji se razlikuju od referentnih, mereni signal se mora korigovati.

U dozimetriji ionizacionom komorom, sledeće veličine utiču na rezultat merenja:

- mikroklimatski uslovi (temperatura, pritisak i vlažnost vazduha)
- primjenjen napon napajanja i polaritet komore
- struja curenja komore
- efekti drške komore.

### 3.3.1 Korekcija za gustinu vazduha [2,7,13]

Signal ionizacione komore zavisi od osetljive zapremine komore  $V_{eff}$  i gasa u šupljini. Masa vazduha u šupljini jednaka je proizvodu gustine vazduha, koja zavisi od temperature, pritiska i vlažnosti vazduha u prostoriji, i efektivne zapremine komore

$$m_{air} = \rho_{air} V_{eff}$$

U PSDL-u se uzima vrednost gustine vazduha  $\rho_{air}(T_s, p_s) = 1,293 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$  koja važi za suv vazduh pod standardnim uslovima, tj. temperaturi  $T_s = 0^\circ \text{C} = 273,16 \text{ K}$  i pritisku  $p_s = 101,325 \text{ kPa}$ . Odziv komore treba korigovati da bi važio za pomenutu vrednost gustine vazduha. Smatrujući vazduh idealnim gasom, važiće izraz za gustinu vazduha u šupljini pri uslovima merenja na nekoj temperaturi  $T$  i pritisku  $p$

$$\rho_{air}(T, p) = \rho_{air}(T_s, p_s) \frac{273,16}{(273,16 + T)} \frac{p}{p_s}$$

Prilikom etaloniranja ionizacione komore u SSDL-u, izmereno nanelektrisanje takođe treba korigovati za gustinu vazduha, pa će koeficijent etaloniranja važiti za referentne vrednosti mikroklimatskih uslova. U većini SSDL-a to su  $T_n = 20^\circ \text{C}$  i  $p_n = 101,325 \text{ kPa}$ , dok se korekcija za vlažnost vazduha ne uračunava (održava se relativna vlažnost oko 50 %, a koeficijent etaloniranja važi za zadati opseg vlažnosti od 20 % do 80 %).

Korekcioni faktor gustine vazduha  $k_{TP}$  primjenjen na mereni signal prevodi vrednost gustine vazduha na referentnu vrednost za koju važi koeficijent etaloniranja

$$k_{TP} = \frac{(273,16 + t)}{(273,16 + t_n)} \frac{p_n}{p} \quad (3.33)$$

gde su  $p$  i  $T$  pritisak i temperatura vazduha u uslovima merenja,  
 $p_n$  i  $T_n$  vrednosti pritiska i temperature pri etaloniranju komore.

Za temperaturu vazduha u komori uzima se temperatura fantoma, i nije nephodno da ona bude jednaka sa temperaturom okolnog vazduha. Ukoliko razlika bude značajna, mora se sačekati neko vreme dok se temperature ne izjednače.

### 3.3.2 Efekat polariteta napona napajanja [2,7,13]

Efekat polariteta ionizacione komore predstavlja različit odziv komore pod istim uslovima ozračivanja pri promeni polariteta napona napajanja. Kada se komora koristi u snopovima u kojima je ovaj efekat izražen, prava vrednost rezultata merenja je srednja vrednost apsolutnih vrednosti merenja na oba polariteta.

Efekat polariteta je zanemarljiv u visokoenergetskim snopovima fotona na dubinama iza dubine maksimuma, a značajan u ortovoltažnim i elektronskim snopovima (na svim dubinama od površine do praktičnog dometa). Takođe, zbog asimetričnog dizajna, ovaj efekat je veoma značajan kod merenja plan paralelnim komorama u snopovima elektrona.

Intenzitet efekta polariteta napona napajanja zavisi od energije i ugaone raspodele upadnog zračenja, dubine merenja u fantomu i veličine polja. Korekcija se izračunava na osnovu obrasca

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

gde je

$M_+$  signal komore dobijen na pozitivnom polaritetu,

$M_-$  signal komore dobijen na negativnom polaritetu,

$M$  signal komore dobijen na polaritetu napona napajanja koji je usvojen za radni.

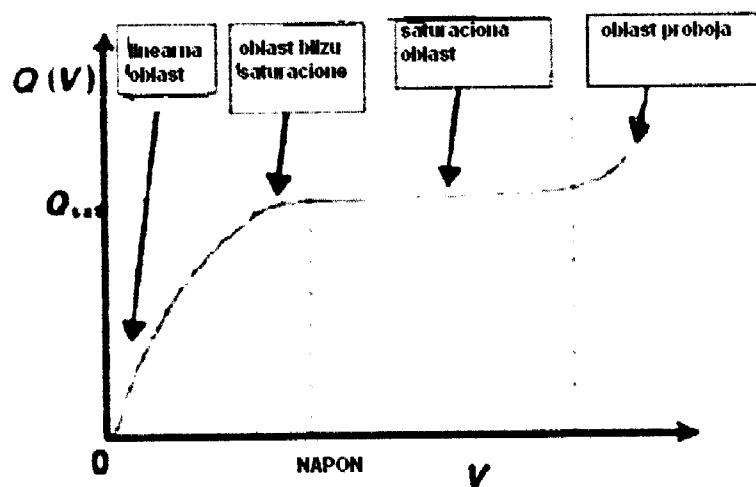
Kada se komora pošalje na etaloniranje, usvaja se vrednost napona i polariteta koja će se koristiti u radu sa njom. Ako je u etalonskoj laboratoriji urađena korekcija za polaritet, to je naznačeno u sertifikatu etaloniranja. Tada, korisnik ionizacione komore mora primeniti dati korekcioni faktor u merenjima na usvojenom naponu napajanja komore i polaritetu. Ukoliko nema podatka o urađenoj korekciji, korisnik je mora uračunati pri merenjima za svaki snop zračenja, i ako je pomenuta korekcija  $k_{pol}$  veća od 3 %, ionizaciona komora se ne sme koristiti za merenja apsorbovane doze snopova.

### 3.3.3 Efekat napona napajanja [13]

Zavisnost odziva komore od primjenjenog napona prikazana je krivom zasićenja koja zavisi od konstrukcije komore, gasa izmedu elektroda, intenziteta i vrste zračenja (slika 3-8). Na niskim naponima naelektrisanje je malo zbog relativno značajne jonske rekombinacije. Sa porastom napona signal raste (veći broj jona stiže do kolektorske elektrode), sve do postizanja saturacije kada su svi joni sakupljeni. Sa daljim porastom napona elektroni proizvedeni u gasu se ubrzavaju tako da vrše sekundarnu ionizaciju.

Ionizacione komore se koriste u opsegu napona na kojima sakupljeno naelektrisanje dostiže saturacionu vrednost. Saturacioni napon predstavlja maksimalni radni napon ionizacione komore, ali proizvodaci ionizacionih komora preporučuju malo niže vrednosti radnih naponi.

Naelektrisanje proizvedeno u ionizacionoj komori može da se razlikuje od naelektrisanja koje je sakupljeno. Gubitak naelektrisanja nastaje zbog jonske rekombinacije, dok se višak naelektrisanja javlja zbog multiplikacije i električnog probaja, a posledica su jonskog transporta u osetljivoj zapremini komore, mehaničkog i električnog dizajna komore



Slika 3-8 Kriva zasićenja ionizacione komore

Efikasnost sakupljanja jona  $f$  ionizacione komore na koju je primjenjen napon napajanja  $V$  je količnik nanelektrisanja sakupljenog na tom naponu  $Q(V)$  i saturacionom naponu  $Q_{sat}$ . U

saturacionom režimu, svo proizvedeno naelektrisanje je sakupljeno  $Q_{sat}$ , tako da je u toj oblasti efikasnost sakupljanja jona veća od 0,98 i 1, respektivno. Postoje tri mehanizma rekombinacije:

-inicijalna rekombinacija pri kojoj se raznoimena naelektrisanja duž istog traga rekombinuju

-opšta rekombinacija kada se rekombinuju naelektrisanja sa različitih tragova -gubici zbog difuzije jona u električnom polju

Korekcioni faktor zbog rekombinacije jona  $k_{sat}$  koriguje odziv ionizacione komore zbog gubitaka na rekombinaciju, i jednak je recipročnoj vrednosti efikasnosti sakupljanja jona. Smatrujući dominantnom opštu rekombinaciju, može se izračunati efikasnost sakupljanja jona u snopovima kontinualnog i impulsnog zračenja blizu saturacionog režima metodom dva napona (Boag and Currant (1980)) [7,2].

Signal ionizacione komore  $M$  meri se pod istim uslovima na dva napona napajanja, radnom  $V_H$  i nižem  $V_L$  i dobija korekcioni faktor rekombinacije

$$k_{sat} = a_0 + a_1 \left( \frac{Q_1}{Q_2} \right) + a_2 \left( \frac{Q_1}{Q_2} \right)^2$$

Uslovi koji važe kod primene ovog metoda:

-odnos pomenutih napona mora biti jednak ili veći od 3

-mora se pažljivo birati napon  $V_H$  da ne dođe do multiplikacije naelektrisanja.

### 3.3.4 Struja curenja komore i uticaj drške komore [7]

Struja curenja predstavlja signal ionizacione komore koji nije dozimetrijski, i njen efekat na rezultat merenja se smanjuje upotrebotom:

-zaštitnih elektroda

-troaksijalnih kablova

-sofisticirani elektrometrima

Kod ionizacionih komora dobrog dizajna, struja curenja je zanemarljiva (najmanje dva reda veličine niža od merenog signala). Efekat curenja ionizacione komore i elektrometra se može javiti kao posledica ozračivanja izolatora i delova drške komore, kablova i merne

elektronike. Ovo curenje se nastavlja i kada zračenje prestane i smanjuje se eksponencijalno sa vremenom. Druga vrsta curenja nastaje usled rasejanog zračenja sa delova komore koji su izvan snopa. Mehanički pritisak na kabl izolatora može, takođe, izazvati struju curenja, pa zbog toga treba izbegavati uvrтанje i gaženje kablova.

### 3.4 Određivanje apsorbovane doze pomoću etalonirane ionizacione komore

Apsorbovana doza kliničkih snopova fotona i elektrona meri se ionizacionim komorama sa koeficijentnom etaloniranja za apsorbovanu dozu. Razvojem primarnih i sekundarnih etalona apsorbovane doze, omogućeno je korisnicima komora, direktno određivanje apsorbovane doze u vodi, a formalizam, kao i svi neophodni podaci, dati su dozimetrijskim protokolom. Protokol definiše referentne uslove pod kojima se koristi etalonirana ionizaciona komora za merenja kliničkih snopova. Najnoviji formalizam definiše protokol TRS 398 koji je objavila 2000.godine Međunarodna agencija za atomsku energiju.

