



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Kontrola kvaliteta jonizacionih komora

- master rad -

Mentor:
Prof. dr Borislava Petrović

Kandidat:
Jelena Mančev

Novi Sad, 2020.

Veliku zahvalnost dugujem svojoj mentorki prof. dr Borislavi Petrović , na podršci, strpljenju i savetima koje mi je pružila tokom izrade ovog rada.

Zahvalnost dugujem i medicinskim fizičarima sa Instituta za onkologiju Vojvodine.

Hvala porodici na bezuslovnoj ljubavi i podršci.

Sadržaj

Uvod.....	4
Međunarodni metrološki sistem.....	5
Standard za apsorbovanu dozu u vodi	5
Teorija šupljine	7
Jonizaciona komora	10
$N_{D,w}$ formalizam	12
Kalibracija jonizacione komore	13
Korekcija parametara	13
Metodologija	17
Dozimetrijska oprema.....	17
Testovi.....	25
Rezultati	28
Diskusija	43
Zaključak	45
Reference	46

Uvod

Savremena radioterapija zahteva visoku preciznost u isporuci doze. IAEA (*International Atomic Energy Agency*) i ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) preporučuju ukupnu nesigurnost u isporuci doze na ciljani volumen do $\pm 5\%$ [1]. Da bi ovaj zahtev bio ispunjen, potrebno je da radioterapijske mašine i svi dozimetri budu kalibrirani.

Kalibracija linearog akceleratora podrazumeva apsolutna dozimetrijska merenja. Ova merenja se vrše za svaki kvalitet snopa. Kalibracija snopa u referentnim uslovima je zapravo određivanje doze u tački na referentnoj dubini (koja je uglavnom dubina maksimalne apsorbovane doze), u vodenom fantomu u SSD ili SAD postavci, za referentno zračno polje $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. Relativna dozimetrija (merenje doze u nereferentnim uslovima za određivanje dozne raspodele) se oslanja na vrednosti dobijene prilikom kalibracije snopa akceleratora i zbog toga je veoma važno da se apsolutna dozimetrija izvrši precizno i tačno. Najčešće se kao dozimetri koriste ionizacione komore.

Etaloniranje ionizacionih komora je veoma važno jer neispravnost istih dovodi do sistematske greške u isporuci doze. Prema preporukama koje je dala IAEA, potrebno je proveriti stabilnost komore pre i nakon kalibracije, pomoću uređaja sa radioizotopom, da bi se osiguralo da transport komore nije uticao na njeno merenje. U ovom radu su ispitivane osobine ionizacione komore pomoću uređaja za proveru stabilnosti sa radioizotopom ^{90}Sr i pomoću fotonskog snopa energije 6 MV.

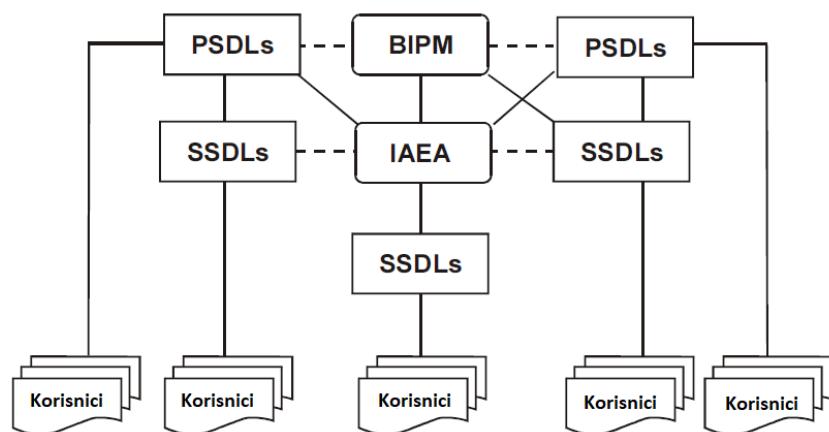
Postoje različiti protokoli za određivanje apsorbovane doze u vodi: AAPM TG-51 (*American Association of Physicists in Medicine*), German DIN 6800-2, IAEA TRS 281. Za potrebe ovog rada korišćen je protokol međunarodne agencije za atomsku energiju IAEA TRS 398 za fotonski snop i SSRMP (*Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics*) protokol „High-Energy Electron Beam Therapy Dosimetry with Ionisation Chambers“ za elektrone.

