



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ПРИМЉЕНО:	23 МАЈ 2008
ОРГАНИЗ.ЈЕД.	БРОЈ
0603	9/508

Implementacija protokola IAEA TRS-398 u određivanju apsorbovane doze megavoltažnih fotonskih zračnih polja

- diplomski rad -

Mentor: prof. dr. Miroslav Vesović

Kandidat: Ozren Čudić

Novi Sad, 2008

Želeo bih da se prvenstveno zahvalim svom mentoru prof. dr Miroslavu Veskoviću kao i mr. spec. Zoranu Kuzmanoviću na izuzetnoj podršci i izrazitoj stručnoj pomoći prilikom izrade diplomskom rada.
Takođe, puno hvala i fizičarima sa Instituta za onkologiju Sremska Kamenica.

Ozren Čudić

SADRŽAJ

1. PREDGOVOR	1
2. UVOD	2
2.1. Interakcija fotona sa materijom	2
2.1.1. Foto-električni efekat	2
2.1.2. Komptonovo rasejanje	3
2.1.3. Stvaranje para	3
2.2. Apsorbovana doza	5
2.3. Merenje ionizujućeg zračenja	5
2.3.1. Rendgen	5
2.3.2. Jonizaciona komora	6
3. PROTOKOL IAEA TRS-398 ZA ODREĐIVANJE APSORBOVANE DOZE ZA FOTONSKA I ELEKTRONSKA ZRAČNA POLJA	
3.1. Predhodni protokoli u radijacionoj onkologiji	7
3.2. Organizacija radijacione metrologije u svetu	9
3.2.1. Internacionali sistemi	9
3.2.2. Uloga SSDL-a	10
3.3. Prednosti protokola zasnovanim na standardima apsorbovane doze u vodi	13
3.3.1. Smanjenje nepouzdanosti	13
3.3.2. Korišćenje jednostavnog formalizma	13
3.3.3. Primjenjivost na sve vrste zračenja	13
3.4. Osnovni formalizam	14
3.4.1. Referentni uslovi	14
3.4.2. Uticajne veličine	14
3.5. Korekcije za efekte koji utiču na rezultate merenja	15
3.5.1. Pritisak, temperatura i vlažnost	15
3.5.2. Efekat polariteta	16
3.5.3. Jonska rekombinacija	17
3.5.4. Korekcija za kvalitet radijacionog zračnog polja k_{Q,Q_0}	18
4. MERNI LANAC	20
4.1. Jonizaciona komora	20
4.2. Elektrometar i izvor napajanja	23
4.3. Fantomi	24
5. EKSPERIMENTALNI RAD	25
5.1. Radni list	25
5.2. Specifikacija jonizacione komore tipa Farmer FC65 – G	27
5.3. Postavka fantoma	31
5.4. Određivanje referentne dubine Z_{ref}	32
6. LITERATURA	34

1. PREDGOVOR

Radijaciona dozimetrija ima centralnu ulogu u fizici radijacione onkologije. Glavi zadatak radijacione onkologije je da upotreboom ionizujućeg zračenja uništi maligne tumore koji se javljaju kod ljudi. Iskustvo i praksa su u ovom slučaju utvrdili da je neophodno aplikovati apsorbovanu dozu na volumene malignih tkiva uz maksimalnu poštenu zdravog tkiva, koje se nalazi u okruženju. Zbog ovog razloga se preporučuje da se data doza aplikuje sa što manjom greškom. Shvatajući ozbiljnost ove metode, dosadašnja praksa preporučuje opseg greške u intervalu od $\pm 5\%$ prilikom isporuke doze ionizujućeg zračenja određenoj zapremini. Pojava greške prilikom kalibracije radijacionog snopa može da prouzrokuje predoziranje, odnosno poddoziranje, velikog broja pacijenata za veoma kratko vreme. Čak i greška od $\pm 1\%$, koja za pojedinca nije značajna, na opštem planu zdravstvene institucije i velikog broja lečenih pacijenata može da ima veoma negativan efekat.

Pored kalibracije, postoji još nekoliko vidova grešaka. U samom procesu aplikovanja potrebne doze može doći do većeg broja grešaka, a to mogu biti :

- pozicioniranje pacijenta
- sistematske greške tehničara
- pomeranje volumena usled same fiziologije ljudskih organa
- varijacije doze samog uređaja

Glavni cilj u jednoj zdravstvenoj ustanovi je da prilikom isporuke određene doze, greške smanjimo što više, tj. da ih dovedemo na minimalnu vrednost. Prvi korak u ovom procesu redukovanja grešaka predstavlja sama kalibracija terapijskog uređaja.

2. UVOD

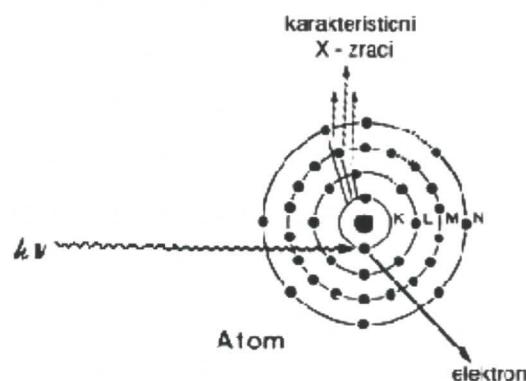
2.1 Interakcija fotona sa materijom

Apsorbovana doza fotonskog zračenja je posledica interakcije zračenja sa datom materijom koja je izložena istoj. U principu, fotonske interakcije sa materijom možemo da podelimo na tri tipa :

- Fotoelektrični efekat
 - Komptonovo rasejanje
 - Stvaranje para

2.1.1. Fotoelektrični efekat

Kod fotoelektričnog efekta upadni foton interaguje sa elektronom. Ovom prilikom foton utroši svoju celokupnu energiju na raskidanje veze elektrona sa jezgrom i na kinetičku energiju izbačenog elektrona. Ovaj proces je dominantan za upadne fotone energije do 100 keV .

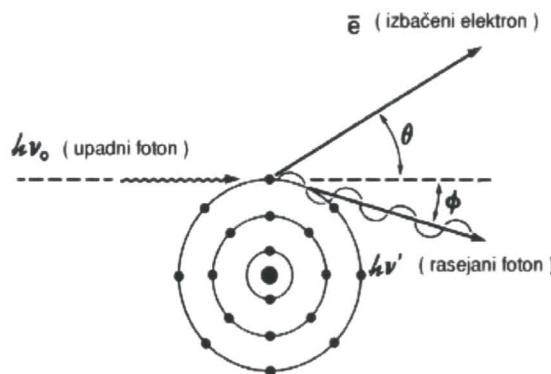


Sl. 1.1 Šematski prikaz fotoelektričnog efekta

Verovatnoća za ostvarivanje fotoelektričnog efekta je u zavisnosti sa rednim brojem ineragujućeg atoma i same energije upadnog fotona.

2.1.2. Komptonovo rasejanje

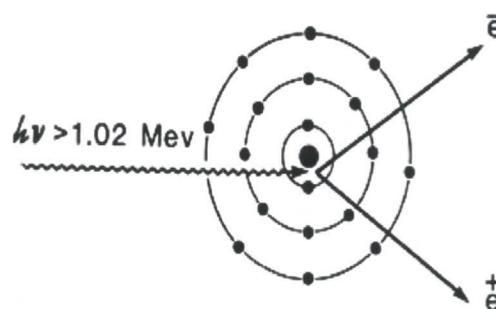
Komptonovo rasejanje je proces u kome upadni foton interaguje sa valentnim elektronom i tom prilikom ga izbacuje iz atoma. Predavši mu samo deo svoje energije, foton nastavlja da se kreće ali u različitom pravcu od upadnog. Ovakva vrsta interakcije je karakteristična za fotone energije od 100 keV do 1 MeV.



Sl. 1.2 Šematski prikaz Komptonovog rasejanja

2.1.3. Stvaranje para

Ako je energija fotona veća od 1.02 MeV, foton može da interaguje sa materijom kroz mehanizam stvaranja para. U ovom procesu, foton interaguje sa elektromagnetskim poljem atomskog jezgra i prilikom toga gubi čitavu svoju energiju na stvarenje para koji se sastoji od negativnog elektrona (e^-) i pozitivnog elektrona (e^+). Zbog energije mirovanja elektrona koja je jednaka 0.51 MeV, potrebna minimalna energija za stvaranje para je jednaka 1.02 MeV. Višak energije fotona se raspoređuje između čestica u obliku kinetičke energije.



Sl. 1.3. Šematski prikaz stvaranja para

Kada snop fotona prolazi kroz određenu materiju, interakcija između fotona i materije može da prouzrokuje da zračenje ostavi izvesnu količinu svoje energije datom mediju. Krajnji produkt ovakvih vidova interakcije fotona sa materijom jeste ekscitacija i ionizacija date sredine. U slučaju da apsorbujući medijum predstavlja tkivo, suvišna energija se može apsorbovati i od strane samih ćelija u tkivu. Pošto više od 70 % ćelije čini sama voda, očigledno je da se sami hemijski procesi odigravaju na molikulu H_2O koji kao krajnji produkt u ovoj hemijskoj reakciji stvara slobodne radikale. Ovako nastali slobodni radikali, OH i H^+ , interaguju sa lancem DNK i izazivaju ozbiljne biološke probleme. U slučaju ovakve interakcije dolazi do ozbiljnih oštećenja koja mogu da prouzrokuju smanjenu reprodukciju ćelije, a kasnije da dovedu i do same smrti iste.