Prvi korak u primeni protokola predstavlja merenje odziva ionizacione komore u snopu kvaliteta  $Q$  pod referentnim uslovima, a zatim korigovanje rezultata da bi se dobio odziv  $M_Q$  pod referentnim uslovima za koje važi koeficijent etaloniranja. Na ovaj način se uspostavlja sledivost merenja do SI sistema. Formalizmi dozimetrijskih protokola [2,7,3] zasnivaju se na:

- etaloniranju u snopu  $^{60}Co$  (megavoltni fotonski i elektronski snopovi)
- etaloniranju u datom kvalitetu zračenja (superfijjalni i ortovoltažni snopovi)

Takođe, TRS 398 daje formalizam etaloniranja ionizacionih komora za apsorbovanu dozu u vodi u snopu kvaliteta  $^{60}Co$ . Na osnovu poznate vrednosti apsorbovane doze  $D_{w,Q_0}$  u vodi na referentnoj dubini  $z_{ref}$  u vodi u referentnom snopu kvaliteta  $^{60}Co$ , određuje se koeficijent etaloniranja ionizacione komore  $N_{D,w,Q_0}$ . Komora se upoređuje, nizom merenja pod referentnim uslovima, sa etalonskom komorom koja daje poznatu vrednost apsorbovane doze pod istim uslovima.

### **3.4.1 Formalizam dozimetrijskog protokola TRS 398 [2]**

IAEA dozimetrijski protokol TRS 398 razvio je Hohlfeld (1988), a proširili su ga Pedro Andreo i Rogers (1992).

$N_{D,w}$  formalizam je postupak određivanja apsorbovane doze u vodi visokoenergetskih snopova fotona i elektrona. Zasniva se na merenjima ionizacionom komorom sa vazdušnom šupljinom etaloniranom u snopu  $^{60}Co$  za apsorbovanu dozu u vodi.

Referentna SSDL ionizaciona komora sa mernim kompletom etalonirana je u IAEA laboratoriji za apsorbovanu dozu u vodi [14]. Kontrola stabilnosti odziva ove komore proverava se merenjima radionuklidom  $^{89-90}Sr$ . U većini SSDL-a etaloniranje dozimetara vrši se supsticijonom metodom u snopu zračenja  $^{60}Co$ . Referentno merilo i korisnička ionizaciona komora postavljaju se jedna posle druge u vodenim fantomima na dubinu  $5 \text{ g/cm}^2$  na rastojanju SSD 95 cm. Koristeći ovaj metod, koeficijent etaloniranja dozimetara za apsorbovanu dozu u vodi dobija se sledeći navedene korake:

-Merenja se najpre vrše referentnim merilom u cilju određivanja jačine apsorbovane doze u vodi pod referentnim uslovima koji važe u laboratoriji

$$D_w = N_{D,w}^{ref} M_{corr}^{ref}$$

-Merenja se vrše ionizacionom komorom korisnika i dobija koeficijent etaloniranja kao količnik poznate vrednosti jačine doze i rezultata merenja

$$N_{D,w}^u = \frac{D_w}{M_{corr}^u}$$

gde su

$N_{D,w}^{ref}$  koeficijent etaloniranja za apsorbovanu dozu referentnog SSDL merila

$N_{D,w}^u$  koeficijent etaloniranja za apsorborbovanu dozu korisničke komore

$D_w$  poznata jačina apsorbovane doze u vodi na referentnoj dubini  $z_{ref}$  u vodi za referentni kvalitet snopa  $^{60}Co$  i u odsustvu komore

$M_{corr}$  korigovan odziv ionizacione komore.

Poznata (tačna) vrednost apsorbovane doze je referentna vrednost koja je prihvaćena, prema konvenciji, sa izvesnom nesigurnošću. To je srednja vrednost određenog broja merenja referentnim etalonom pod referentnim uslovima. Referentni uslovi su skup veličina koje utiču na merenje za koje koeficijent etaloniranja važi bez daljih korekcija. Pri etaloniranju ionizacione komore za apsorbovanu dozu u vodi referentni uslovi su:

- geometrijski aranžman
- veličina polja
- materijal i dimenzije fantoma
- mikroklimatski usovi

U uticajne veličine spadaju:

- pritisak, temperatura i vlažnost vazduha
- starost, rezolucija elektrometra, warm-up, polarizacioni napon napajanja, efekat rekombinacije (potiču od mernog kompleta)
- kvalitet snopa, jačina doze  $^{60}Co$ , veličina polja, dubina u fantomu (odnose se na zračno polje).

Uticajne veličine se drže pod kontrolom koliko je god to moguće, ali se ne mogu kontrolisati pritisak i vlažnost vazduha, jačina doze  $\gamma$  zračenja  $^{60}Co$ .

Rezultat merenja se koriguje primenom odgovarajućih korekcionih faktora. Zbog uticaja mikroklimatskih uslova, uvodi se korekcija za gustinu vazduha, dok se vlažnost vazduha u laboratoriji održava na 50 %, tako da će, za opseg relativnih vlažnosti između 20 % i 80 % na radnim temperaturama, važiti koeficijent etaloniranja korisničke komore. Ako relativna vlažnost vazduha prelazi pomenuti opseg, efekat vlažnosti se mora uključiti u procenu nesigurnosti. Starost instrumenta i ograničena rezolucija, takođe, utiču na rezultat merenja. Nakon uključivanja potrebno je vreme za stabilizaciju ionizacione komore i mernog kompleta (warm-up), kao i određeno vreme da se temperatura vazduha u šupljini komore izjednači sa temperaturom vode u fantomu. Poželjno je da se komora pre početka merenja ozrači sa nekoliko Gy zbog stabilnosti odziva, koji se mora proveravati periodično merenjima u snopu  $\gamma$  zračenja. Rezultat ovih testova i procena nesigurnosti mora biti manja od 0,5 %. Struja curenja potiče od nanelektrisanja proizvedenog u kompletном mernom sistemu u odsustvu zračenja. Može nastati i u toku zračenja i registrovati se po završetku zračenja. Curenje nanelektrisanja se mora proveravati pre i posle merenja. Rekombinacioni efekat je mali u kontinualnim snopovima zračenja kao što je snop  $^{60}Co$ , pa se zanemaruje, kao i efekat polariteta napona napajanja.

Pretpostavljajući da perturbujuće veličine deluju nezavisno, njihov ukupan uticaj se predstavlja proizvodom korekcionih faktora za gustinu vazduha, polaritet napona napajanja, efikasnost sakupljanja jona

$$\prod k_i$$

$k_i$  je pojedinačna korekcija rezultata merenja.

Kada se komora koristi u snopu kvaliteta  $Q$ , apsorbovana doza u vodi na referentnoj dubini  $z_{ref}$  u vodenom fantomu i u odsustvu komore biće

$$D_{w,Q} = M_Q N_{d,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

gde je,

$N_{D,w}$  koeficijent etaloniranja komore za apsorbovanu dozu u vodi

$M_Q$  odziv komore korigovan zbog razlike uslova merenja od referentnih

$k_{Q,Q_0}$  korekcioni faktor kvaliteta snopa (zbog razlike u kvalitetu kliničkih snopova i referentnog).

Korekcioni faktor kvaliteta snopa definiše se, u opštem slučaju, kao količnik koeficijenata etaloniranja ionizacione komore za apsorbovanu dozu u vodi za kvalitete snopova zračenja  $Q$  i  $Q_0$ <sup>2</sup>

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

Da bi se  $k_{Q,Q_0}$  direktno merio za svaku ionizacionu komoru potrebno je da u etalonskoj laboratoriji postoji:

-energijski nezavistan dozimetrijski sistem (kalorimetar)

-akcelerator sa snopovima kvaliteta identičnim korisničkim

Direktno merenje korekcionog faktora kvaliteta moguće je u svega nekoliko PSDL-a u svetu, tako da se ovaj faktor izračunava teorijski za snopove zračenja različitih kvaliteta, i tipova

---

<sup>2</sup> Kada je referentni snop kvaliteta  $\gamma$  zračenja  $^{60}\text{Co}$ , izostavlja se indeks  $Q_0$  u  $k_{Q,Q_0}$

komore. Vrednosti  $k_Q$  dobijene teorijskim obračunom (smatrajući ionizacionu komoru Brag-Grejevim detektorom) prikazane su tabelarno u protokolu TRS 389 [2].

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q \cdot P_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} \cdot P_{Q_0}}$$

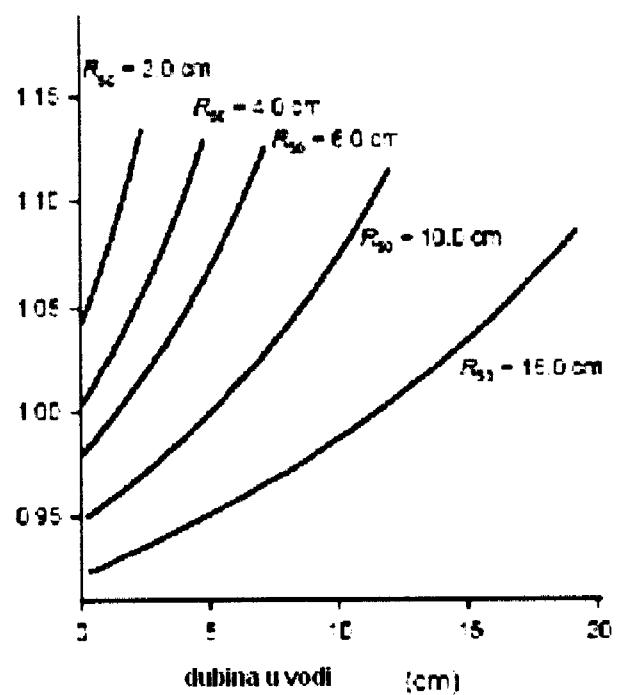
$s_{w,air}$  odnos srednjih Spenser-Atiksovih zaustavnih moći vode i vazduha za kvalitete snopova  $Q$  i  $Q_0$ , respektivno

$P_Q$ ,  $P_{Q_0}$  perturbacioni faktori komora u pomenutim kvalitetima snopova (zbog odstupanja ionizacione komore od idealnog Brag-Grejevog detektora).

Perturbacioni faktori se odnose na ionizacionu komoru, dok se zaustavne moći odnose na snop i medijum.

### 3.4.2 Odnos zaustavnih moći [13]

Najznačajnija karakteristika odnosa srednjih Spenser-Atiksovih masenih zaustavnih moći dve sredine  $s_{w,air}$  monoenergetskih elektrona je zavisnost od energije i dubine. Uslovljena je razlikama spektara energije elektrona u vodi na različitim dubinama. Odnos zaustavnih moći određuje se za realan snop na osnovu raspodele energije elektrona u spektru.