Međunarodni metrološki sistem

Međunarodni metrološki sistem pruža okvir za doslednost u dozimetriji ionizujućeg zračenja, tako što distribuira korisnicima kalibrirane radijacione instrumente koji su sledljivi do primarnog standarda [1].

Da bi sve merne jedinice bile jednakе širom sveta, formiran je međunarodni biro za tegove i mere BIPM (Bureau International des Poids et Mesures), a na osnovu Metarske konvencije. Metarska konvencija je sporazum koji je do danas potpisalo 62 države kao punopravne, i 42 države kao pridružene članice i koja osigurava uniformnost jedinica u svim tim zemljama.

U radijacionoj dozimetriji, dozimetrijske laboratorije primarnog standarda PSDL (Primary Standard Dosimetry Laboratory) razvile su primarni standard za merenje jedinične vrednosti određene veličine. Ovaj standard je uporediv sa standardima BIPM i drugim PSDL. Na svetu postoji dvadesetak zemalja koje su članice Metarske konvencije i koje imaju PSDL. Ove zemlje ne mogu da kalibrišu veliki broj radijacionih instrumenata koje se koriste u celom svetu, pa se zato formiraju laboratorije sekundarnog standarda SSDL (Secondary Standard Dosimetry Laboratory). Glavna uloga sekundarnih laboratorijskih je da prenese primarni standard do krajnjih korisnika i da garantuje sledljivost do primarnog standarda [2].



Slika 1. Sledivost kalibracionog koeficijenta do primarnog standarda [3].

Standard za apsorbovanu dozu u vodi

Klinički fotonski ili elektronski snopovi se kalibrišu pomoću ionizacionih komora koje se u tom slučaju koriste kao relativni dozimetri. Te ionizacione komore je takođe potrebno kalibrirati (etalonirati) odnosno odrediti im kalibracione koeficijente. Ranije su se ionizacione komore kalibrisale pomoću kerme u vazduhu, a danas se kalibrišu na osnovu standarda za apsorbovanu dozu u vodi. Za kalibraciju se najčešće koristi ^{60}Co snop.

Postoje tri osnovna načina za određivanje apsorbovane doze u vodi:

- Kalorimetrijska dozimetrija – porast temperature je direktna posledica prolaska zračenja kroz medijum.
- Hemijska dozimetrija – doza se određuje merenjem hemijskih promena koje se odvijaju u osetljivoj zapremini dozimетra.
- Dozimetrija ionizacionom komorom – aktivna zapremina ionizacione komore ispunjena je vazduhom i apsorbovana doza se odnosi na količinu nanelektrisanja Q koja se osloboди pri prolasku zračenja u zapremini vazduha u komori mase m_a . Ovaj metod se najčešće koristi zato što je najpraktičniji u kliničkom okruženju, ponovljiv je i precizan.

Teorija šupljine

Apsorbovana doza, definisana Međunarodnom komisijom za radijacione jedinice i mere (ICRU), predstavlja srednju energiju zračenja $d\bar{E}$ koja je predata jedinici mase materijala dm [3]:

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

Jedinica za apsorbovanu dozu je Gy. Apsorbovana doza predstavlja količinu zračenja koja se deponovala u medijumu i može se definisati za direktno zračenje (naelektrisane čestice) i indirektno zračenje (nenaelektrisane čestice). Indirektno zračenje predaje svoju energiju u dva koraka. Prvi korak jeste predaja energije sekundarnim naelektrisanim česticama. U drugom koraku ove naelektrisane čestice prenose veći deo kinetičke energije medijumu u neelastičnim sudarima (što rezultira apsorbovanom dozom), a manji deo svoje energije sekundarno naelektrisanje gubi u zakočnom zračenju.

Da bi se izmerila apsorbovana doza potrebno je uneti ionizacionu komoru u medijum, međutim tim postupkom se narušava struktura medijuma jer medijum i dozimetar nisu od istog materijala. Teorija šupljine omogućava da se apsorbovana doza koja se dobije za osjetljivu zapreminu ionizacione komore (šupljina ispunjena vazduhom) poveže sa apsorbovanom dozom u medijumu. Šupljine ionizacione komore u zavisnosti od dometa naelektrisanih čestica mogu biti male ili velike. Na primer, ako je domet naelektrisanih čestica manji od dimenzija šupljine komore, onda se šupljina smatra velikom.