2.2 Apsorbovana doza

Apsorbovana doza se može definisati kao mera za karakteristične biološke efekte proizvedene od strane ionizujućeg zračenja. Definicija koja se nalazi u upotrebi za apsorbovanu dozu, ili jednostavno dozu, predstavlja proporcionalnost između predate energije ionizujućeg zračenja po jedinici mase medijuma kroz koje dato zračenje prolazi.

$$D = dE / dm$$

Stara jedinica za apsorbovanu dozu je **rad** (skraćenica od radijacione apsorbovane doze)

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy} = 10^{-2} \text{ J/kg}$$

U SI sistemu, jedinica za apsorbovanu dozu je Grej (Gy), a definiše se kao:

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

2.3 Merenje ionizujućeg zračenja

Uvođenje X zračenja u dijagnostičke i terapijske svrhe, dovodi do prvih pokušaja merenja ionizujućeg zračenja zasnovanih na biološkim i hemijskim efektima. Ovakvi pokušaji su se svodili na interakciju hemijskih komponenata koji su pod uticajem zračenja menjali boju, a takođe su pokušavali da povežu crvenilo kože koju je zračenje proizvelo, sa količinom iste. Muđutim, jedinice koje su bile zasnovane na ovakvim činjenicama su pokazivale izvesne nedostatke.

Težeći da ukloni nedostatke, Internacionalana komisija za radijacione jedinice i mere (ICRU) uvodi rendgen (R) kao novu jedinicu za merenje ionizujućeg zračenja.

2.3.1. Rendgen

Nova jedinica za definisanje ekspozicione doze, kao količine nadelektrisanja koje neko zračenje stvori prilikom prolaska kroz jediničnu masu nekog tela, naziva se rendgen. Na osnovu ovakve definicije, ekspozicija ili ekspoziciona doza se definiše kao :

$$X = dq / dm$$

gde je dq apsolutna vrednost količine naelektrisanja koja se stvori u vazduhu mase dm u određenoj zapremini.

Jedan rendgen iznosi :

$$1 \text{ R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C / kg}$$

2.3.2. *Ionizacione komore*

Ionizaciona komora predstavlja jedan od osnovnih instrumenata koji se koristi za merenje ionizujućeg zračenja u radiacionoj dozimetriji. Princip rada ionizacione komore se zasniva na interakciji zračenja i vazduha koji se nalazi unutar radne zapremine date komore.

Kada ionizujuće zračenje prolazi kroz vazduh, ono tom prilikom interaguje sa česticama i oslobođa elektrone putem fotoelktričnog efekta, Komtonovog efekta i stvaranja para. Ovako stvoreni elektroni vrše dalju ionizaciju duž svoje trajektorije. Sama konstrukcija komore je takva, da se svi ovi procesi dešavaju unutar prostora koji se nalazi između polarizovanih elektroda. Zbog uspostavljenog napona koji vlada na istim, pozitivna naelektrisanja će biti privučena od strane negativne elektrode za razliku od negativnih koje privlači pozitivna elektroda. Ovako kolektovano naelektrisanje, privučeno naponom između elektroda, stvara struju koja se može meriti elektrometrom.

3. PROTOKOL IAEA TRS-398 ZA ODREĐIVANJE APSORBOVANE DOZE ZA FOTONSKA I ELEKTRONSKA ZRAČNA POLJA

3.1 Predhodni protokoli u radijacionoj onkologiji

Tokom poslednje četiri dekade, apsorbovana doza u vodi, za klinička elektronska i fotonska zračna polja, je određivana protokolima zasnovanim na radijacionim merenjima vazdušne kerme. Današnji protokoli za dozimetriju radijacionog snopa , zasnovani na korišćenju ionizacione komore u slučaju određivanja apsorbovane doze u vodi, su objavljeni od nekoliko nacionalnih ili regionalnih udruženja i od strane internacionalnih organizacija. Bitna stvar u dozimetriji jeste da od početka primene radioterapije teži ka stvaranju dozimetarskog protokola koji će biti primenjiv za različite energije zračnog polja. Hronološki gledano, postojalo je nekoliko znamenitih protokola koje treba napomenuti.

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) je 1972. godine objavila protokol koji se najduže zadržao u dozimetarskoj praksi. U ovom protokolu su bila obuhvaćena zračna X polja od 2 i 8 MV. Bitna karakteristika ovog protokola je da se očitavanjem vrednosti dobijenih na komori određuje doza u vodi za određeni položaj iste. Apsorbovana doza, na osnovu ovog protokola se mogla odrediti kao :

$$D = R N C_\lambda$$

Gde su : D – apsorbovana doza

R – izmerena vrednost ionizacione komore

N – kalibracioni faktor ionizacione komore

C_λ – konverzionalni faktor

HPA (Hospital Physicist Association) objavljuje 1975. godine drugi protokol za dozimetriju visoko energetskih fotona. Glavna razlika u odnosu na predhodni je da uvodi širi spektar energija od 8 do 35 MV.

Švedski protokol **NACP** (Nordic Association of Clinical Physicists) odjavljen je 1980. godine kao novi protokol za dozimetriju radioterapijskih zračnih polja. Ovaj protokol je uveo novi formalizam zasnovan na vazdušnoj kermi, za određivanje apsorbovane doze.

IAEA (International Atomic Energy Agency) godine 1987. objavljuje internacionalni protokol TRS- 277, koji je obuhvatao samo fotone. Pedro Andreo, jedan od glavnih rukovodilaca ovog protokola, je otišao i korak dalje objavljajući noviji protokol TRS – 382 u kojem su obuhvaćeni i elektroni. Ujedinjenim naporima njegove radne grupe i spajanjem ova dva protokola, konačno dolazimo do protokola TRS- 398. Ovaj protokol iz 2000. godine predstavlja celokupnu verziju i u svom izdanju pokriva kako teške jone, tako i protone.

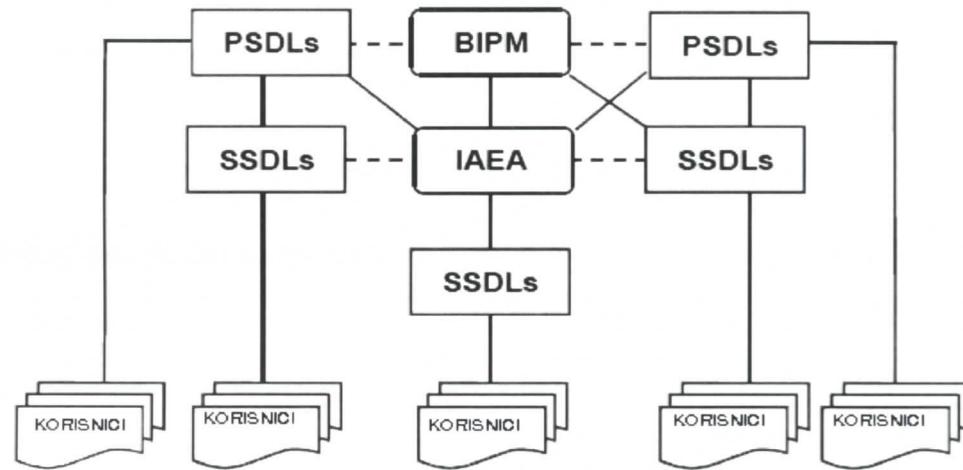
Internacionalna agencija za atomsku energiju (IAEA) je 1978. godine objavila protokol naslovljen kao "Određivanje apsorbovane doze za fotonska i elektronska zračna polja", u kome su stojale preporučene procedure za dobijanje apsorbovane doze u vodi na osnovu merenja ionizacione komore u spoljašnjim poljima koja se koriste u radioterapiji. Nakon objavljivanja ovog protokola, težilo se ka stvaranju takvih protokola koji bi smanjivali nepouzdanosti i greške prilikom određivanja apsorbovane doze. Razvijanjem primarnih standarda apsorbovane doze u vodi za visoko energetska fotonska i elektronska zračna polja i unapređivanje koncepta radijacione dozimetrije, nudi nam se mogućnost za smanjivanje nesigurnosti u dozimetriji radioterapijskih polja.

Današnji protokol, objavljen od članova grupe Internacionalne agencije za atomsku energiju , ispunjava potrebe za sistematičnošću i internacionalnom ujedinjenom pristupu za kalibraciju ionizacionih komora pri određivanju apsorbovane doze u vodi i korišćenje istih kao detektora za određivanje apsorbovane doze u vodi prilikom korišćenja u radioterapiji.

3.2 Organizacija radijacione metrologije u svetu

3.2.1. Internacionalni Sistem Mera

Međunarodni sistem mera u radijacionoj metrologiji je organizovan u okviru konzistentnosti u radijacionoj dozimetriji. Ovako formiran sistem omogućuje korisnicima da vrše kalibraciju po uzoru na Primarni standrad (PDSL), čak i ako nisu u direktnoj vezi sa istim.



Sl. 3.2.1 Šema organizacije radijacione metrologije

BIPM (Bureau International des Poids et Mesures) je osnovan kao internacionalni centar za mere, čije se laboratorije nalaze u Sevru, u cilju obezbeđivanja svetske uniformnosti jedinica vezanih za merenja. U radijacionoj dozimetriji, Primarni standardi (PDSL) mnogih zemalja članica su razvile primarne standarde koji su ujednačeni sa BIPM i drugim PDSL standardima. Međutim, globalno gledano postoji samo dvadeset država sa primarnim standardom uključenim u radijacionu dozimetriju, stoga one mogu da kalibrišu veoma veliki broj radijacionih dozimetara koji se trenutno koriste u celom svetu. Ovakve nacionalne laboratorije nastoje da kalibrišu laboratorije sa sekundarnim (SSDL) koje će u tom slučaju predstavljati reference za kalibriranje korisničkih uređaja. Ovo predstavlja jedini način za prevazilaženje jaza između zemalja članica i ostalih koje to nisu.