Slika 3-9 Odnos srednjih zaustavnih moći vode i vazduha kliničkih snopova elektrona

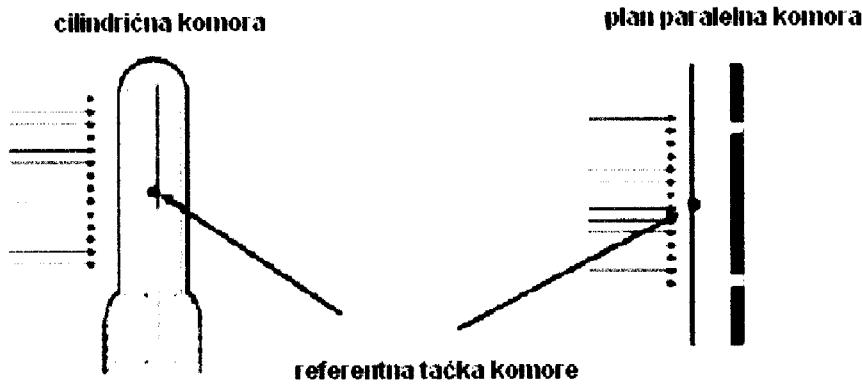
Kod fotonskih snopova, odnos zaustavnih moći vode i vazduha monoenergetskih fotona skoro je konstantan sa dubinom iza build-up oblasti (tabela 2 ).

**Tabela 2 Odnos srednjih Spenser-Atiksovih masenih zaustavnih moći vode i vazduha za kvalitete snopova fotona u radioterapiji**

Spektar fotona	$TPR_{20,10}(TRS398)$	$\frac{L_w}{L_{w,air}}^\Delta$
$^{60}Co$	0,519	1,134
4 MV	0,581	1,131
6 MV	0,626	1,127
8 MV	0,667	1,121
10 MV	0,688	1,117
15 MV	0,731	1,106
20 MV	0,760	1,096
25 MV	0,768	1,093
35 MV	0,789	1,084

### 3.4.3 Perturbacioni faktori [2,7]

Glavno uopštavanje Brag-Grejeve teorije je prepostavka da je fluks elektrona u referentnoj tački dozimetra identičan fluksu elektrona u interesnoj tački  $P$  u vodenom fantomu. Ionizaciona komora sa šupljinom se u visokoenergetskim snopovima ponaša kao dobra aproksimacija Brag-Grejevog detektora.



Slika 3-10 Prikaz referentnih tačaka ionizacionih komora u upotrebi u radioterapiji

Referentna dozimetrija visokoenergetskih kliničkih snopova zasniva se na pozicioniranju referentne tačke komore na referentnoj dubini  $z_{ref}$  merenja, a odstupanje od idealnog Brag-Grejevog detektora koriguje se uvođenjem perturbacionih faktora prilikom određivanja apsorbovane doze. Perturbacioni faktor  $p_Q$  je proizvod četiri faktora koji važe za dati kvalitet snopa  $Q$

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

Petrurbacioni faktori koriguju sledeće efekte:

- $p_{dis}$  koriguje efekat zamene zapreme vode vazdušnom šupljinom kod cilindričnih komora,
- $p_{wall}$  uračunava neekvivalenciju zida komore sa vodom,
- $p_{cel}$  uračunava efekat centralne elektrode (za cilindrične komore sa centralnom elektrodom od aluminijuma koja nije ekvivalentna vazduhu),
- $p_{cav}$  koriguje efekte rasejanja elektrona u vašdušnu šupljinu, zbog čega je fluks elektrona u šupljini različit od fluksa u vodi u odsustvu nje

Odziv cilindrične komore pozicionirane sa centrom šupljine u tačku  $P$  na  $z_{ref}$  nije mera apsorbovane doze u vodi  $D_{w,Q}(P)$ . Zbog zamene vode komorom biće smanjena atenuacija i rasejanje, a odziv veći, pa se rezultat koriguje faktorom  $p_{dis}$ . Konceptom efektivne tačke merenja  $P_{eff}$  dobija se u toj tački unutar šupljine komore korektna vrednost apsorbovane doze u

vodi. Efektivna tačka merenja cilindrične ionizacione komore  $P_{eff}$  pomerena je od centralne komore prema izvoru za rastojanje koje zavisi od vrste komore i snopa. Kod plan paralelnih komora  $P_{eff}$  ionizacione komore je u centru unutrašnje strane spoljašnjeg prozora i poklapa sa njenom referentnom tačkom.

Prema dozimetrijskom protokolu TRS 398 za merenja u snopovima fotona koristi se  $p_{dis}$ , a koncept  $P_{eff}$  za merenja u snopovima elektrona (tabela 3).

**Tabla 3 Pozicioniranje referentne tačke cilindrične komore unutrašnjeg radijusa šupljine  $r_{cyl}$  prema protokolu TRS 398**

	etaloniranje snopa	merenja dubinskih doza
$^{60}Co$	$z_{ref}$	$0,6r_{cyl}$ dublje od $z_{ref}$
megavoltni fotonii	$z_{ref}$	$0,6r_{cyl}$ dublje od $z_{ref}$
megavoltni elektroni	$0,5r_{cyl}$ dublje od $z_{ref}$	$0,6r_{cyl}$ dublje od $z_{ref}$

Faktor  $P_{cav}$  koriguje odziv ionizacione komore zbog efekata vezanih za njenu vazdušnu šupljinu od kojih je najdominantniji rasejanje elektrona u šupljini, pa je njihov fluks unutar šupljine drugačiji od fluksa u vodi u odsustvu komore.

Faktor  $P_{cel}$  koriguje odziv ionizacione komore zbog efekta centralne elektrode cilindričnih ionizacionih komora.

Perturbacioni faktor  $p_{wall}$  koriguje njen odziv zbog neekvivalentnosti zida komore sa vodom. Neki elektroni u šupljini potiču iz vode, dok drugi iz zida.

### 3.4.4 Merne nesigurnosti [14]

Uspešno merenje zavisi od razumevanja i izražavanja merne nesigurnosti, kao i uspostavljanja sledivosti merenja do nacionalnog etalona. Nesigurnost merenja je nemogućnost tačnog poznavanja rezultata merenja, nakon primene odgovarajućih korekcija. Rezultat merenja

je kompletan samo ako ga prati kvantitativna izjava o njegovoj nesigurnosti. Merna nesigurnost karakteriše disperziju rezultata merenja., nema znak i pretpostavlja se da je simetrična u odnosu na procenjenu vrednost merenja.. Izražava se kao relativna standardna nesigurnost i može se svrstati u dve kategorije:

- Tip A nesigurnosti
- Tip B nesigurnosti

Tip A merne nesigurnosti je, po svojoj prirodi, slučajna i procenjuje se stastističkom analizom niza ponovljenih merenja. Ako je  $x$  vrednost merene veličine, a  $n$  broj merenja ponovljenih pod istim uslovima, tada je ulazna veličina procene  $\bar{X}$  srednja vrednost  $x$ . Standardna merna nesigurnost  $u(x_i)$  procenjuje se iz standardne devijacije srednje vrednosti niza ponovljenih merenja

$$u(x_i) = s\left(\bar{X}_i\right) = \left( \frac{1}{n(n-1)} \sum_{k=1}^n (X_{i,k} - \bar{X}_i)^2 \right)^{1/2}$$

Tip B merne nesigurnosti  $u_j$  aproksimira se odgovarajućom standardnom devijacijom, i procenjuje na osnovu:

- prethodnih rezultata merenja
- iskustva
- karakteristika merila
- specifikacije proizvođača
- podataka o etaloniranju
- literaturnih podataka
- merne nesigurnosti fizičkih konstanti.

Prava vrednost fizičke veličine nalazi se unutar intervala  $\pm u_c$  koja predstavlja kombinovanu mernu nesigurnost

$$u_c = (u_A^2 + u_B^2)^{1/2}$$

Raspodela verovatnoće (matematička forma intervala unutar koga je prava vrednost veličine) može biti normalna, pravougaona (uniformna) i trougaona. Kombinovana standardna merna nesigurnost  $\pm u_c$  nije pouzdan pokazatelj, već je potrebno definisati interval u kome se

merena veličina pouzdano nalazi. Ukoliko odgovarajuća raspodela ne daje na nivou  $1\sigma$  zadovoljavajući nivo pouzdanosti, rezultat merenja se predstavlja sa procenom proširene merne nesigurnosti

$$U = k u_c$$

Faktor obuhvata,  $k$ , bira se na osnovu željenog nivoa pouzdanosti.

## **4 Primena dozimetrijskog protokola TRS 398 za etaloniranje kliničkih visokoenergetskih snopova - rezultati merenja i procena merne nesigurnosti [2,14,7]**

U ovom delu rada biće prikazani rezultati određivanja apsorbovane doze u vodi u referentnoj tački (etaloniranje) kliničkih snopova fotona i elektrona sa linearnog akceleratora Siemens Primus, prema dozimetrijskom protokolu TRS 398. Cilindrične i plan paralelne ionizacione komore kojima su vršena merenja u vodenom fantomu, etalonirane su u referentnom kvalitetu snopa  $^{60}Co$ .

Takođe, urađena je interkomparacija dozimetra polja zračenja (plan paralelne komore) sa referentnim korisničkim merilom (cilindrična komora), u snopu elektrona kvaliteta  $R_{50}=7,26$  g/cm<sup>2</sup>. Prema formalizmu i podacima datim u protokolu, određen je koeficijent etaloniranja plan paralelne komore u pomenutom korisničkom snopu elektrona, a zatim su prikazani komparativni rezultati etaloniranja snopova elektrona.

Siemens Primus je megavoltna mašina za zračenje sa dualnim energijama fotona i setom kvaliteta energija elektrona. Relativna merenja jonizacije, za dobijanje dubinske raspodele doze i profila polja u vodenom fantomu, vršena su odgovarajućom dozimetrijskom opremom korisnika mašine, prema preporukama protokola TRS 398. Podaci o indeksima kvaliteta snopova (tabele 4 i 5), kao i procentne dubinske doze, dobijeni su na osnovu pomenutih merenja.

**Tabela 4 Dubine maksimuma doze i indeksi kvaliteta snopova fotona**

	$R_{100}$ [g/cm <sup>2</sup> ]	$TPR_{20,10}$
6 MV	1,6	0,681
18 MV	3	0,774

**Tabela 5 Prikaz karakteristika visokoenergetskih snopova elektrona**

	R <sub>100</sub> (g/cm <sup>2</sup> )	R <sub>50</sub> (g/cm <sup>2</sup> )	R <sub>p</sub> (g/cm <sup>2</sup> )	R <sub>i</sub> (g/cm <sup>2</sup> )	E <sub>po</sub> (MeV)	E <sub>o</sub> (MeV)	R <sub>ref</sub> (g/cm <sup>2</sup> )
6 MeV	1,18	2,21	2,74	1,64	5,66	5,14	1,22
9 MeV	2,16	3,52	4,30	2,71	8,77	8,20	2,01
12 MeV	2,70	4,77	5,8	3,71	11,78	11,11	2,76
15 MeV	2,88	6,01	7,26	4,57	14,73	14,01	3,51
18 MeV	2,54	7,26	8,86	5,38	17,96	16,91	4,26
21 MeV	2,28	8,46	10,31	6,03	20,89	19,71	4,98

#### **4.1 Rezultati etaloniranja visokoenergetskih snopova fotona**

Kvalitet  $Q$  snopova fotona sa linearnih akceleratora definiše odnos tkiva u maksimumu  $TPR_{20,10}$  na dubinama 20 g/cm<sup>2</sup> i 10 g/cm<sup>2</sup> u vodi. To je, zapravo, količnik apsorbovanih doza na pomenutim dubinama u vodi, za merenja na konstantnom rastojanju izvor - komora SCD (source to chamber distance) od 100 cm i za polje (10 x 10) cm<sup>2</sup> na mestu komore, tj. izocentru.