Brag-Grejeva teorija šupljine je bila prva teorija koja je povezala apsorbovanu dozu u šupljini komore sa apsorbovanom dozom u medijumu u kom se nalazi dozimetar. Za primenu Brag-Grejeve teorije moraju biti ispunjeni uslovi:

- Prisustvo šupljine ne sme da ometa fluks naelektrisanih čestica u medijumu, odnosno, šuljina mora biti mala u odnosu na domet naelektrisanih čestica.
- Apsorbovana doza u šupljini potiče jedino od naelektrisanih čestica koje prolaze kroz nju (nema nastanka sekundarnih elektrona u šupljini ionizacione komore).

Kada su ovi uslovi zadovoljeni apsorbovana doza u medijumu D_{med} je povezana sa apsorbovanom dozom u šupljini D_{gas} ionizacione komore na sledeći način [3]:

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

gde je $\left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med}^{gas}$ odnos srednjih masenih zaustavnih moći u medijumu i gasu u šupljini komore.

Nedostatak ove teorije je što ne uračunava nastanak sekundarnih naelektrisanja (delta elektroni) koji su rezultat zaustavljanja elektrona u osetljivoj zapremini komore. Spenser-Atiksova teorija šupljine zadržava sve postavke Brag-Grejeve teorije i dodaje korekciju zbog nastanka delta elektrona koji imaju dovoljnu energiju da nastave ionizaciju sredine u kojoj se nalaze. Neki od ovih elektrona imaju energiju dovoljnu da izađu iz šupljine, što smanjuje energiju koja se apsorbuje u šupljini i zahteva modifikaciju zaustavne moći gasa. Fluks sekundarnih elektrona se u Spenser-Atiksovoj teoriji može podeliti na dve komponente u zavisnosti od ranije definisanog energetskog praga Δ :

- 1) Sekundarni elektroni sa kinetičkom energijom $E_k < \Delta$, odnosno spori elektroni koji deponuju svoju energiju lokalno (u sudaru sa atomskim elektronom u šupljini momentalno gube energiju i ne prenose energiju do zida komore),
- 2) Sekundarni elektroni sa kinetičkom energijom $E_k > \Delta$, odnosno brzi elektroni koji deponuju energiju koja se meri (elektroni nose energiju do zida komore gde se ta energija apsorbuje). Samo ovi elektroni se uključuju u spektar elektrona u šupljini.

Spenser-Atiksove relacija za apsorbovanu dozu u medijumu D_{med} glasi:

$$D_{med} = \frac{M}{m} \frac{W}{e} \left(\frac{S}{\rho} \right)_{med}^{gas}$$

gde je M količina nastalog naelektrisanja, m masa vazduha u šupljini komore, a $\frac{W}{e}$ energija stvaranja jonskog para u vazduhu.

Da bi jonizaciona komora zadovoljavala Brag-Grejeve uslove, samo postojanje šupljine u medijumu ne bi trebalo da naruši fluens elektrona u medijumu, odnosno, fluens elektrona bi trebao da bude isti sa i bez prisustva komore. U dozimetriji megavoltažnih elektrona i fotona je ispunjen ovaj uslov (veličina komore je mnogo manja od dometa sekundarnih naelektrisanih čestica). Ionizaciona komora se sastoji od zida koji nije istog materijala kao medijum, javljaju se perturbacije i zbog toga se uvode perturbacioni faktori. Korišćenjem Spenser-Atiksove formulacije Brag-Grejeve relacije dobijamo:

$$D_{med} = D_{zid\ komore} \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{med}^{zid\ komore} = D_{vazduh} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{zid\ komore}^{vazduh} \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{med}^{zid\ komore}$$

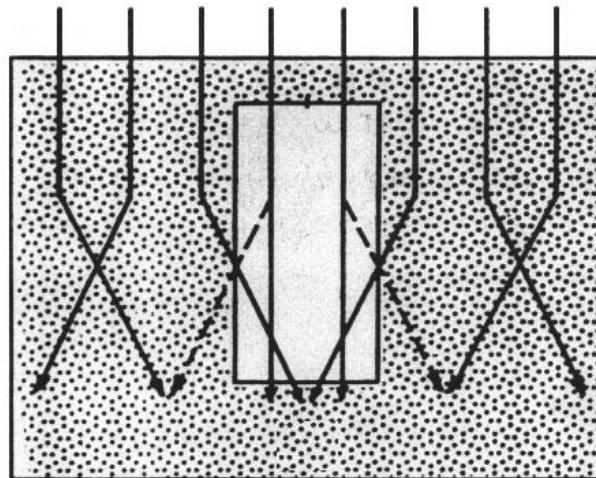
$$D_{med} = \frac{M}{m} \frac{W}{e} \left(\frac{S}{\rho} \right)_{zid\ komore}^{vazduh} \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{med}^{zid\ komore} \cdot p_{cav} \cdot p_{dis} \cdot p_{wall} \cdot p_{cell}$$