3.2.2. Uloga SSDL-a

Glavna uloga SSDL-a je da smanji jaz između PDSL-a i korisnika ionizujućeg zračenja sa time što će omogućiti transfer dozimetriske kalibracije primarnog standarda prema korisničkim instrumentima. Stoga je 1976. godine mreža SSDL-a osnovana ujedinjenim naporima IAEA i WHO u cilju da proširi kalibracione standarde do korisnika čije zemlje nisu članice uspostavljene konvencije. Od 1998. godine, već oformljena mreža, uključuje sedamdeset laboratorija i šest SSDL nacionalnih organizacija, od kojih su skoro polovina zemalje u razvoju.

Jedan, i u principu najvažniji zadatak SSDL mreže, u oblasti radioterapijske dozimetrije, jeste da garantuje da je isporučena doza prema pacijentu koji je pod radioterapijskim tretmanom u granicama internacionalnog prihvatljivog nivoa greške.

Klasifikacija instrumenata i standardnih laboratorijskih mreža

<i>Klasifikacija instrumenata</i>	<i>Standardne laboratorijske mreže</i>
Primarni standard <ul style="list-style-type: none">- Instrument najvišeg mernog kvaliteta, ostali instrumenti se kalibrišu u poređenju sa njim	Dozimetrijska laboratorijska mreža sa primarnim standardom (PDSL) <ul style="list-style-type: none">- Nacionalno standardizovana laboratorijska mreža osnovana od strane vlade zarad razvijanja, praćenja i poboljšavanja primarnog standarda u radijacionoj dozimetriji
Sekundarni standard <ul style="list-style-type: none">- Instrument kalibriran u poređenju sa primarnim standardom	Dozimetrijska laboratorijska mreža sa sekundarnim standardom (SSDL) <ul style="list-style-type: none">- Dozimetrijska laboratorijska mreža osnovana od kompetentnih nadležnih organa zarad razvijanja kalibracionog servisa. Kalibrirana na osnovu primarnog standarda.
Nacionalni standard	
Referentni instrument <ul style="list-style-type: none">- Instrument najvećeg mernog kvaliteta, prisutan na datom području	
Terenski instrumenti <ul style="list-style-type: none">- Merni instrumenti koji se koriste za rutinska merenja, kalibracija izvršena na osnovu referentnog instrumenta	

Trenutni status razvijanja primarnog standarda pri određivanju apsorbovane doze u vodi za visoko energetske fotone i elektrone kao i unapređivanje radijaciono dozimetriskog koncepta je omogućilo da se smanje greške prilikom kalibracije radijacionog snopa.

Merenja apsorbovane doze u grafitu, korisćenjem grafitnih kalorimetara, su se kao prva razvila i zatim kasnije nastavila da se koriste u mnogim laboratorijama. Ovakva procedura je smatrana kao prelazni korak između vazdušne kerme i direktnog određivanja apsorbovane doze u vodi.

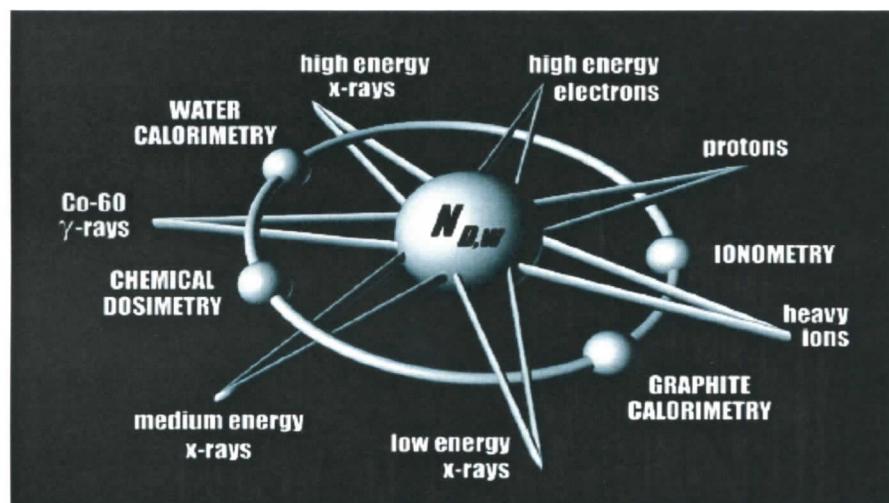
Procedure za određivanje apsorbovane doze u vodi su se proteklih nekoliko godina naglo razvile. Veoma dobro dokazane procedure su : ionizacioni metod, hemijska dozimetrija, vodena i grafitna kalorimetrija. Iako je samo vodena kalorimetrija dozvoljavala direktno određivanje apsorbovane doze u vodi pomoću vodenog fantoma, traženi preobražajni i otežavajući faktori za druge procedure su sada dobro poznati u mnogim laboratorijama. Ovakvim usavršavanjima dolazimo do olakšavajućih okolnosti prilikom kalibracije ionizacionih komora, pošto je moguće odrediti kalibracioni faktor za apsorbovanu dozu u vodi $N_{D,w}$ koji se koristi u radioterapiji. Mnogi PSDL-i već daju $N_{D,w}$ kalibracije na Co^{60} gama zračenje, međutim neke laboratorije proširuju ovu kalibracionu proceduru za visoko energetske fotone i elektrone.

Kod dozimetrijskih laboratorijskih standarda sa sekundarnim standardom, kalibracioni standardi od strane PSDL-a ili BIMP-a su uspešno sprovedeni u upotrebu za medicinske korisnike. Za Co^{60} gama zračenje većina SSDL-a omogućuje korisnicima kalibracioni faktor u cilju određivanja apsorbovane doze u vodi bez većih eksperimentalnih poteškoća. Međutim, oni nisu u stanju da omoguće eksperimentalno određene faktore za visoko energetske elektronske i fotonske snopove. Numerička izračunavanja za korekcione faktore kvaliteta snopa, vezana za Co^{60} mogu biti izvedena i u ovom slučaju, ali sa velikom greškom i nepouzdanosću.

Veliki napredak u radioterapiji proteklih nekoliko godina je ostvaren korišćenjem protona i teških jona u iste svrhe. Praktična dozimetrija i ovoj oblasti je takođe zasnovana na korišćenju ionizacionih komora koje omogućuju kalibracije u uslovima vazdušne kerme kao i u uslovima

apsorbovane doze u vodi. Prema tome, dozimetrijske procedure razvijene za visoko energetske elektrone i fotone mogu takođe biti primenjene za protone i teške jone.

Za kilovoltažno X-zračenje danas postoji svega nekoliko laboratoriјa које obezbeđuju $N_{D,W}$ kalibraciju, razlog tome је што већина PDSL-ова nema još zanovane primarne standarde apsorbovane doze u vodi za ovakav vid radijacionog zračenja. Pored toga, $N_{D,W}$ kalibracije за kilovoltažno X-zračenje mogu se sprovesti i od strane PDSL-a ili SSDL-a zasnovanih na njihovim standardima vazdušne kerme. Stoga, skladan dozimetrijski sistem zasnovan на standardima apsorbovane doze u vodi je sada praktično primenjiv za sve tipove radioterapijskog zračenja.



Sl. 2.2. Konherentnost dozimetriskog sistema

Novi protokol IAEA TRS-398 za određivanje apsorbovane doze u vodi u slučaju spoljašnjeg radioterapijskog zračnog polja, korišćenjem ionizacione komore ili dozimetara sa poznatim $N_{D,W}$ kalibracionim faktorom, je danas primenjiv u svim bolnicama i ustanovama koje primenjuju radijacioni tretman za pacijente obolele od raka. Iako je priroda ovakvih institucija, generalno gledano, veoma raznovrsna i drugačija, ovaj protokol se upotrebljuje kao koristan dokument za medicinske fizičare i radioterapijsku zajednicu i pomaže da im da se postigne uniformnost i kozistencija prilikom isporuke radijacione doze.

3.3. Prednosti protokola zasnovanim na standardima apsorbovane doze u vodi

3.3.1. Smanjenje nepouzdanosti

Težnja ka tome da se unaprede osnove za dozimetriju u radioterapiji je prouzrokovala da PDLS uloži više napora, u poslednje dve dekada, prema razvijanju primarnih standarda za apsorbovanu dozu u vodi. Obrazloženje za menjanje osnova kalibracije od vazdušne kerme prema apsorbovanoj dozi u vodi je bilo u tome da će se prilikom kalibracije ionizacione komore u tim uslovima smanjiti nepouzdanosti prilikom određivanja apsorbovane doze.

3.3.2. Korišćenje jednostavnog formalizma

Formalizam dat u TRS-277, kao i u većini nacionalnih i internacionalnih dozimetarskih protokola za određivanje apsorbovane doze u vodi radioterapijskog zračenja je zasnovan na primeni nekoliko koeficijenata, perturbacija i ostalih korekcionih faktora. Ova kompleksnost je najbolje demonstrirana uzimanjem u obzir potrebnih jednakosti i procedura za odabiranja prikladnih podataka. Mnogi od ovih podataka su dobijani iz složenog merenja ili računanja zasnovanih na teorijskom modelu.

Pojednostavljena procedura počinje od korekcionih faktora u slučaju apsorbovane doze u vodi koji smanjuju verovatnoću za pravljenjem greške u određivanju apsorbovane doze u vodi kod radijaconog zračenje. Jednostavnost ovakvog formalizma za određivanje apsorbovane doze u vodi postaje očigledna tek kada se krajnja jednačina uzme u razmatranje.