Indeks kvaliteta visokoenergetskih snopova fotona može se dobiti i na osnovu procentne dubinske doze

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595$$

gde je  $PDD_{20,10}$  količnik procentnih dubinskih doza na dubinama 20 g/cm<sup>2</sup> i 10 g/cm<sup>2</sup> u vodi za polje (10 x 10) cm<sup>2</sup> na površini vode i za SSD 100 cm. Na osnovu relacije (4.11) može se proceniti indeks kvaliteta, ali se njegova vrednost ne sme koristiti pri etaloniranju snopova, zato što kontaminacija snopa elektronima na dubini maksimuma doze može uticati na  $PDD_{10}$ .

Najznačajnija karakteristika indeksa kvaliteta  $TPR_{20,10}$  je, upravo, činjenica da na njegovu vrednost ne utiče kontaminacija snopa elektronima.

Prema protokolu TRS 398, u referentnoj dozimetriji snopova fotona treba koristiti cilindrične ionizacione komore. Referentna tačka ovih komora (centar zapremine šupljine na osi

komore) pozicionira se na referentnu dubinu u vodi. Karakteristike cilindričnih komora kojima se može meriti apsorbovana doza u vodi, date su u tabeli 3 protokola.

Merenja su vršena vodootpornom cilindričnom ionizacionom komorom Farmer tipa FC65-G u vodenom fantomu WP1D (slika 3.7) sa vertikalnim pravcem snopa u odnosu na površinu vode. Ova komora je referentno merilo korisnika, sa karakteristikama datim u tabeli 6.

**Tabela 6 Karakteristike ionizacione komore FC65-G (TRS 398)**

	<i>zapremi-na šupljine</i> (cm <sup>3</sup> )	<i>dužina šupljine</i> (mm)	<i>radijus šupljine</i> (mm)	<i>materijal zida</i>	<i>debljina zida</i> (g/cm <sup>2</sup> )	<i>materijal buid-up kape</i>	<i>debljina buid-up kape</i> (g/cm <sup>2</sup> )	<i>materijal centralne elektrode</i>
Scdx-Wellhofer (IC 70 Farmer)	0,67	23	3,1	grafit	0,068	POM <sup>3</sup>	0,560	aluminijum

Određivanje apsorbovane doze snopova *X* zračenja kvaliteta 6 MV i 18 MV na osnovu merenja cilindričnom ionizacionom komorom Farmer tipa FC65-G pozicioniranom pod referentnim uslovima u vodi, prikazano je radnim listom 1.

<sup>3</sup>

Poli-oksi-metilen sa tradicionalnim nazivom derlin

**Radni list 1 Prikaz MS Excel radnog lista za etaloniranje fotonskih snopova**

<b>RADNI LIST</b>						
<b>Određivanje apsorbovane doze u vodi <math>D_{w,Q}</math> visokoenergetskih snopova fotona</b>						
	<b>Klinika za onkologiju u Nišu</b>			<b>Datum</b>	13.8.2010.	
	<b>Odeljenje radioterapije</b>					
<b>1.</b>	<b>Tretmanska mašina i referentni uslovi za određivanje <math>D_{w,Q}</math></b>					
		<b>Akcelerator</b>	Siemens Primus			
		<b>Referentna dubina</b>	10	<b>g/cm<sup>2</sup></b>		
	<b>Nominalna acc. potencijal</b>		<b>Indeks kvaliteta</b>		<b>Nominalni dose rate</b>	
			<b>TPR<sub>20/10</sub></b>			
	<b>6 MV</b>		<b>0,681</b>		300	
	<b>18 MV</b>		<b>0,774</b>		500	
	<b>Fantom</b>	vodeni				
	<b>Referentno polje</b>	(10 x 10)	<b>cm<sup>2</sup></b>			
	<b>Referentno rastojanje</b>	SSD	100	<b>cm</b>		
<b>2.</b>	<b>Ionizaciona komora i elektrometar</b>					
	<b>Model</b>	cil.	<b>FC65-G</b>		<b>Serijski broj</b>	1740
	Žid/prozor komore	grafit		debljina	1,8	<b>g/cm<sup>2</sup></b>
	Vodootporni rukavac			debljina		<b>g/cm<sup>2</sup></b>
	Prozor fantoma			debljina		<b>g/cm<sup>2</sup></b>
	<b>Koeficijent etaloniranja za apsor. dozu</b>			<b><math>N_{D,w,Q0}</math></b>	4,758	<b>eGy/nC</b>
	<b>Referentni kvalitet snopa</b>			<b><sup>60</sup>C<sub>o</sub></b>		
	<b>Referentna dubina etaloniranja komore</b>			<b><math>z_{ref}</math></b>	5	<b>g/cm<sup>2</sup></b>
	<b>Referentni mikroklimatski uslovi etaloniranja</b>					
	<b>pritisak</b>		<b>temperatura</b>		<b>relativna vlažnost</b>	
	<b>p<sub>0</sub></b>		<b>t<sub>0</sub></b>		<b>RH</b>	
	101,325	kPa	20	<b>°C</b>	50	%
	<b>Napon napajanja i polaritet pri etaloniranju</b>			<b>V<sub>I</sub></b>	±	300 V
	<b>Korekcija za polaritet napona napajanja</b>				<b>NA</b>	
	<b>Korisnički napon napajanja i polaritet</b>				+	
	<b>Etalonska laboratorija</b>		<b>IBA Dosimetry, Nemačka</b>			10.3.2009.
	<b>Model elektrometra</b>		<b>Wellhofer Dose 1</b>			<b>Serijski broj</b>

<b>Odziv merila i korekcija za uticajne veličine</b>						
Broj monitorskih jedinica mašine 100 MU						
<b>Nekorigovani odziv merila [nC]</b>						
<b>6 MV</b>		<b>18 MV</b>				
M <sub>+</sub> (+300 V)	M <sub>-</sub> (-300 V)	M <sub>2</sub> (+100 V)	M <sub>+</sub> (+300 V)	M <sub>-</sub> (-300 V)	M <sub>2</sub> (+100 V)	
13,77	13,8	13,72	16,16	16,18	16	
13,78	13,81	13,72	16,15	16,18	16	
13,79	13,82	13,72	16,16	16,19	16	
<b>M<sub>sr</sub></b>	<b>13,780</b>	<b>13,810</b>	<b>13,720</b>	<b>16,157</b>	<b>16,183</b>	<b>16,000</b>
<b>M<sub>1,sr</sub></b>	<b>Δ<sup>2</sup></b>	<b>u<sub>A</sub>(%)</b>	<b>M<sub>1,sr</sub></b>	<b>Δ<sup>2</sup></b>	<b>u<sub>A</sub>(%)</b>	
<b>M<sub>1,sr</sub>(nC/MU)</b>	<b>13,795</b>	<b>0,002</b>	<b>1,87</b>	<b>16,170</b>	<b>0,001</b>	<b>1,55</b>
				0,162		
<b>Mikroklimatski uslovi merenja</b>						
pritisak			temperatura		relativna vlažnost	
<b>p</b>			<b>t</b>		<b>RH</b>	
<b>99,520</b> kPa			<b>22,900</b> °C			%
<b>Korekcija za gustinu vazduha</b>			$k_{T,p} = (273,2 + T) / (273,2 + T_0)$	$(p_0/p) =$	<b>1,028207</b>	
<b>Korekcioni faktor elektrometra</b>			$k_e = 1$			
<b>Korekcija za polaritet napona napajanja</b>			$k_{pol} = (M_+ + M_-) / 2M_+$			
<b>Korekcija za rekombinaciju u impulsnom snopu (metod dva napona)</b>						
<b>a<sub>0</sub></b>	<b>1,198</b>	<b>a<sub>1</sub></b>	<b>-0,875</b>	<b>a<sub>2</sub></b>	<b>0,677</b>	
			$k_{sat} = a_0 + a_1(M_1/M_2) + a_2(M_1/M_2)^2$			
<b>Korigovani odziv merila</b>			$M_Q = M_{1,sr} k_{TP} k_e k_{pol} k_{sat}$			
<b>6 MV</b>		<b>18 MV</b>				
<b>M<sub>Q</sub>(nC/MU)</b>	<b>0,142</b>	<b>0,167</b>				
<b>k<sub>pol</sub></b>	<b>1,0011</b>	<b>1,0008</b>				
<b>k<sub>sat</sub></b>	<b>1,0026</b>	<b>1,0052</b>				
<b>M<sub>1/M<sub>2</sub></sub></b>	<b>1,0055</b>	<b>1,0106</b>				
<b>4. Jačina apsorbovane doze u vodi na dubini z<sub>ref</sub></b>						
			$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w} k_Q$			
<b>6 MV</b>		<b>18 MV</b>				
<b>k<sub>Q</sub>(tabela 14)</b>	<b>0,993</b>	<b>0,976</b>				
<b>D<sub>w,Q</sub></b> <b>(cGy/MU)</b>	<b>0,673</b>	<b>0,777</b>				

<b>5.</b>	<b>Jačina apsorbovane doze u vodi na dubini <math>z_{max}</math></b>						
	$D_{w,Q}(z_{max}) = 100D_{w,Q}(z_{ref})/PDD(z_{ref})$						
	<b>6 MV</b>	<b>18 MV</b>					
$z_{max}(\text{g/cm}^2)$	1,6	3					
PDD( $z_{ref}$ )(%)	67,4	77,7					
$D_{w,Q}(\text{cGy/MU})$	<b>0,998</b>	<b>1,000</b>					

Na osnovu merenja ionizacije u vazdušnoj šupljini referentnog merila pod referentnim uslovima datim u protokolu, izračunato je da se za 100 MU mašine dobije 1 Gy apsorbovane doze u vodi (tkivu) na dubini maksimuma doze pod referentnim uslovima.

#### 4.2 Rezultati etaloniranja visokoenergetskih snopova elektrona

Indeks kvaliteta snopova elektrona je dubina u vodi  $R_{50}$  u  $\text{g/cm}^2$  gde procentna dubinska doza ima polovinu svoje maksimalne vrednosti, a koja se određuje na osnovu relativnih merenja ionizacije na SSD 100 cm i za veličinu aplikatora polja elektrona  $(15 \times 15) \text{ cm}^2$ .