gde je $\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{med}^{zid\ komore}$ odnos masenih atenuacionih koeficijenata u medijumu i zidu komore.

Ukupan faktor perturbacije p_Q se može izraziti kao:

$$p_Q = p_{cav} \cdot p_{dis} \cdot p_{wall} \cdot p_{cell}$$

gde je p_{cav} je korekcion faktor na fluks elektrona u šupljini, p_{dis} je korekcion faktor na dislokaciju, tj. pomeraj efektine tačke merenja u odnosu na centar komore, p_{wall} je korekcion faktor zida komore (uračunava razliku u apsorpciji i zaustavnoj moći zida komore i medijuma) i p_{cell} je korekcion faktor centralne elektrode.



Slika 2. Perturbacija elektrosnkog snopa nastala unošenjem ionizacione komore u medijum [3].

Jonizaciona komora

Jonizacione komore se u radioterapiji koriste za određivanje doze, a koristite se kao apsolutni i kao relativni dozimetri. Određivanje doze u referentnim uslovima se naziva kalibracija snopa. Za kalibraciju fotonskih snopova jonizacionu komoru koristimo kao relativni dozimetar. Jonizacione komore se proizvode u različitim veličinama i oblicima, u zavisnosti od specifičnosti zahteva, međutim sve imaju sledeće osobine:

- Spadaju u grupu gasnih dozimatara. To je šupljina ispunjena gasom (vazduhom) oko koje se nalazi provodni zid koji zapravo predstavlja elektrodu, a u centru komore se nalazi kolektorska elektroda. Zid komore i centralna elektroda su odvojene izolatorom koji sprečava curenje struje kada se dovede napon na komoru.
- U jonizacione komore se uglavnom ugrađuje i zaštitna elektroda koja je odvlači struju curenja i na taj način štiti kolektorskiju elektrodu.
- Jonizacione komore koje su osjetljive na promenu atmosferskog pritiska i temperature zahtevaju uvođenje određenih korekcija.

Veličine koje jonizaciona komora meri su nanelektrisanje M i struja I , a koje su proizvedene ulaskom snopa ionizujućeg zračenja u šupljinu mase m_{vazduh} . Iz ovih veličina se direktno određuje apsorbovana doza D_{vazduh} ili brzina doze u vazduhu [1]:

$$D_{vazduh} = \frac{M}{m_{vazduh}} \left(\frac{W}{e} \right)$$

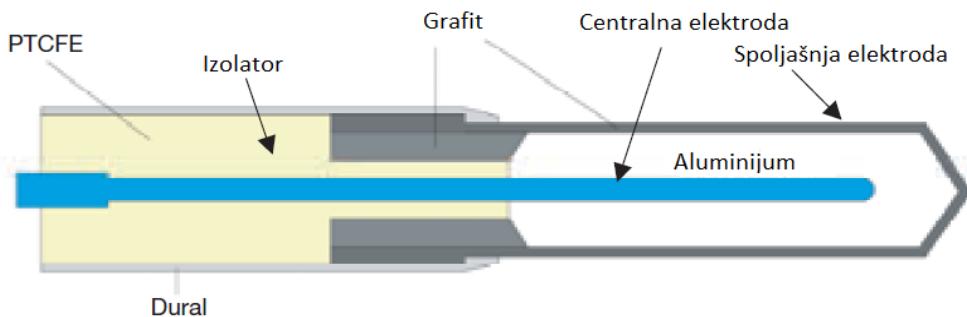
gde je $\frac{W}{e}$ energija stvaranja jonskog para u vazduhu. Za konverziju apsorbovane doze u vazduhu u apsorbovanu dozu u vodi primenjujemo Brag-Grejevu odnosno Spenser-Atiksoviju teoriju šupljine.