3.3.3. Primenjivost na sve vrste zračenja

Današnji protokol IAEA TRS-398 omogućuje metodologiju za određivanje apsorbovane doze u vodi za niske, srednje i visoke energetske fotonske snopove, elektrone, protone i teške jone koji se koriste u slučaju radijacione terapije.

3.4. Osnovi formalizma $N_{D,W}$

Apsorbovana doza u vodi na referentnoj dubini Z_{ref} za referentno zračenje kvaliteta Q_0 je data kao

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,W,Q_0}$$

Gde je M_{Q_0} pročitana vrednost sa dozimetra pod referentnim uslovima korišćenim u standardnoj laboratoriji, a N_{D,W,Q_0} je kalibracioni faktor za apsorbovanu dozu u vodi dozimetra dobijenog od standardnih laboratorijskih uslova. U većini kliničkih centara uslovi merenja se ne podudaraju sa referentnim uslovima korišćenim u standardnim laboratorijskim uslovima. Ovo može da se odrazi na reagovanje dozimetra i u takvoj situaciji je neophodno napraviti razliku između referentnih uslova koji su propisani od strane standardnih laboratorijskih uslova i uslova u koji ma se vrši merenje u kliničkom centru.

3.4.1. Referentni uslovi

Referentni uslovi su opisani postavkom vrednosti uticajnih veličina za koje je kalibracioni faktor važeći bez ikakvih daljih dodatnih vrednosti na istu.

Referentni uslovi za kalibraciju u slučaju apsorbovane doze u vodi su, kao na primer, geometrijski raspored (daljina i dubina), dimenzije polja, materijal i dimenzije fantoma, temperatura okruženja, pritisak i relativna vlažnost.

3.4.2. Uticajne veličine

Uticajne veličine su definisane kao veličine koje nisu subjekt samog merenja, ali ipak utiču na veličinu koja se meri. Poreklo im može biti različite prirode, kao na primer pritisak, temperatura, polarizacioni napon, javljaju se čak i kod dozimetara (zagrevanje, godina proizvodnje...) ili se mogu odnositi na samo radijaciono polje (kvalitet snopa, veličina polja, dubina u fantomu).

Prilikom same kalibracije ionizacione komore ili dozimetra, mnogo uticajnih veličina je izvodljivo držati pod kontrolom. Međutim, nekoliko uticajnih veličina se ne mogu kontrolisati, kao na primer pritisak i vlažnost. U tom slučaju je moguće vršiti korekcije na te veličine pomoću primenjivanja odgovarajućih faktora. Pretpostavimo da se uticaji tih veličina posmatraju nezavisno jedni od drugih, i u tom slučaju, korekcioni faktori se primenjuju kao proizvod istih, gde je svaki korekcioni faktor vezan samo za jednu uticajnu veličinu.

Upućeni referentni snop kvaliteta Q_0 korišćen za kalibraciju ionizacione komore može takođe biti tretiran kao uticajna veličina. Stoga, merenja kvaliteta snopa različitog od Q_0 takođe zahtevaju korekcioni faktor. U protokolu se on eksplicitno izražava kao k_{Q,Q_0} .

3.5. Korekcije na efekte koji utiču na rezultate merenja

Kalibracioni faktor ionizacione komore je važeći samo za referentne uslove koji se primenjuju tokom kalibracije. Svaka promena referentnih uslova prilikom korišćenja ionizacionih komora u zračnom polju mora biti ispravljena korišćenjem odgovarajućih faktora. Najbitniji faktori koji se pominju u protokolu IAEA TRS-389 su korekcioni faktor na temperaturu, vlažnost i pritisak, zatim korekcioni faktor na polaritet i kao krajnji korekcioni faktor na rekombinaciju.

3.5.1. Pritisak, temperatura i vlažnost

Kako su sve ionizacione komore u kontaktu sa okolnim vazduhom, sama masa vazduha u unutrašnjosti komore je pod direktnim uticajem atmosferskih promena odnosno promena spoljašnje temperature i spoljašnjeg pritiska. Zbog same gustine vazduha unutar ionizacione komore, koja zavisi od temperature i pritiska, u saglasnosti sa gasnim zakonom, gustina vazduha unutar komorske šupljine će biti u funkciji ovih atmosferskih uslova. Na osnovu ovog zakona će se gustina vazduha unutar komore povećeti u slučaju smanjenja temperature ili u slučaju povećanja pritiska. Uzimajući sve ove ambijentalne uticajne veličine u razmatranje dolazimo do uvođenja korekcionog faktora za temperaturu, pritisak i vlažnost.

Korekcion i faktor za temperaturu, pritisak i vlažnost je dat kao:

$$K_{t,p} = (273.2+T)P_0/(273.2+T_0)$$

Gde su T_0 , P_0 - referentne vrednosti za pritisak i temperature (generalno 101.3 kPa i 20°C)
 T , P - pritisak i temperature za vreme trajanja samog merenja

Nikakve korekcije na vlažnost nisu potrebne u slučaju da je unutar same prostorije postignuta trenutna relativna vlažnost u opsegu 20–80 %. Za ove vrednosti relativne vlažnosti možemo da smatramo da se sama funkcija relativne vlažnosti od pritiska i temperature ne menja i da je u tom intervalu možemo uzeti kao linearu.

Jedan od prvih koji je uočio uticaj spoljašnjih faktora na sam odaziv ionizacione komore bio je Pearson. On je po prvi put u svome radu, 1980. godine, opisao uticaj okolnih efekata na ionizacionu komoru. Zaključio je da spoljašnji efekti direktno utiču na stanje gasa unutar ionizacione komore, kako na sam pritisak, tako i na brzinu kretanja čestica gase.

3.5.2. Efekat polariteta

Pod istim radiacionim uslovima, korišćenjem polarizacionog potencijala različitog polariteta primjenjenog na ionizacionoj komori, dovodi do različitog očitavanja na elektrometru. Ovaj fenomen se naziva efekat polariteta. Za većinu ionizacionih komora koje se koriste u fotonskim zracnim snopovima, ovaj efekat će biti beznačajan, čime se izuzimaju ionizacione komore sa veoma taknim zidovima izložene nisko energetskom X- zračenju. Za razliku od fotonskih polja, kod nanelektrisanih čestica, posebno elektrona, ovaj efekat će biti veoma izražen. Treba napomenuti da sa smanjenjem energije elektrona ovaj efekat dolazi sve više do izražaja.

Problem koji proizvodi ovakve efekte u samoj zapremini ionizacione komore potiče od sledeće činjenice. Visoko energetski elektroni (Komptonovi elektroni), koji su izbačeni iz orbitale usled

interakcije visoko energetskih fotona sa atomom, formiraju takozvanu Komptonovu struju. Ova struja može da poveća ili da smanji kolektorsku struju u zavisnosti od polariteta kolektujuće elektrode. Jedno od rešenja minimizacije ovog problema je da se prilikom merenja kolektorske struje menja polaritet napona na elektodama. U krajnjem slučaju, sama razlika između izmerenih vrednosti struja za dva različita polariteta napona ne bi trebala da bude veća od 5 %.

U slučaju da se prilikom merenja koristi napon različitog polariteta, moguće je izračunati korekcioni faktor za polaritet. Korekcioni faktor za polaritet se definiše kao:

$$k_{pol} = (M_+ + M_-) / 2M$$

Gde su: M_+ - očitana vrednost sa elektrometra za vreme pozitivnog polariteta

M_- - očitana vrednost sa elektrometra za vreme negativnog polariteta

M - vrednost očitana sa elektrometra (pozitivna ili negativna)

U slučaju da je efekat polariteta računata za datu komoru veći od 3 %, takva komora ne bi trebala da se koristi za određivanja apsorbovane doze, a i uopšte.

Prvo interesovanje za razmatranje efekta polariteta se javilo kada su Gerbi i Khan 1987. godine ispitivali ove efekte na do tada najkomercijalnijim jonizacionim komorama. Kasnijih godina se na osnovu njihovog istraživanja zaključilo da se uvođenjem korekcionog faktora na polaritet izbegava javljanje značajne greške od 5% prilikom određivanja apsorbovane doze.

3.5.3. Jonska rekombinacija

Značajan gubitak nanelektrisanja unutar ionizacione komore se ostvaruje prilikom rekombinacija. Ovaj efekat će biti znatan, čak i u slučaju kada se koriste maksimalno mogući naponi koji su preporučeni za datu komoru. Efekat rekombinacije zavisi od same geometrije komore i priključenog napona na istu. Kako se ovakve pojave ne mogu izbeći, moraju se stoga primenjivati

korekcioni faktori za ovakve gubitke. Korekcioni faktori su uvedeni u ovom protokolu i označavaju se sa k_s .

Sam postupak određivanja korekcionog faktora se realizuje pomoću merenja nanelektrisanja kolektovanog unutar ionizacione komore za dve različite vrednosti napona.
Korekcioni faktor za jonsku rekombinaciju se računa kao:

$$k_s = a_0 + a_1(M_1/M_2) + a_2(M_1/M_2)^2$$

gde su konstante a_i date za slučaj pulsirajućeg zračenja u Tabeli 2.4.1.