U referentnoj dozimetriji kliničkih snopova elektrona, prema protokolu TRS 398, treba koristiti plan paralelne komore. Referentna tačka plan paralelnih komora je sredina unutrašnje strane ulaznog prozora i ona se pozicionira na referentnu dubinu u vodenom fantomu. Karakteristike plan paralelnih komora date su u tabeli 4 protokola.

Etoloniranje snopova elektrona mašine Siemens Primus vršeno je plan paralelnom komorom NACP 02 (tabela 7) u vodenom fantomu WP 1D. Ovaj tip komore ima grafitni ulazni prozor prekriven mularnim slojem, elektrode od reksolita prevućenog grafitom, zadnji zid od grafita i kućište od reksolita.

**Tabela 7 Karakteristike plan paralelne komore tipa NACP 02**

	<i>debljina prozora (mm)</i>	<i>razmak između elektroda (mm)</i>	<i>dijametar kolektorske elektrode</i>	<i>širina zaštitnog prstena</i>
<b>NACPO2 (Scanditronix)</b>	23	3,1	grafit	0,068

Za merenja u kvalitetima snopova elektrona  $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \geq 10 \text{ MeV}$ ) mogu se koristiti i cilindrične ionizacione komore (interkomparacija), ali tako da im se referentna tačka mora pomeriti za polovinu radiusa šupljine komore  $0,5 r_{cyl}$  dublje u vodu. Konceptom efektivne tačke merenja, koriguje se gradijent fluksa elektrona u šupljini i vodi.

Referentna veličina polja elektrona određena je veličinom aplikatora koji se, pri relativnim merenjima output faktora, koristi za normalizaciju.

Uvođenje novih referentnih dubina merenja elektronskih snopova koje se, za veće energije elektrona, razlikuju od dubina maksimuma doze, je novi koncept koji značajno smanjuje uticaj razlike u spektrima energije elektrona mašina, kao i elektronske i fotonske kontaminacije snopa. Prema protokolu TRS 398 referentne dubine merenja snopova elektrona dobijaju se (tabela 5) na osnovu relacije

$$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1$$

Referentni uslovi za određivanje apsorbovane doze u vodi visokoenergetskih snopova elektrona, kao i sprovođenje samog formalizma, prikazani su u radnom listu 2 za linearni akcelerator Siemens Primus.

**Radni list 2 Prikaz MS Excel radnog lista kod etaloniranja snopova elektrona**

<b>RADNI LIST</b>					
<b>Određivanje apsorbovane doze u vodi <math>D_{w,Q}</math> visokoenergetskih snopova elektrona</b>					
Klinika za onkologiju u Nišu odeljenje radioterapije		Datum		13.8.2010.	
<b>1. Tretmanska mašina i referentni uslovi za određivanje <math>D_{w,Q}</math></b>					
<u>Akcelerator</u>		<u>Siemens Primus</u>			
<u>Nominalni dose rate</u>		300 MU/min			
<u>Nominalna energija</u>		<u>Indeks kvaliteta <math>R_{so}</math></u>		<u>Referentna dubina</u>	
		$z_{ref}=0,6R_{so}-0,1$			
6 MeV		2,21 g/cm <sup>2</sup>		1,22 g/cm <sup>2</sup>	
9 MeV		3,52 g/cm <sup>2</sup>		2,01 g/cm <sup>2</sup>	
12 MeV		4,77 g/cm <sup>2</sup>		2,76 g/cm <sup>2</sup>	
15 MeV		6,01 g/cm <sup>2</sup>		3,51 g/cm <sup>2</sup>	
18 MeV		7,26 g/cm <sup>2</sup>		4,26 g/cm <sup>2</sup>	
21 MeV		8,46 g/cm <sup>2</sup>		4,98 g/cm <sup>2</sup>	
<u>Referentni fantom</u>		<u>vodeni</u>			
<u>Referentni aplikator</u>		(15 x 15) cm <sup>2</sup>			
<u>Referentna SSD</u>		100 cm			
<b>2. Jonizaciona komora i elektrometar</b>					
<u>Model</u>	pp	<u>NACP 02</u>	<u>Serijski broj</u>		13405
Zid/prozor komore			debljina		g/cm <sup>2</sup>
Vodo otporni rukavac			debljina		g/cm <sup>2</sup>
Prozor fantoma			debljina		g/cm <sup>2</sup>
<u>Koeficijent etaloniranja za apsor. dozu</u>			$N_{D,w,Q}$	16,000 cGy/nC	
<u>Referentni kvalitet snopa</u>			${}^{60}C_o$		
<u>Referentna dubina etaloniranja komore</u>			$z_{ref}$	5 g/cm <sup>2</sup>	
<b>Referentni mikroklimatski uslovi etaloniranja</b>					
<u>pritisak</u>		<u>temperatura</u>		<u>relativna vlažnost</u>	
$p_0$		$t_0$		$RH$	
101,325 kPa		20 °C		50 %	
<u>Napon napajanja i polaritet pri etaloniranju</u>			$V_I$	+	
<u>Korekcija za polaritet napona napajanja</u>				NA	
<u>Korisnički napon napajanja i polaritet</u>			$V_I$	+	
<u>Etalonska laboratorija</u>		<u>IBA Dosimetry, Nemačka</u>			10.3.2009.
<u>Model elektrometra</u>		<u>Wellhofer Dose 1</u>		<u>Serijski broj</u>	

3.	Odziv merila i korekcija za uticajne veličine						
						100	MU
	Broj monitorskih jedinica mašine						
		<u>Nekorigovani odziv merila</u>					[nC]
	<b>6 MeV</b>	<b>9 MeV</b>	<b>12 MeV</b>	<b>15 MeV</b>	<b>18 MeV</b>	<b>21 MeV</b>	
$M_+(+200 \text{ V})$	6,358	6,700	6,807	6,742	6,540		
$M_-(+200 \text{ V})$	6,348	6,682	6,798	6,729	6,546		
$M_-(+200 \text{ V})$	6,343	6,666	6,799	6,730	6,545		
$M_{+,sr}$	6,350	6,683	6,801	6,734	6,544		
$M_(-200 \text{ V})$	6,359	6,681	6,843	6,716	6,578		
$M_(-200 \text{ V})$	6,353	6,672	6,832	6,711	6,575		
$M_(-200 \text{ V})$	6,350	6,679	6,833	6,712	6,575		
$M_{-,sr}$	6,354	6,677	6,836	6,713	6,576		
$M_{1,sr}$	<b>6,352</b>	<b>6,680</b>	<b>6,819</b>	<b>6,723</b>	<b>6,560</b>		
$\Delta^2$	0,0002	0,0007	0,0019	0,0008	0,0016		
$u_A(\%)$	<b>0,6</b>	<b>1,2</b>	<b>2,0</b>	<b>1,2</b>	<b>1,8</b>		
$M_2(+67 \text{ V})$	6,227	6,460	6,635	6,504	6,382		
$M_2(+67 \text{ V})$	6,234	6,498	6,638	6,533	6,369		
$M_2(+67 \text{ V})$	6,233	6,497	6,636	6,530	6,370		
$M_{2,sr}$	6,231	6,485	6,636	6,522	6,374		
$M_{1,sr}(\text{nC/MU})$	<b>0,064</b>	<b>0,067</b>	<b>0,068</b>	<b>0,067</b>	<b>0,066</b>		
	<u>Mikroklimatski uslovi merenja</u>						
	pritisak		temperatura		relativna vlažnost		
	<i>p</i>		<i>t</i>		<i>RH</i>		
	<b>99,61</b>	kPa	<b>22,8</b>	°C			%
	<u>Korekcija za gustinu vazduha</u>		$k_{T,p} = (273,2 + T) / (273,2 + T_0)$		$(p_0/p) =$	<b>1,0269</b>	
	<u>Korekcionni faktor elektrometra</u>		$k_{el} = 1$				
	<u>Korekcija za polaritet napona napajanja</u>		$k_{pol} = (M_+ + M_-) / 2M_+$				
	<u>Korekcija za rekombinaciju u impulsnom snopu(metod dva napona)</u>						
$a_0$	1,198	$a_1$	-0,875	$a_2$	0,677		
	$k_{sat} = a_0 + a_1(M_1/M_2) + a_2(M_1/M_2)^2$						
	<u>Korigovani odziv merila</u>			$M_Q = M_{1,sr} k_{TP} k_{el} k_{pol} k_{sat}$			
	<b>6 MeV</b>	<b>9 MeV</b>	<b>12 MeV</b>	<b>15 MeV</b>	<b>18 MeV</b>	<b>21 MeV</b>	
$M_Q(\text{nC/MU})$	<b>0,0659</b>	<b>0,0696</b>	<b>0,0712</b>	<b>0,0700</b>	<b>0,0685</b>		
$k_{pol}$	1,0003	0,9996	1,0025	0,9985	1,0025		
$k_{sat}$	1,0095	1,0150	1,0137	1,0154	1,0146		
$M1/M_2$	1,0193	1,0301	1,0275	1,0308	1,0292		

4.		Jačina apsorbovane doze u vodi na dubini $z_{ref}$							
		$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w} k_Q$							
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	21 MeV		
$k_Q$ (tabela 18)		0,928	0,912	0,901	0,892	0,884	0,878		
$D_{w,Q}$ (cGy/MU)		<b>0,978</b>	<b>1,016</b>	<b>1,026</b>	<b>0,999</b>	<b>0,969</b>			
5.		Jačina apsorbovane doze u vodi na dubini $z_{max}$							
		$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref})$							
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	21 MeV		
$z_{max}$ (g/cm <sup>2</sup> )		1,2	2,0	2,8	3,0	2,6			
$PDD(z_{ref})(\%)$		100	99,7	99,9	99,1	97,5			
$D_{w,Q}$ (cGy/MU)		<b>0,978</b>	<b>1,019</b>	<b>1,027</b>	<b>1,008</b>	<b>0,994</b>			

Na osnovu rezultata merenja plan paralelnom komorom u vodi pod referentnim uslovima, određena je jačina doze snopova elektrona akceleratora na dubini maksimuma doze. Dobijene vrednosti outputa mašine pokazuju da se za sve energije elektrona ne dobija 1 Gy za 100 MU jedinica mašine na dubini maksimuma doze za referentno polje. To znači da se treba podesiti mašina na tim energijama, ili uračunati izmerene vrednosti u obračun MU pri planiranju terapije zračenjem.