Pulsno zračenje			
V_1/V_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.875	0.677
3.5	1.080	-0.542	0.463
4.0	1.022	-0.363	0.341
5.0	0.975	-0.188	0.214

Tabela 2.4.1. Vrednosti konstanti

3.5.4. Korekcije za kvalitet radijacionog zračnog polja k_{Q,Q_o}

Kada je dozimetar korišćen za zračna polja kvaliteta Q , različitog od kalibriranog Q_o , tada je apsorbovana doza u vodi data kao :

$$D_{W,Q} = M_Q \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot K_{Q,Q_0}$$

Gde je K_{Q,Q_0} korekcioni faktor za efekte koji su posledica razlike imedju referentnog polja Q_0 i stvarnog korišćenog polja Q .

Korekcioni faktor za kvalitet zračnog snopa se određuje kao odnos kvaliteta Q i Q_0 za slučaj apsorbovane doze u vodi

$$K_{Q,Q_0} = N_{D^*,Q} / N_{D^*,Q_0} = (D_{W,Q} / M_Q) / (D_{W,Q_0} / M_{Q_0})$$

Najuobičajeniji referentni kvalitet Q_0 korišćen za kalibraciju ionizacione komore je gama zračenje Co^{60} . Međutim, ovaj način kalibracije nije omogućen u većini institucija. U tom slučaju kada nije moguće eksperimentalno odrediti ovu vrednost, prelazi se na teorijsko računanje korekcionog faktora. Pomoću Brag-Grejove teorije, izraz k_{Q,Q_0} je moguće izvesti na osnovu formalizma korišćenog u prethodnom protokolu TRS-277. Krajnji oblik je izražen kao

$$k_{Q,Q_0} = (S_{w,air})_Q (W_{air})_Q p_Q / (S_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{Q_0}$$

$$p_{Q_0} = (p_{dis} p_{wall} p_{cav} p_{cel})_{Q_0}$$

gde nam je :

$(S_{w,air})_Q$ - odnos zaustavne moći voda/vaduh, tablično date vrednosti u protokolu TRS-277

$(W_{air})_Q$ - prosečna utrošena energija za formiranje jonskog para u vazduhu

p_Q - perturbacioni faktor

p_{dis} - faktor koji uračunava zamenu zapremine vode sa detektorskom supljinom

p_{wall} - peturbacioni faktor za zid komore

p_{cav} - perturbacioni faktor koji se odnosi na vazdušnu šupljinu unutar komore

p_{cel} - perturbacioni faktor za centralnu eketrodu unutar komore

4. MERNI LANAC

U principu, merni sistem koji se koristi u dozimetriji je veoma jednostavan i sastoji se od tri osnovne komponente :

- *onizaciona komora
- elektrometar i izvor napajanja
- fantom

4.1 Jonizaciona komora

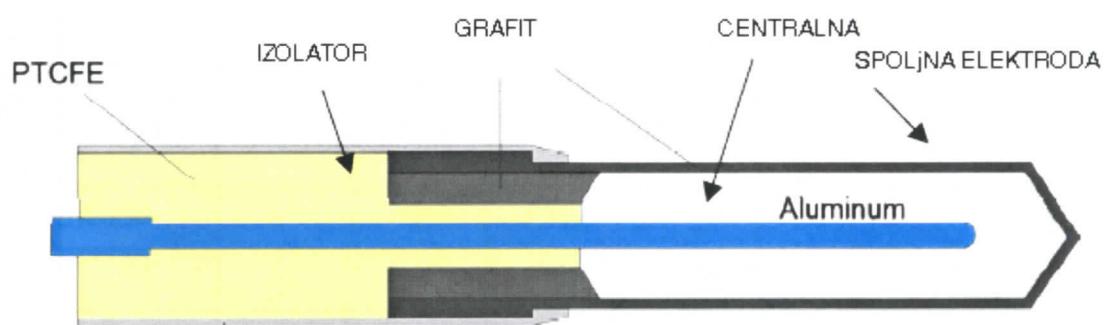
Glavne odlike jonizacionih komora su velika osetljivost, raznovrsnost oblika i dimenzija kao i njihova relativna jednostavnost. Rad i karakteristike jonizacionih komora su određeni ponašanjem jona u gasovima i sekundarnim efektima do kojih dolazi u prisustvu električnog polja. Sam princip rada se sastoji u sledećem. U prostoru ispunjenim određenim gasom, koji se nalazi u unutrašnjosti komore, ako nema uspostavljenog napona na elektrodama, joni stvoreni duž putanje zračenja normalno se rekombinuju. Kada se uspostavi napon, pozitivni i negativni joni se kreću ka suprotnim elektrodama, gde se skupljaju (kolektuju). Broj kolektovanih jona u ovom slučaju je konstantan, to jest, svi primarni joni stvoreni duž puta zračenja su u ovom slučaju kolektovani.

Vreme kolektovanja jona ima dva perioda, jer je pokretljivost elektrona veća od pokretljivosti teških jona. Vreme kolekcije elektrona je reda veličine od 0.1 do 1 μs , a pozitivnih jona 100 do 1000 μs .

Prvim jednostavnim tipovima jonizacionih komora služili su se u proučavanju radioaktivnosti Marija Skłodowska-Curie (1898 g.) i E. Rutherford (1900 g.)

Ionizacione komore, kako je već ranije spomenuto, rade u uslovima struje zasićenja sa malim izlaznim signalima, čija je vrednost proporcionalna energiji detektovanog zračenja .

Standardne ionizacione komore imaju oblik cilindra čiji zidovi predstavljaju katodu, a anoda je aksijalno postavljena šipka ili žica, izolatorom razdvojena od katode.



Sl. 3.1. Poprečni presek ionizacione komore Farmer tipa

Treba takođe napomenuti da postoje ionizacione komore sa trećom elektrodom, koje se upotrebljavaju za preciznija merenja.

Pomenute tri elektrode su :

- Polarizaciona elektrroda, koja se direktno povezuje na izvor napajanja
- Merna elektroda, koja meri nanelekrisanje koje nastaje unutar radne zapremine komore
- Zaštitna elektroda, koja sprečava merenje struje curenja

Konstrukcija ionizacione komore mora odgovarati određenim zahtevima. Izolacija mora biti od specijalnih, visokokvalitetnih izolacionih materijala, jer su struje reda veličine 10^{-10} do 10^{-15} A. Oblik mora biti takav da ne stvara unutrašnju asimetriju električnog polja .

<i>Tip jonizacione komore</i>	<i>Zapremina šupljine (cm³)</i>	<i>Radius šupljine (mm)</i>	<i>Materijal zida</i>	<i>Debljina zida</i>	<i>Materijal dodatne kape</i>	<i>Debljina dodatne kape</i>	<i>Centralna elektroda</i>	<i>Vodootporna</i>
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	3.2	C-552	0.050	C-552	0.924	C-552	ne
Exradin A12 Farmer	0.65	3.1	C-552	0.088	C-552	0.493	C-552	da
Nuclear Assoc 30 - 751 Farmer	0.69	3.1	Delrin	0.056	Delrin	0.560	Aluminijum	da
Nuclear Assoc 30- 752 Farmer	0.69	3.1	Grafit	0.056	Delrin	0.560	Aluminijum	da
NE 2505 Farmer	0.6	3.0	Teflon	0.075	PMMA	0.545	Aluminijum	ne
NE 2571 Farmer	0.6	3.2	Grafit	0.065	Derlin	0.551	Aluminijum	ne
NE 2581 Farmer (PMMA)	0.6	3.2	A-150	0.041	PMMA	0.584	A-150	ne
PTW 30001 Farmer	0.6	3.1	PMMA	0.045	PMMA	0.541	Aluminijum	ne
PTW 30010 Farmer	0.6	3.1	PMMA	0.057	PMMA	0.541	Aluminijum	ne
SNC 100730 Farmer	0.6	3.5	PMMA	0.060	PMMA	0.536	Aluminijum	ne
SNC 100740 Farmer	0.6	3.5	Grafit	0.085	PMMA	0.536	Aluminijum	ne
Scdx- Wellhofer IC 69 Farmer	0.67	3.1	Derlin	0.056	POM	0.560	Aluminijum	da
Scdx- Wellhofer IC 70 Farmer	0.67	3.1	Grafit	0.068	POM	0.560	Aluminijum	da

**Karakteristike cilindričnih jonizacionih komora Farmer tipa
prepručenih od strane protkola TRS-389**

Unutrašnja zapremina ionizacione komore bi trebala da bude između 0.1 cm^3 i 1 cm^3 . Ovakve mogućnosti različitih zapremina su posledica potrebe za dovoljnom osetljivošću i sposobnošću merenja doze. Ovi zahtevi su zadovoljeni u cilindričnoj komori sa vazdušnom šupljinom unutrašnjeg diametra, ne većeg od 7 mm i dužine oko 25 mm. Prilikom korišćenja, ionizaciona komora mora biti postavljena na takav način da je zračni fluks aproksimativno uniforman duž celog poprečnog preseka komorske šupljine.

Konstrukcija same komore bi trebala da bude što je moguće vise homogena, ali poznato je da je zbog tehničkih razloga centralna elektroda načinjena od materijala raličitog u odnosu na zidove komore.

4.2. Elektrometar i izvor napajanja

Zadatak ionizacione komore je da prikuplja nanelektrisanje koje je stvoreno interakcijom zračenja. Ovo nanelektrisanje ili stuja koje se indukuje u komori je veoma malo i potrebno ga je meriti veoma osteljivim mernim uređajem (elektrometar). Izvor napajanja u mernom lancu može da funkcioniše kao zasebna jedinica ili kao sastavni deo elektrometra.



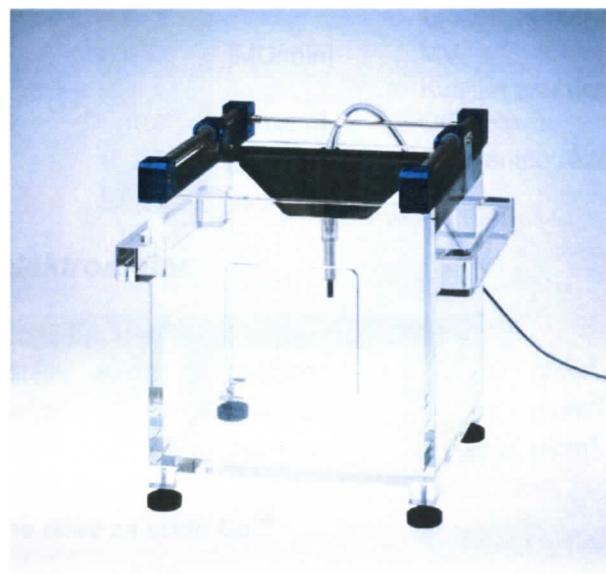
Sl. 4.2.1. Elektrometar Scanditronix Wellhofer Dose 1

4.3. Fantomi

Sama konstrukcija fantoma je napravljena tako da se u njemu mogu vršiti merenja apsorbovane doze, čak je moguće vršiti i kalibraciju ionizacionih komora koje se koriste u radijacionoj terapiji. U svojim merenjima sam koristio vodeni fantom Scanditronix WP34 firme Wellhofer. Ovakav fantom je izgrađen tako da se njegova zapremina može ispuniti vodom (destilovanom). Voda koja se nalazi u fantomu je preporučena u IAEA protokolu TRS-277 i TRS-381 kao referentni medijum za merenje apsorbovane doze za fotonska i elektronska zračna polja. Jedinstveni razlog leži u tome zato što se voda može uzeti kao ljudskom tkivu ekvivalentni medijum. Voda je uvedena kao referentni medijum zbog cinjenice da se ljudski organizam sastoji od oko 75 - 80% vodene mase, što se u našem slučaju može aproksimirati sa ljudskim tkivom.

Čvrsti fantomi, u formi polistirena (PMMA) i određena vodi ekvivalentna plastika u formi čvrste vode, plasticne vode, virtuelne vode, itd mogu se koristiti za dozimetriju u slučaju niskoenergetskih elektronskih snopova (ispod 10 MeV) i u slučaju niskoenergetskih X zraka.

Idealno gledano, material fantoma bi trebalo da bude ekvivalentan vodi, to jest, da ima istu apsorpciju i rasejanje kao voda.



Sl. 4.3.1. Fantom Scanditronix WP34 firme Wellhofer

5. EKSPERIMENTALNI RAD

Neposredno pre početka eksperimentalnog rada, neophodno je obezbediti radni list u koji se direktno unose merni rezultati. Potrebno je da sam radni list prati doslednost eksperimentalnog postupka. Pomenuti radni list sam konstruisao po ugledu na AAPM (American Association of Physics in Medicine) i modifikovao ga prema svojim zahtevima i preporukama IAEA TRS-398 .

5.1. Radni list za obračun apsorbovane doze u vodi

RADNI LIST ZA OBRAČUN APSORBOVANE DOZE U VODI VISOKOENERGETSKIH FOTONSKIH ZRAČNIH POLJA

Korisnik: Institut za onkologiju Sremska Kamenica

Datum: 08. 02. 2008.

1. Terapijski uređaj i reference za određivanje $D_{w,q}$

Akcelerator: Varian Clinac 600 DBX

Intezitet nominalne doze:	400	[MU/min]	Nominalna fotonska energija: MV	6	[MV]
Referentno polje:	10x10	[cmxcm]	Kvalitet zračnog polja Q(TPR _{20,10})	0.668	[cm]
Referentna dubina Z _{ref} :	10	[g/cm ²]	Referentna razdaljina izvora:	100	[cm]
Dubina maksimuma Z _{ref} :	1.5	[g/cm ²]			

2. Jonizaciona komora i elektrometar

Model jonizacione komore:	FC65-G Farmer	Serijski broj:	23004
Zid komore	materijal: grafit	debljina: 0.068	g/cm ²
Vodootporni rukavac	materijal: PMMA	debljina: 0.357	g/cm ²
Prozor fantoma	materijal: PMMA	debljina: 0.2	g/cm ²

Kalibracioni faktor apsorbovane doze za vodu Co⁶⁰

N_{dw} = 4.840 cGy/n

Kalibraciona laboratorija : SZMDM, Beograd
Model elektrometra : Wellhofer DOSE 1

Datum : 14. 03. 2003
Serijski broj : 7392

3. Uslovi merenja (korekcije) i očitavanje sa elektrometra

(i)	P =	103.3	kPa	P _o =	101.3	kPa	
	T =	23.5	°C		T _o =	20.0	°C
	Rel. vlažnost	50	%				

Kalibracioni faktor za pritisak i temperaturu :

$$k_{tp} = (273.2 + T_o) / (273.2 + T) = 0.992$$

(ii) Kalibracioni faktor elektrometra

$$k_{elec} = 1.00$$

(iii) Korekcija na polaritet

za V ₁	M ₁ =	14.10	Za -V ₁	M ₁ =	14.12	[nC]
T=100 MU	M ₂ =	14.09	T=100 MU	M ₂ =	14.10	[nC]
	M ₃ =	14.09		M ₃ =	14.11	[nC]
	+ Msr =	14.09		- Msr =	14.11	[nC]

Msr = 14.10 [nC]

$$k_{pol} = M_+ + M_- / 2M = 1.001$$

(iv) Korekcija na rekombinaciju

V ₁ = 300	V ₂ = 100	a ₀ = 1.198	a ₁ = -0.875	a ₂ = 0.677
M ₁ = 14.10	M ₂ = 14.02			

$$k_s = a_0 + a_1 (M_1/M_2) + a_2 (M_1/M_2)^2 = 0.995$$

Vrednost očitavanja sa korekcijama

$$M_Q = M_1 k_{tp} k_{elec} k_{pol} k_s = 13.93$$

4. Apsorbovana doza na dubini Zref

Korekcioni faktor na kvalitet zračenja $k_{Q,Q_0} = 0.994$

$$D_{w,Q}(Z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 0.670 \text{ cGy/MU}$$

5. Apsorbovana doza na dubini maksimuma Zmax

Dubina maksimuma doze :

$$Z_{max} = 1.5 \text{ g/cm}^2$$

Procentna doza PDD(Zref = g/cm²) = 67.2 %

Apsorbovana doza na Zmax :

$$D_{w,Q}(Z_{max}) = 100 D_{w,Q}(Z_{ref}) / PDD(Z_{ref}) = 0.997 \text{ cGy/MU}$$

U prvom delu svog radnog lista sam unosio podatke o terapijskom uređaju kao i reference za određivanje apsorbovane doze $D_{w,q}$. U svojim merenjima kao izvor megavoltažnog fotonskog zračenja sam koristio **Varian Clinac 600 DBX**.



Sl. 5.1.1. Varian Clinac 600 DBX

Nominalna energija zračnog snopa je bila 6 MV , a referento polje podešeno na 10 x 10 cm uključujući i referentu razdaljinu izvora i površine vode od 100 cm. Treba samo napomenuti da je jonizaciona komora bila postavljena na 10 cm unutar fantoma posmatrano u odnosu na površinu vode. Intezitet nominalne doze sa kojom sam ozračio jonizacionu komoru je bio 100 MU (monitorskih jedinica), gde nam 400 MU predstavlja vreme trajanja izlaganja komore zračenju tokom jednog minuta.

U drugom delu radnog lista sam ostavio prostor za unošenje podataka vezanih za ionizacionu komoru i elektrometar, kao i za određene kalibracione faktore karakteristične za ionizacionu komoru. Tokom merenja na Institutu za onkologiju u Sremskoj Kamenici sam upotrebio cilindričnu ionizacionu komoru tipa **Farmer FC65-G**, seriskog broja 23004. Ova komora je konstruisana tako da može meriti apsorbovanu dozu, dubinsku dozu i da se pomoću nje može analizirati oblik polja kako u vodenom fantomu, tako i u vazduhu. Ovaj tip ionizacione komore je jedan od tipova preporučenih ionizacionih komora od strane IAEA TRS-398 protokola. Bitna napomena prilikom rada sa ovim komorama je da

se obrati pažna na rukovanje istom. Konstrukcija korišćene komore je takva da je spoljašnja elektroda izgrađena od veoma tankog grafita koji je po svojoj prirodi veoma krt material i sklon pucanju. Drugi razlog za pažljivo rukovanje jeste i cena istih.



Sl. 5.1.1. Jonizaciona komora Farmer tipa FC65-G

5.1. Specifikacija jonizacione komore tipa Farmer FC65 – G

1. Materijali korišćeni u izgradnji komore:

Spoljašnja elektroda	Grafit
Unutrašnja elektroda	Aluminijum
Dodatna kapa	POM (CH ₂ O)

2. Dimenzije komore

Unutrašnje dimenzije		Spoljašnje dimenzije
Aktivna zapremina	0.65 cm ³	Spoljašnji dijametar 7.1 mm
Dužina	23 mm	Prečnik dodatne kape 15.0 mm
Dužina cilindra	20 mm	
Unutrašnji dijametar spoljne elektrode	6.2 mm	
Dužina unutrašnje elektrode	20.5 mm	
Debljina dodatne kape	3.1 mm	

3. Operativne karakteristike

Polarizacioni napon	± 300 V (max ± 500 V)
Maksimalna struja curenja	$\pm 2 \times 10^{-14}$ A
Tipična struja curenja	$\pm 4 \times 10^{-15}$ A
Temperaturni opseg	+ 10 °C ... + 40 °C
Opseg relativne vlažnosti	20 % ... 75 %
Osetljivost	21×10^{-9} C/Gy
Promena temperature	2 min / °C

Bitna informacija koja se nalazi u drugom delu jeste kalibracioni faktor ionizacione komore $N_{d,w}$. Kalibracioni faktor za pomenutu komoru je određen pomoću izvora Co^{60} u kalibracionoj laboratoriji SZMDM u Beogradu.