### 4.3 Interkomparacija ionizacionih komora

Prema protokolu TRS 398, interkomparacija ima veliki značaj kod upotrebe plan paralelnih komora za etaloniranje visokoenergetskih snopova elektrona. Ove komore su, najčešće, etalonirane u snopu  $^{60}Co$ , ali bi određivanje apsorbovane doze snopova elektrona bilo preciznije, da je etalonski kvalitet snop elektrona. Kako pomenuti način etaloniranja može da se vrši u malom broju laboratorija, protokol TRS 398 daje proceduru interkomparacije plan paralelnih komora, kao i sve potrebne podatke za određivanje koeficijenta etaloniranja ovih komora u kliničkom kvalitetu snopa elektrona.

Interkomparacija je postupak upoređivanja ionizacione komore, u odgovarajućem snopu korisnika, sa referentnim merilom etaloniranim u snopu kvaliteta  $^{60}Co$ .

Plan paralelna komora korisnika može se, na ovaj način uporediti sa referentnom cilindričnim komorom. Preporuka je da se merenja vrše u korisničkom snopu elektrona što veće energije  $R_{50} \geq 7 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \geq 16 \text{ MeV}$ ). Referentna cilindrična i plan paralelna komora pozicioniraju se naizmenično na referentnu dubinu u vodi prema referentnim uslovima za svaku komoru.

Koeficijent etaloniranja za apsorbovanu dozu u vodi plan paralelne komore u snopu elektrona kvaliteta  $Q_{cross}$  dobija se na osnovu sledećeg izraza

$$N_{D,w,Q_{cross}}^{ref} = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^x} N_{D,w}^{ref} k_{Q_{cross}}^{ref}$$

gde su  $M_{Q_{cross}}^{ref}$  i  $M_{Q_{cross}}^x$  korigovani odzivi referentne i komore koja se upoređuje, respektivno,  $N_{D,w}^{ref}$  koeficijent etaloniranja referentne komore za apsorbovanu dozu u vodi u snopu  $^{60}Co$ ,  $k_{Q_{cross}}^{ref}$  korekcioni faktor kvaliteta snopa za referentnu komoru u odnosu na  $^{60}Co$ .

Sledeći proceduru interkomparacije, analizirani su rezultati upoređivanja instrumenta polja zračenja, plan paralelne komore NACP DFA000-7706 sa referentnom Farmer FC65-G u snopu elektrona kvaliteta  $R_{50}=7,26 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0=16,91 \text{ MeV}$ ). Merenja su rađena u fantomu sa horizontalnim pravcem snopa WP 34, dimenzija  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}$ , debljine ulaznog prozora 2 mm. Za svaku komoru je, prema uputstvu za fantom, izračunata pozicija na metalnoj skali fantoma, koja bi odgovarala ekvivalentnoj dubini u vodi. Komore se pozicioniraju u vodi prema referentnim uslovima za svaku, i to najpre referentna, a zatim plan paralelna. Rađene su po 3 serije od 10 merenja za svaku komoru. Rezultati su prikazani u radnom listu 3.

Radni list 3 Prikaz MS Excel radnog lista interkomparacije planparalelne komore

Interkomparacija plan paralelne komore sa referentnom cilinričnom						
	<b>Klinika za onkologiju u Nišu odeljenje radioterapije</b>			Datum	13.8.2010.	
1. Tretmanska mašina i referentni uslovi						
		Akcelerator	<b>Siemens Primus</b>			
		Referentna dubina	4,26	<b>g/cm<sup>2</sup></b>		
		Referentni kvalitet Q <sub>cross</sub>	18	<b>MeV</b>		
		Indeks kvaliteta	7,26	<b>g/cm<sup>2</sup></b>		
		Referentni fantom	vodeni			
		Referentni aplikator	(15 x 15)	<b>cm<sup>2</sup></b>		
		Referentna SSD	100 cm			
2. Jonizaciona komora i elektrometar						
	Model	cil.	FC65-G	Serijski broj	1740	
		pp	NACP		DFA000-7706	
		Vodootporni rukavac		debljina	1,19	<b>g/cm<sup>2</sup></b>
		Prozor fantoma		debljina	2,4	<b>g/cm<sup>2</sup></b>
		Koeficijent etaloniranja za apsor. dozu			N <sup>ref</sup> <sub>D,w</sub>	4,758 cGy/nC
	Referentni mikroklimatski uslovi etaloniranja					
		pritisak		temperatura	relativna vlažnost	
		p <sub>0</sub>		t <sub>0</sub>	RH	
		101,325	kPa	20 °C	50	%
		Model elektrometra	<b>Welhoffer Dose 1</b>		Serijski broj	-

3.	<b>Odziv merila i korekcija za uticajne veličine</b>						
	Broj monitorskih jedinica mašine						100 MU
	<b>Nekorigovani odziv merila</b>						[nC]
	<b>FC65-G</b>			<b>NACP</b>			
	$M_+$ (+300 V)	$M_+$ (+300 V)	$M_-$ (-300 V)	$M_2(+100 V)$	$M_+(+200 V)$	$M_-(+200 V)$	$M_2(-200 V)$
1	21,43	21,43	21,49	20,98	6,492	6,479	6,507
2	21,44	21,49	21,47	21,02	6,497	6,489	6,509
3	21,47	21,52	21,51	20,91	6,483	6,490	6,508
4	21,43	21,42	21,52	20,94	6,479	6,483	6,498
5	21,41	21,47	21,47	20,90	6,492	6,479	6,502
6	21,46	21,47	21,46	20,95	6,489	6,492	6,522
7	21,46	21,41	21,49	20,950	6,490	6,490	6,498
8	21,47	21,46	21,49		6,497	6,483	6,523
9	21,49	21,49	21,47		6,484	6,480	6,515
10	21,49	21,49	21,50		6,473	6,479	6,509
$M_{sr}$	21,46	21,47	21,49		6,49	6,48	6,51
$M_{sr}$	<b>21,47</b>				<b>6,49</b>		
$\Delta^2$	0,02647				0,00512		
$u_A(\%)$	<b>3,0</b>				<b>1,3</b>		
	<b>Mikroklimatski uslovi merenja</b>						
	pritisak		temperatura			relativna vlažnost	
	$p$		$t$			$RH$	
	<b>99,76</b>	kPa	<b>23,8</b>	<b>0°C</b>		%	
	<u>Korekcija za gustinu vazduha</u>			$k_{T,p}=(273,2+T)/(273,2+T_0)$	$(p_0/p)=$		<b>1,029</b>
	<u>Korekcioni faktor elektrometra</u>			$k_{el}=1$			
	<u>Korekcija za polaritet napona napajanja</u>				$k_{pol}=(M_++M_-)/2M_+$		
	<u>Korekcija za rekombinaciju u impulsnom snopu(metod dva napona)</u>						
	$a_0$	1,198	$a_1$	-0,875	$a_2$	0,677	
	$k_{sat}=a_0+a_1(M_+/M_2)+a_2(M_1/M_2)^2$						
	<b>Korigovani odziv merila</b>				$M_Q=M_{1,sr}k_{Tp}k_{el}k_{pol}k_{sat}$		
	<b>FC65-G</b>	<b>NACP</b>					
	<b><math>M_Q(nC)</math></b>	<b>22,376</b>	<b>6,754</b>				
	$k_{pol}$	1,001	1,001				
	$k_{sat}$	1,012	1,010				
	$M_1/M_2$	1,025	1,020				
4.	<b>Koeficijent etaloniranja planparalelne komore</b>				$N_{D,w}^x$		
	$k_{Qcross}^{ref}$	<b>0,910</b>	<b>dobijen teorijski (appendix II protokola)</b>				
			$N_{D,w,Qcross}^x$	<b>14,346</b>	cGy/nC		

Kako za tip komore FC65-G ne postoji podatak u tabeli 18 protokola o korekcionom faktoru kvaliteta u snopu elektrona  $k_{Q_{cross}}^{ref}$ , on je izračunat na osnovu dodatka II. Iz tabele 37 uzeti su podaci o proizvodu odnosa srednjih masenih zaustavnih moći vazduha i vode i perturbacionih faktora  $s_{w,air} p_{Q_e}$  za  $^{60}Co$ .

Iz tabele 20 protokola preuzet je podatak o  $s_{w,air}$  za snop elektrona 18 MeV, a perturbacioni faktor  $p_{cav}$  cilindrične komore izračunat na osnovu obrasca<sup>4</sup>

$$p_{cav} = 1 - 0,217r_{cyl} \exp(-0,153R_{50})$$

gde je  $r_{cyl}$  radijus šupljine izražen u mm, a  $R_{50}$  u g/cm<sup>2</sup>.

**Tabela 8** Podaci za izračunavanje korekcionog faktora kvaliteta za komoru FC65-G u snopu elektrona 18 MeV

$Q$	$s_{w,air}^{SA}$	$p_{wall}$	$p_{dis}$	$p_{cel}$	$p_{cav}$
18 MeV	1,027	1	1	0,998	0,978
$^{60}Co$	1,33	0,991	0,988	0,993	1

Plan paralelna komora sa koeficijentom etaloniranja  $N_{D,w,Q_{cross}}^x$  može se koristiti za etaloniranje snopa elektrona kvaliteta  $Q$ , tako da je apsorbovana doza u vodi merena ovom komorom

$$D_{w,Q} = M_{corr}^x Q N_{D,w,Q_{cross}}^x k_{Q,Q_{cross}}^x$$

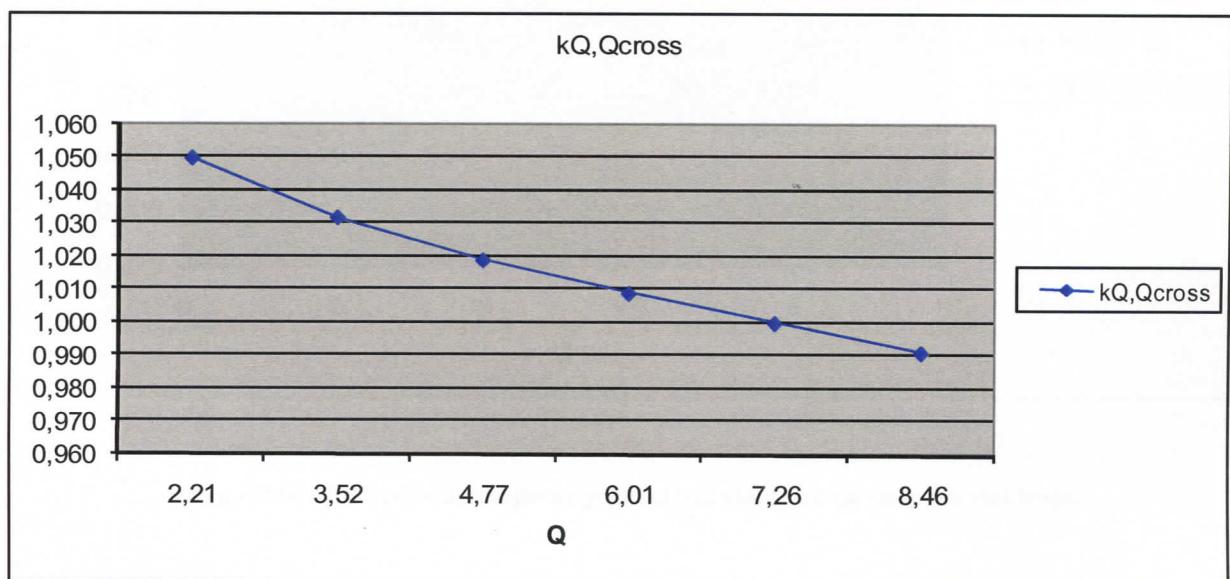
gde je  $k_{Q,Q_{cross}}^x$  korekcioni faktor kvaliteta snopa koji se dobija uvođenjem intermedijarnog kvaliteta  $R_{50} = 7,5$  g/cm<sup>2</sup>