Treći deo radnog lista uključuje podatke vezane za uslove merenja i rezultate dobijene sa Wellhofer DOSE 1 elektrometra. Kao prvo, bilo je neophodno izmeriti temperaturu i pritisak u datoru prostoriji u kojoj se izvodi merenje. Na osnovu ovoga se može pronaći kalibracioni faktor za pritisak i temperaturu. Računanje istog, i uticaj datih faktora na sam rezultat merenja sam veće spomenuo u predhodnom tekstu.

Zarad određivanja korekcije na polaritet, bilo je neophodno izvršiti niz merenja za različite polaritete napona. Preporuke protokola TRS-398 nam ukazuju na merenja jednog istog napona za dva različita polariteta, međutim u svom radu sam uzeo nešto veći broj merenja zarad dobijanja sigurnijih i preciznijih rezultata.

Na osnovu dobijenih vrednosti prikupljenog nanelektrisanja, jednostavnim formalizmom se može odrediti korekcija na polaritet k_{pol} .

Sledeći korak u ovom delu radnog lista predstavlja određivanje korekcije na rekombinaciju k_s . Da bih odredio ovaj korekcioni faktor morao sam da izvršim dva merenja za dva različita napona

dovedena na ionizacionu komoru. Za pomenute napone sam dobio određene vrednosti kolektovanog naelektrisanja, koje uz pomoć konstanti za pulsno zračenje, čije se vrednosti izložio u tabeli 2.4.1. određuju korekciju na rekombinaciju.

Cilj određivanja svih ovih korekcija jeste njihov krajnji uticaj na očitanu vrednost. Krajnji rezultat M_Q predstavlja proizvod očitane vrednosti i svih ovih korekcionih faktora.

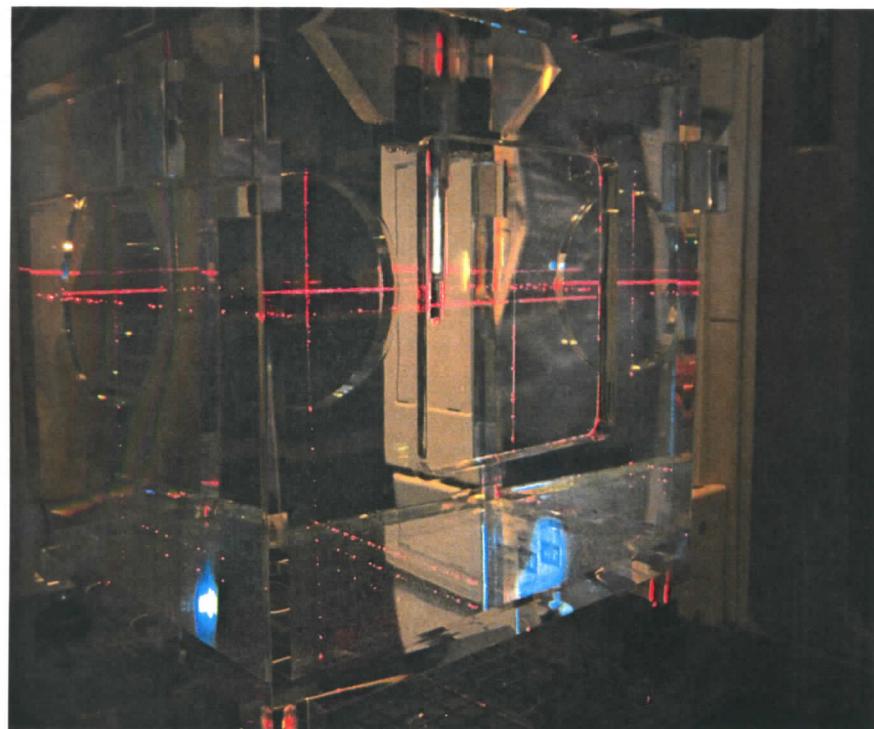
Četvrta oblast radnog lista jeste prostor ostavljen za određivanje apsorbovane doze na referentnoj dubini Z_{ref} od 10 cm. Ovde sam uveo i korekciju za kvalitet radijacionog zračnog polja k_{Q,Q_0} koja se koristi u krajnjem proizvodu određivanja apsorbovane doze.

Krajnji deo lista sam iskoristio za određivanje apsorbovane doze na dubini maxima Z_{max} od 1.5 cm. Sam formalizam određivanja pretstavlja takođe jednu od datih preporuka protokola TRS-398.

5.2. Postavka fantoma

Prilikom pozicioniranja fantoma treba obezbediti da je centralna osa zračnog snopa normalna na ulaznu površinu fantoma. Ovo se u slučaju grube nivelacije vrši pomoćnim točkićima koji se nalaze sa sve četiri strane fantoma. Za finija podešavanja se koriste laseri (ako su dostupni), tako što se horizontalna laserska linija poklopi sa horizontalnom linijom na samom fantomu.

Pre nivelišanja treba obratiti pažnju na poziciju pokretnog mosta. Isti, treba da jednom svojom stranom bude okrenut ka izvoru zračenja. Ovo se postiže jednostavnim obeležavanjem upadnog pravca. Kada se ovo obezbedi, u centralnu rupu na pokretnom mostu se postavlja ionizaciona komora koja mora biti fiksirana dodatnim adapterima.



Sl. 5.2.1. Centriranje fantoma i ionizacione komore pomoću lasera

5.3. Određivanje referentne dubine Z_{ref}

Određivanje dubine Z_{ref} na kojoj treba da bude pozicionirana komora u toku merenja se vrši na sledeći način. Prvi korak je da se uzme u obzir debljina zida fantoma, koja bi u ovom slučaju trebala da bude ekvivalentna vodi. Ako je t_w [mm] debljina ulaznog prozora fantoma, a ρ_{pmma} gustina PMMA, vodi ekvivalentna debljina se dobija kao sledeći proizvod:

$$t_w \times \rho_{pmma} = 4 \times 1.119$$

Referentna tačka na kojoj treba da bude postavljena cilindrična komora je određena prema IAEA TRS 398 dozimetriskom protokolu. Ova tačka mora da se poklopi sa osom cilindrične komore koja ogovara centralnoj eklektrodi same komore.

Prilikom određivanja referentne dubine, moraju se uzeti u obzir sledeće dimenzije :

1. Z_{wall} - vodi ekvivalentna debljina ulaznog prozora fantoma. Nominalna debljina je 4 mm koja je ekvivalentna 4.8mm vode
2. D_{ref} - izmerena razdaljina između unutrašnjeg zida fantoma i zida komore
3. r - poluprečnik cilindrične komore ($r = 3.5$ mm)

Za precizno očitavanje razdaljine između unutrašnje površine fantoma i komore se koristi specijalno dizajnirani nonius. Njegovo korišćenje mora biti sprovedeno prema naloženim uputsvima.

Treba obratiti pažnju na to kada je fantom ispunjen vodom da na njegove zidove deluje dodatni pritisak koji utiče na sama merenja razdaljine. Priroda perspeks materijala je takva da se u ovakvim slučajevima on širi za dodatnih 0.3 mm. Ovakav efekat se ispoljava čim se fantom napuni, a ima tendenciju malog povećavanja u nekoliko narednih časova.

Na kraju možemo da zaključimo da se razdaljina Z_{ref} određuje kao:

$$Z_{ref} = Z_{wall} + D_{ref} + r + 0.3 \text{ mm}$$

5.3.1. Tehnička specifikacija vodenog fantoma WP-34

Referentni mediju za merenje

apsorbovane doze:

VODA

Materijal fantoma:

PMMA

Debljina ulaznog prozora:

2 mm

Merna dubina:

15 - 285 mm (cilindrična komora)

5 - 275 mm (planparalelna komora)

Vrste zračenja:

Srednje energetski X zraci, Co⁶⁰,

visoko energetski X zraci do 50 MV,

visoko energetski snop elektrona (4 - 25 MeV)

Spoljašnje dimenzije:

410 x 326 x 320 mm

Unutrašnje dimenzije:

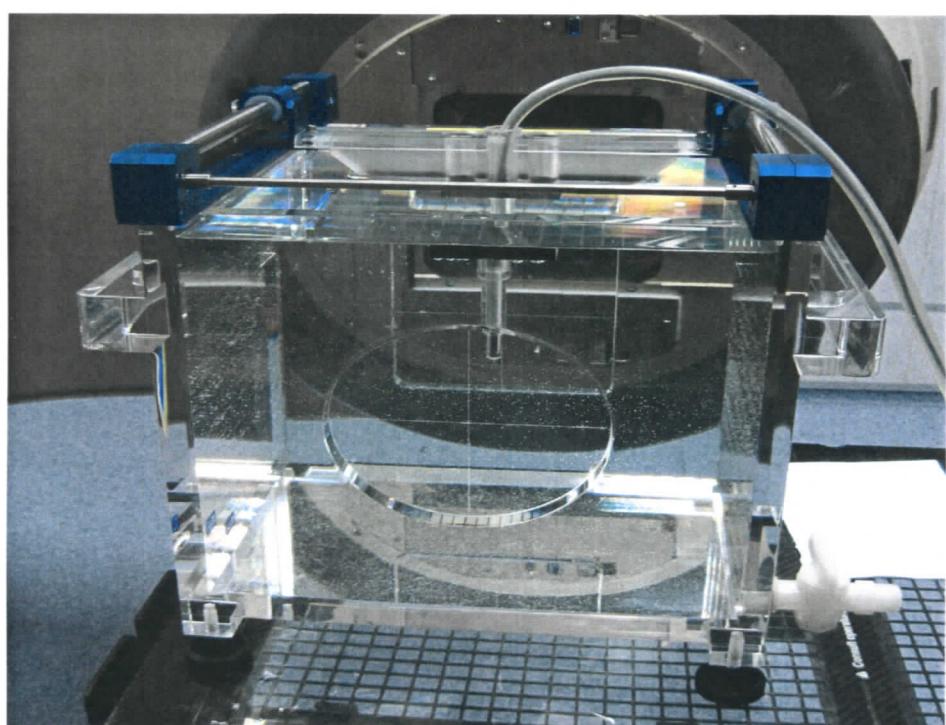
300 x 300 x 300 mm

Težina :

10 kg

Dodaci:

Razni držači za cilindrične i planparalelne komore



Sl. 5.3.1. Slika fantoma ispunjenog vodom i sa postavljenom cilindričnom jonizacionom komorom

LITERATURA

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy : An International Code of Practice for Dosimetry based on Standard of Absorbed Dose to Water (IAEA TRS-398)
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Detrmination in Photon and Electron Beams (Technical Report 277)
- [3] Harold Elford Johns, THE PHYSICS OF RADIOLOGY
- [4] Alfred R. Smith , RADIATION THERAPY PHYSICS
- [5] Ervin B. Podgorsak, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students
- [6] Faiz M. Khan, Physics of Radiation Therapy. Third Edition
- [7] Ervin B, Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists
- [8] Scanditronix Wellhofer, User manual , Farmer Type Chamber FC65-G
- [9] Scanditronix Wellhofer, User Guide for the WP34 Water Phantom
- [10] Steven B. Dowd, Practical Radiation Protection and Applied Radiobiology
- [11] Rikard Podhorsky, Tehnička enciklopedija
- [12] www.aapm.org

Simboli i akronimi

$D_{w,Q}$	Apsorbovana doza na referentnoj dubini, z_{ref} , u vodenom fantomu koji je ozračen snopom kvaliteta Q
k_i	Sveukupni korekcioni faktor, služi da prikaže razliku između kalibracije pod referentnim uslovima unutar standardnih laboratorijskih dozimetrija koja je ostvarena pod drugaćim uslovima
k_{elec}	Kalibracioni faktor elektrometra
k_h	Korekcioni faktor za vlažnost vazduha
k_{pol}	Korekcioni faktor na polaritet, prouzrokovani promenom napona na komori
k_{Q,Q_0}	Korekcioni faktor za razliku između odziva ionizacione komore u referentnom snopu Q_0 korišćenog za kalibraciju komore i stvarnog snopa Q
k_s	Korekcioni faktor za rekombinaciju
k_{TP}	Korekcioni faktor za odaziv ionizacione komore u slučaju da postoji razlika trenutne temperature i pritiska u odnosu na referentne vrednosti
M_Q	Očitana vrednost sa dozimetra u prilikom izlaganja snopu kvaliteta Q
N_{D,w,Q_0}	Kalibracioni faktor u slučaju apsorbovane doze u vodi za dozimetar izložen snopu Q_0
SCD	Rastojanje između komore i izvora
PDD	Procentna dubinska doza
$TPR_{20,10}$	Odnos tkivo-fantom odnos u vodi za dubine 20 i 10 g/cm^2 , za polje dimenzija $10 \times 10 \text{ cm}$ prilikom SCD-a od 100 cm
Z_{max}	Dubina na kojoj se nalazi maksimum doze
Z_{ref}	Referentna dubina (u g/cm^2)
$BIPM$	Bureau International des Poids et Mesures
$IAEA$	Internacionalna agencija za atomsku energiju
$ICRU$	Internacionalna komisija za radijacione jedinice i mere
IMS	Internacionalni sistem mera
$NIST$	Nacionalni instituti za standarde i tehnologiju, USA
NPL	Nacionalna laboratorija fizike, Velika Britanija
NRC	Nacionalni istraživački odbor, Kanada

NRL Nacionalna radijaciona laboratorija , Novi Zeland

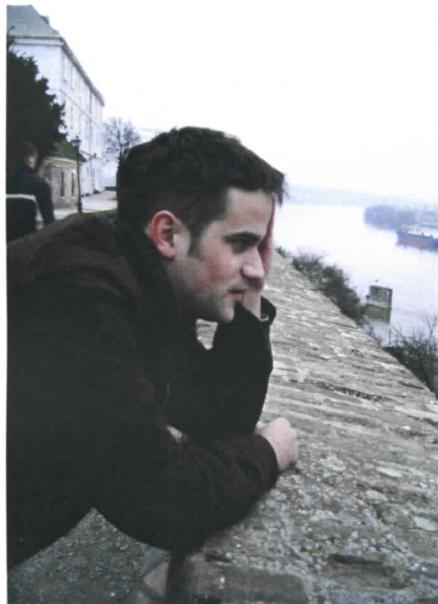
IMS Internacionalni sistem mera

PSDL Dozimetarska laboratorija sa primarnim standardom

SSDL Dozimetrijska laboratorija sa sekundarnim standardom

KERMA Kerma predstavlja zbir kinetičke energije svih nanelektrisanih čestica stvorenih ionizujućim zračenjem

Kratka biografija



Ozren Čudić je rođen 12. 04. 1982. godine u Novom Sadu. Osnovnu školu "Svetozar Marković-Toza" i srednju elektro-tehničku školu "Mihajlo Pupin" je završio u Novom Sadu. Fiziku na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu (smer-medicinska fizika) je upisao 2001. godine.

**UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
KLJUČNA DOKUMENTACIJA INFORMACIJA**

- Redni broj:
RBR
- Identifikacioni broj:
IBR
- Tip dokumentacije: Monografska
dokumentacija
TD
- Tip zapisa: tekstualni štampani material
TZ
- Vrsta rada: Diplomski rad
VR
- Autor: Ozren Čudić, br. Dos. 253/01
AU
- Mentor: dr Miroslav Vesović, redovni professor
na PMF-u u Novom Sadu
MN
- Naslov rada: Implementacija protokola IAEA TRS-398
u određivanju apsorbovane doze megavoltažnih fotonskih
zračnih polja
NR
- Jezik publikacije: Srpski (latinica)
JP
- Jezik izvoda: s/e
JI
- Zemlja publikacije: Srbija
ZP
- Uže geografsko područje: Vojvodina
UGP
- Godina: 2008.
GO
- Izdavač: Autorski reprint
IZ
- Mesto i adresa: PMF, Trg Dositeja
Obradovića 4, Novi Sad
MA
- Fizički opis rada: (broj poglavlja/broj
strana/broj referenci/broj tabela/broj
slika): (6/43/12/4/11)
FO
- Naučna oblast: Fizika
NO
- Naučna disciplina: Medicinska fizika
ND
- Predmetna odrednica/ključne reči:
apsorbovana doza, protokol , foton
PO
UDK
- Čuva se: Biblioteka instituta za fiziku,
PMF, Novi Sad
ČU
- Važna napomena: Nema
VN
- Izvod: Određena je apsorbovana doza
fotonskog zračenja
IZ
- Datum prihvatanja teme od NN veća:
10. 12. 2007 .
DP
- Datum odbrane: 30. 05. 2008.
- Članovi komisije:
Predsednik : prof. dr Miroslav Vesović
redovni professor PMF-a u Novom Sadu
Član : prof. dr Istvan Bikit , redovni
professor PMF-a u Novom Sadu
Član : prof. dr Radomir Kobilarov , redovni
profesor PMF-a u Novom Sadu

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCES
KEY WORD DOCUMENTATION

- Accession number:
ANO
- Identification number:
INO
- Document type: Monograph type
DT
- Type of record: Printed text
TR
- Contens code: Final paper
CC
- Author: Ozren Čudić, 253/01
AU
- Mentor: prof dr Miroslav Vesović
MN
- Title: Implementation of IAEA TRS-398 protocol during the measurement of absorbed dose in photon radiation beam
TI
- Language of text: Serbian (Latin)
LT
- Language of abstract: Serbian/English
LA
- Country of publication: Serbia
CP
- Locality of Publication: Vojvodina
LP
- Publication year: 2008.
PY
- Publisher: Author's reprint
PU
- Publication place: Faculty of Sciences
PP
- Physical description: (chapter / pages / literature / tables / pictures):
(6/43/12/4/11)
PD
- Scientific field: Physics
SF
- Scientific discipline: Medical Physic,
Measurment of Apsorbed Dose
SD
- Key words: Apsorbed dose, Protocols, Photon Beam
UC
- Holding data: Institute of Physics library
HD
- Abstract: Application of IAEA TRS-398 protocol during the measurement of apsorbed dose in photon beam. The main purpose of that is the reduction of experimental errors and to assure properly delivered dose to patient.
MD
- Accepted by the Scientific Board on:
10. 12. 2007 .
ASB
- Defended: 30. 05. 2008.
- Thesis defend board:
President : Dr. Miroslav Vesović, full professor
Member : Dr. Istvan Bikit, full professor
Member : Dr. Radomir Kobilarov, full professor