$$k_{Q,Q_{cross}}^x = \frac{k_{Q,Q_{int}}^x}{k_{Q_{cross},int}^x}$$

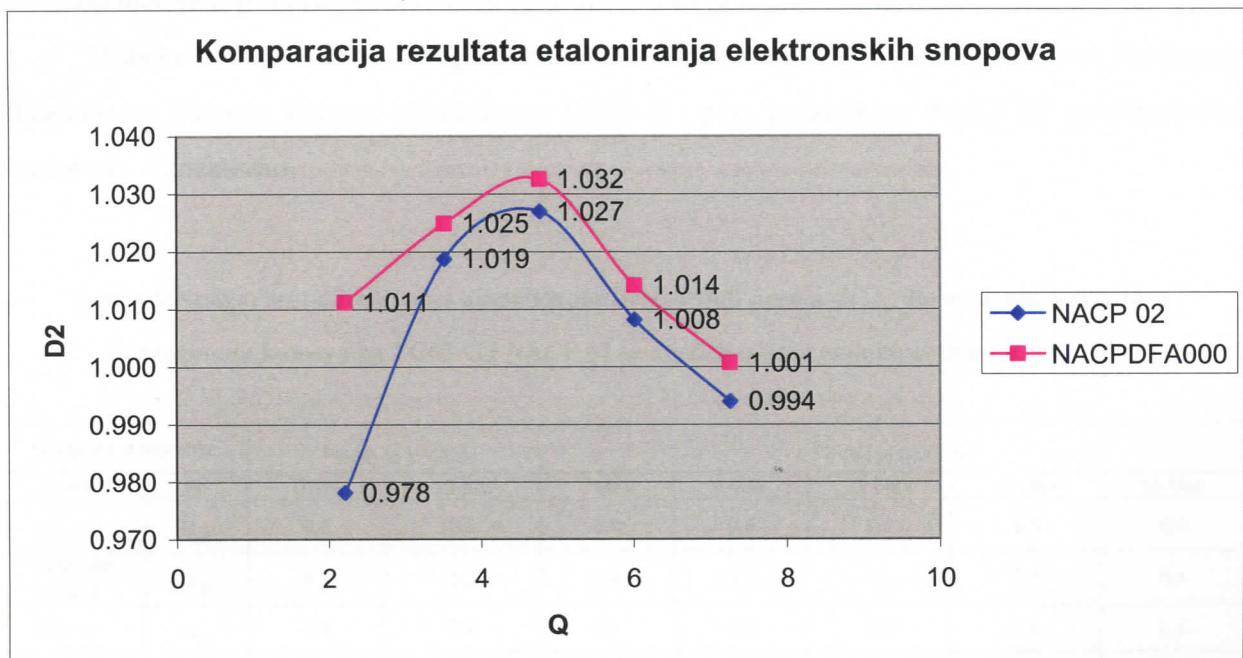
<sup>4</sup> vrednost ostalih perturbacionih faktora date su u dodatku 2 protokola

Podaci o  $k_{Q,Q_{int}}^x$  i  $k_{Q_{cross},Q_{int}}^x$  dobijaju se iz tabele 19 protokola.

Na grafikonima 1 i 2 dat je prikaz dobijenih korekcionih faktora kvaliteta snopova elektrona, kao i odnos apsorbovanih doza dobijenih merenjima plan paralelnom komorom etaloniranom u snopu  $^{60}Co$  i komorom sa koeficijentom etaloniranja dobijenim interkomparacijom.



**Slika 4-1 Grafički prikaz korekcionih faktora kvaliteta snopova elektrona za plan paralelnu komoru NACP PDF A000**



**Slika 4-2 Grafički prikaz komparacije rezultata etaloniranja snopova elektrona**

Upoređivanjem rezultata merenja i određivanja apsorbovane doze u vodi snopova elektrona dobijenih plan paralelnim komorama sa koeficijentima etaloniranja za apsorbovanu dozu u snopu  $^{60}Co$  i snopu elektrona kvaliteta  $R_{50} = 7,26 \text{ g/cm}^2$  (interkomparacija sa referentnom FC65-G), pokazuje da se za sve snopove dobija:

- veća vrednost jačine apsorbovane doze merenjem plan paralelnom pod interkomparacijom
- poklapanje rezultata je unutar 1 %, izuzev snopa elektrona kvaliteta 6 MeV gde su odstupanja do 3,5 %.

#### 4.4 Procena merne nesigurnosti [14,7]

Na osnovu procene nesigurnosti tipa B prema protokolu TRS 398 i nesigurnosti tipa A rezultata merenja, prikazan je budžet nesigurnosti obavljenih merenja.

Tabela 9 daje budžet nesigurnosti etaloniranja snopova fotona i elektrona linearog akceleratora Siemens Primus cilindričnom FC65-G i plan paralelnom NACP 02 jonizacionom komorom, respektivno.

**Tabela 9 Nesigurnost određivanja apsorbovane doze u vodi prema  $N_{D,w}$  formalizmu merenjima jonizacionim komorama FC65-G i NACP 02 sa koeficijentima etaloniranja u snopu  $^{60}Co$**

Nesigurnost merenja		$u_i$ (%) za FC65-G		$u_i$ (%) za NACP 02					
uzrok	tip	6 MV	18 MV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	
$N_{D,w}$	$u_B$	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
Stabilnost odziva	$u_B$	0,3	0,3	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Set-up	$u_B$	0,4	0,4	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
$M_Q$	$u_A$	1,87	1,55	0,6	1,2	2,0	1,2	1,8	
$k_i$	$u_B$	0,4	0,4	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	
$k_Q$	$u_B$	1,0	1,0	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7	
	$u_c$	2,3	2,0	2,0	2,3	2,8	2,3	2,7	

Koristeći procenjenu nesigurnost određivanja koeficijenta etaloniranja plan paralelne komore pod interkomparacijom na osnovu literaturnih podataka [7] koja se slaže sa procenom dobijenom koristeći  $u_A$  merenja, prikazan je budžet nesigurnosti određivanja apsorbovane doze u vodi snopova elektrona NACPDF A000 (tabela 10).

**Tabela 10 Budžet merne nesigurnosti etaloniranja snopova elektrona plan paralelnom komorom  
NACPDF A000**

Nesigurnost merenja		$u_i$ (%) za NACP DF A000				
uzrok	tip	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
$N_{D,w,Q_{cross}}$	$u_B$	1,4	1,4	1,4	1,4	1,4
Stabilnost odziva	$u_B$	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Set-up	$u_B$	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
$M_Q$	$u_A$	1,3	0,7	1,1	0,7	1,1
$k_i$	$u_B$	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
$k_Q$	$u_B$	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
	$u_c$	2,2	1,9	2,1	1,9	2,1

Koeficijent etaloniranja plan paralelne komore pod interkomparacijom dobijen je sa kombinovanom nesigurnošću  $u_c = 1,4\%$  na nivou pouzdanosti 68 %.

## 5 Zaključak

U tehnološki razvijenim društvima koristi se ionizujuće zračenje u više aplikacija, a jedna od njih je medicina. Da bi primena ionizujućeg zračenja na pacijenta bila adekvatna i bezbedna, potrebne su razvijene procedure merenja efekata koje ono izaziva u tkivu. Dozimetrija ionizujućeg zračenja predstavlja nauku koja omogućuje precizno merenje procesa njegove interakcije sa tkivom. Teorijski i eksperimentalni aspekti dozimetrije fotonskog i elektronskog zračenja jesu interakcije elektrona sa materijom.

Osnovni dozimetrijski postulati u radioterapiji kojima treba težiti su:

- proširena merna nesigurnost isporuke doze pacijentu treba biti  $\leq \pm 5\%$  sa nivoom pouzdanosti 95 %
- proširena merna nesigurnost određivanja apsorbovane doze u terapijskom snopu treba biti  $\leq \pm 3,5\%$  sa nivoom pouzdanosti 95 %.

U terapiji spoljašnjim fotonskim i elektronskim snopovima, osnovni uzroci nesigurnosti doze su:

- merenje jačine doze (outputa) snopa
- procedure relativnih merenja doze
- oprema za modeliranje aparata i održanje kvaliteta
- sistemi za planiranje
- pozicioniranje pacijenata.

Uvođenjem dozimetrijskog protokola TRS 398 u kliničku praksu na Odeljenju radioterapije Klinike za onkologiju u Nišu, promenjene su dubine merenja sa  $z_{max}$  na referentnu dubinu  $z_{ref}$ :

- $10 \text{ g/cm}^2$  u snopovima fotona
- određenu za svaki kvalitet snopa elektrona na osnovu veze sa indeksom kvaliteta.

Konceptom referentnih dubina merenja smanjuju se razlike između linearnih akceleratora u spektrima energije elektrona, kao i elektronska i fotonska kontaminacija snopova.

Rezultati etaloniranja snopova fotona linearног akceleratora Siemens Primus cilindričnom ionizacionom komorom FC65-G etaloniranom u snopu  $^{60}\text{Co}$  i sa teorijskim podacima o korekcionim faktorima kvaliteta snopa, pokazuju da se apsorbovana doza 1 Gy

isporučuje sa 100 MU mašine na dubinu maksimuma doze sa mernom nesigurnošću ne boljom od  $\pm 2,3\%$  na nivou jedne standardne devijacije.

Rezultati etaloniranja snopova elektrona plan paralelnom ionizacionom komorom NACP 02 etaloniranim u snopu  $^{60}Co$  i sa teorijskim podacima o korekcionim faktorima kvaliteta snopa, pokazuju da se, nakon korekcije greške merenja, apsorbovana doza 1 Gy isporučuje sa 100 MU mašine na dubinu maksimuma doze sa mernom nesigurnošću ne boljom od  $\pm 2,8\%$  na nivou jedne standardne devijacije.

Komparativni rezultati merenja plan paralelnom komorom NACPDF A000 čiji je koeficijent etaloniranja dobijen interkomparacijom sa referentnom cilindričnom komorom FC65-G, pokazuju da se apsorbovana doza u vodi može odrediti sa nesigurnošću ne boljom od  $\pm 2,2\%$ .

Može se zaključiti da etaloniranje snopova elektrona plan paralelnim komorama pod interkomparacijom daje realnije vrednosti apsorbowane doze u vodi na dubini maksimuma doze. Razlog je nemogućnost dobijanja perturbacionog faktora zida plan paralelne komore u snopu  $^{60}Co$  sa zadovoljavajućom nesigurnošću, pa je korekcioni faktor kvaliteta pomenute komore u snopovima elektrona poznat sa nesigurnošću do  $\pm 1,7\%$ . Pokazano je najveće odstupanje jačina apsorbovane doze za snop elektrona najniže nominalne energije 6 MeV, pa se može reći da rezultat etaloniranja ovog snopa komorom NACP 02 nije dobijen sa zadovoljavajućim nivoom pouzdanosti (što ilustruje tabela 10 prema kojoj se dobija veća nesigurnost merenja plan paralelnom komorom pod interkomparacijom).

Koeficijent etaloniranja plan paralelne komore NACPDF A000 pod interkomparacijom u korisničkom snopu elektrona kvaliteta  $7,26 \text{ g/cm}^2$  ima vrednost

$$N_{D,w,Q_{cross}} = (14,346 \pm 0,014) \text{ cGy/nC}$$

Formalizam protokola TRS 398 omogućuje direktno izračunavanje apsorbovane doze u vodi kliničkih snopova komorama etaloniranim u referentnom kvalitetu:

- zračenja  $^{60}Co$
- korisničkih snopova
- interkomparacijom

Postoje koraci u dozimetrijskom lancu određivanja apsorbovane doze u vodi koji doprinose nesigurnosti tipa B, a koju je teško proceniti, kao što su razlike između komora istog tipa. Ideja  $N_{D,w}$  formalizma zasniva se na etaloniranju svake komore u korisničkom snopu, dok su prethodni protokoli podrazumevali da isti podaci važe za sve komore istog tipa. Vrednosti korekcionih faktora kvaliteta snopa komora dobijeni eksperimentalnim putem uključuju zavisnost srednje energije za formiranje jonskog para u vazduhu od kvaliteta snopa.

Za ionizacione komore etalonirane u kvalitetima korisničkih snopova i korekcione faktore kvaliteta snopa dobijene eksperimentalnim putem za svaku komoru, formalizam odnosa srednjih masenih zaustavnih moći vode i vazduha i perturbacioni faktori neće biti potrebni za određivanje apsorbovane doze u vodi. Etaloniranjem ionizacionih komora za apsorbovanu dozu u vodi značajno se smanjuje nesigurnost određivanja apsorbovane doze kliničkih snopova.

## Literatura

- [1] Vesna M. Spasić-Jokić, Actual metrological conditions for ionisation chamber calibration in radiotherapy, *Arch oncol.* 2004
- [2] 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
- [3] E. B. Podgoršak, *Radiation oncology physics, A handbook for teachers and students*, International atomic energy agency, Vienna, 2005
- [4] Radiation physics and dosimetry, Lecture 5,  
[www.physics.usyd.edu.au/~kuncic/lectures/RP5.pdf](http://www.physics.usyd.edu.au/~kuncic/lectures/RP5.pdf)
- [5] Michael Goitein, *Radiation oncology: A physicist's -eye view*, Biological and medical physics, biomedical engineering, Springer
- [6] *NCRP Report No. 151*, Structural shielding design and evaluation for megavoltage  $X$  and  $\gamma$  ray radiotherapy facilities,
- [7] Philip Mayles, Alan Nahum, Jean-Claude Rosenwald, *Handbook of radiotherapy physics, theory and practice*, Taylor&Francis, New York, London, 2007
- [8] Daryoush Sheikh-Bagheri, D. W. O. Rogers, Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code, *Med. phys.* 29, March 2002
- [9] NATO science for peace and security series-B: Physics and biophysics, *Radiotherapy and brachytherapy*, Springer, 2006
- [10] IAEA Slides to radiation oncology physics handbook, Chapter 8, , 2007  
[www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.shtm](http://www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.shtm)
- [11] IAEA Slides to radiation oncology physics handbook, Chapter 2, 2007  
[www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.shtm](http://www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.shtm)
- [12] E.B. Podgoršak, *Radiation physics for medical physicists*, Biological and medical physics, biomedical engineering, Springer, 2007
- [13] IAEA Slides to radiation oncology physics handbook, Chapter 9, , 2007  
[www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.shtm](http://www.naweb.iaea.org/nahu/dmrp/slides.shtm)
- [14] *IAEA-TECDOC-1585*, Measurement uncertainty, A practical guide for secondary standards dosimetry laboratories, International atomic energy agency, Vienna, May, 2008

## **Biografija**



Tamara Jovanović rođena je 05.07.1971.godine u Vranju. Od 1978. godine živi u Nišu. Nakon završene gimnazije upisuje Prirodno-matematički fakultet u Nišu, odsek za fiziku, na kome je stekla zvanje diplomirani fizičar za primenjenu fiziku.

U martu 2005. godine zasniva radni odnos na Klinici za onkologiju, Odeljenje radioterapije, Kliničkog centra Niš. Na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu, departman za fiziku, nastavlja školovanje upisavši 2006.godine master akademске studije iz medicinske fizike.

Trenutno je na specijalizaciji iz medicinske nuklearne fizike na Medicinskom fakultetu u Novom Sadu.

Novi Sad, 15.09.2010.

Tamara Jovanović

**UNIVERZITET U NOVOM SADU**  
**PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET**  
**DEPARTMAN ZA FIZIKU**  
**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>	Tamara Jovanović
<i>Mentor:</i> <b>MN</b>	Prof. dr Miroslav Vesović Prof. dr Vesna Spasić-Jokić
<i>Naslov rada:</i> <b>NR</b>	IAEA dozimetrijski protokol TRS 398 za etaloniranje visokoenergetskih snopova fotona i elektrona
<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>Uže geografsko područje:</i> <b>UGP</b>	Vojvodina
<i>Godina:</i> <b>GO</b>	2010.
<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>	4/95/10/35/2
<i>Naučna oblast:</i> <b>NO</b>	MEDICINSKA FIZIKA
<i>Naučna disciplina:</i> <b>ND</b>	Radioterapija
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	apsorbovana doza, merila jonizujućeg zračenja, ionizacione komore, dozimetrijski protokol, etaloniranje snopa,

<b>PO UDK</b>	interkomparacija
<b>Čuva se: ČU</b>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
<b>Važna napomena: VN</b>	Nema
<b>Izvod: IZ</b>	Završni rad daje uvid u teorijske i praktične aspekte dozimetrije visokoenergetskih snopova fotona i elektrona. Praktični aspekti se odnose na etaloniranje ovih snopova koristeći dozimetrijski protokol Međunarodne atomske agencije TRS (Technical Series Reports) 398 za određivanje apsorbovane doze u vodi snopova u terapiji spoljašnjim zračenjem. Sledeći formalizam pomenutog protokola, prikazani su rezultati referentne kliničke dozimetrije snopova fotona i elektrona sa linearog akceleratora Siemens Primus. Interkomparacijom plan paralelne ionizacione komore sa referentnom cilindričnom (etaloniranoj u snopu $^{60}Co$ ) u korisničkom snopu elektrona nominalne energije 18 MeV, određen je koeficijent etaloniranja i prikazani komparativni rezultati merenja.
<b>Datum prihvatanja teme od NN veća: DP</b>	29.09.2008.
<b>Datum odbrane: DO</b>	23.09.2010.
<b>Članovi komisije: KO</b>	Prof. dr Miroslav Vesković, Prof. dr Vesna Spasić-Jokić, Prof. dr Slobodanka Stanković, Doc.dr Olivera Klisurić
<b>Predsednik:</b>	Prof. dr Slobodanka Stanković, redovni profesor
<b>član:</b>	Prof. dr Miroslav Vesković, redovni profesor
<b>član:</b>	Prof. dr Vesna Spasić- Jokić, vanredni profesor
<b>član:</b>	Doc. dr Olivera Klisurić, docent

<i>Accession number:</i>	
<b>ANO</b>	
<i>Identification number:</i>	
<b>INO</b>	
<i>Document type:</i>	Monograph publication
<b>DT</b>	
<i>Type of record:</i>	Textual printed material
<b>TR</b>	
<i>Content code:</i>	Final paper / master
<b>CC</b>	
<i>Author:</i>	Tamara Jovanović
<b>AU</b>	
<i>Mentor/comentor:</i>	Prof. dr Miroslav Vesković Prof. dr Vesna Spasić-Jokić
<b>MN</b>	
<i>Title:</i>	IAEA dosimetry protocol TRS 398 for calibration high-energy photon and electron beams
<b>TI</b>	
<i>Language of text:</i>	Serbian (Latin)
<b>LT</b>	
<i>Language of abstract:</i>	English
<b>LA</b>	
<i>Country of publication:</i>	Serbia
<b>CP</b>	
<i>Locality of publication:</i>	Vojvodina
<b>LP</b>	
<i>Publication year:</i>	2010.
<b>PY</b>	
<i>Publisher:</i>	Author's reprint
<b>PU</b>	
<i>Publication place:</i>	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<b>PP</b>	
<i>Physical description:</i>	4/95/10/35/2
<b>PD</b>	
<i>Scientific field:</i>	Medical physics
<b>SF</b>	
<i>Scientific discipline:</i>	Radiation therapy
<b>SD</b>	
<i>Subject/ Key words:</i>	Absorbed dose, calibrated dosimeters, ionisation chambers, code of practice, beam calibration, cross-calibration
<b>SKW</b>	
<b>UC</b>	
<i>Holding data:</i>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
<b>HD</b>	
<i>Note:</i>	None
<b>N</b>	
<i>Abstract:</i>	Final paper gives an insight into the theoretical and practical aspects of the dosimetry of high-energy photon and electron beams. Practical aspects are related to the calibration of these beams using IAEA (International Atomic Energy Agency) code of practice TRS (Technical Series Reports) 398 for absorbed dose in water determination in external beam radiotherapy. According to
<b>AB</b>	

	formalism mentioned above, the results for Siemens Primus linac beams had been shown. Following a cross-calibration procedure of a plane-parallel chamber against a reference cylindrical chamber (calibrated in $^{60}Co$ gamma radiation) in user 18 MeV electron beam, the calibration coefficient was determined, and presented comparative results of the measurements.
<i>Accepted by the Scientific Board:</i> <b>ASB</b>	29.09.2010.
<i>Defended on:</i> <b>DE</b>	23.09.2010.
<i>Thesis defend board:</i> <b>DB</b>	Prof. dr Miroslav Vesković, Prof. dr Vesna Spasić-Jokić, Prof. dr Slobodanka Stanković, Doc.dr Olivera Klisurić
<i>President:</i>	Prof. dr Slobodanka Stanković
<i>Member:</i>	Prof. dr Miroslav Vesković
<i>Member:</i>	Prof. dr Vesna Spasić- Jokić