Postoje dve vrste jonizacionih komora sa šupljinom:

- Cilindrična jonizaciona komora, koristi se za fotonske snopove i elektronske snopove energije iznad 10 MeV.
- Planparalelne jonizacione komore, koriste se za elektronske snopove ispod 10 MeV kao i za merenje površinske doze.

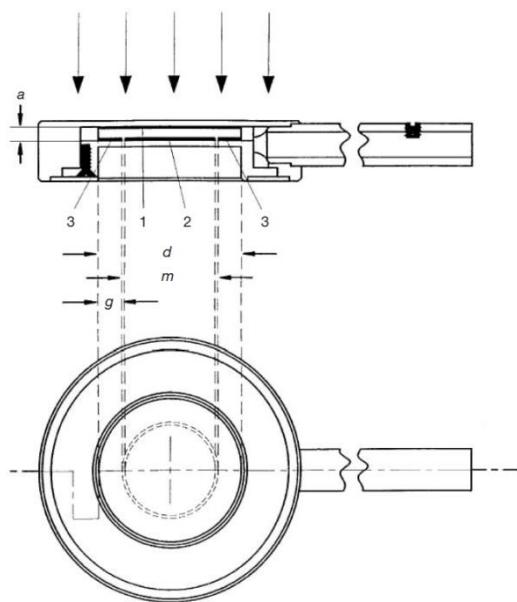
Cilindrične jonizacione komore koriste se kao referentni dozimetri za kalibraciju kliničkog snopa. Prikladne su za merenje raznih kvaliteta snopova, fotonskih i elektronskih. Proizvode se sa osjetljivim zapreminama od $0,1 \text{ cm}^3$ do 1 cm^3 , ali najčešće su Farmer komore zapremine $0,65 \text{ cm}^3$ [1]. Komore su najčešće dužine 25 mm i dijametra 7 mm. Veličina zapremine komore zavisi od namene i kompromis je između osjetljivosti i mogućnosti da meri dozu u tački. Konstrukcija jonizacione komore treba da bude homogena, međutim iz tehničkih razloga zidovi cilindrične komore se prave od materijala sa niskim atomskim brojem Z (ekvivalentno tkivu ili vazduhu). Uglavnom se koristi grafit. Centralna elektroda je

napravljena od aluminijuma (slika 3.). Izbor materijala od kojeg je napravljena komora je veoma važan jer obezbeđuje da energetski odgovor ne varira značajno. Takođe, vrlo je bitno da šupljina komore u kojoj je vazduh ne bude zapečaćena već otvorena da bi brzo postigla ekvilibrijum sa ambijentalnim pritiskom i temperaturom. Komore se uglavnom isporučuju sa *build-up* kapom debljine oko $0,5 \text{ g/cm}^2$.



Slika 3. Dizajn cilindrične ionizacione komore [3]

Planparalelne ionizacione komore sastoje se od dva paralelna zida. Jedan je polarizaciona elektroda i sluzi kao ulazni prozor, a drugi je kolektorska elektroda priključena na elektrometar i okruzena je guard elektrodom [1]:



Slika 4. Planparalelna komora 1. polarizovana elektroda 2. kolektorska elektroda 3. Guard ring elektroda. a) visina komore, d) dijametar šupljine, m) dijametar kolektujuće elektrode g) dijametar guard elektrode [1]

Zadnji zid je uglavnom napravljen od provodne plastike ili od nekog neprovodnog materijala sa tankim provodnim slojem grafita. Jedna od glavnih prednosti planparalelne komore pri dozimetriji elektronskog snopa je smanjenje perturbacija usled rasejanja elektrona. Konstrukcija komore je takva da detektuje elektrone samo sa prednjeg zida, dok je doprinos bočnih zidova zanemarljiv.

N_{D,w} formalizam

U dokumentu Međunarodne agencije za atomsku energiju IAEA TRS 398 je dat formalizam za određivanje apsorbovane doze u vodi za visokoenergetske snopove fotona i elektrona.

Apsorbovana doza u vodi na referentnoj dubini z_{ref} u referentnom snopu kvaliteta Q_0 bez prisustva ionizacione komore je data je kao [1]:

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

Gde je M_{Q_0} očitavanje dozimetra pod referentnim uslovima u primarnim ili sekundarnim laboratorijama, a N_{D,w,Q_0} je kalibracioni koeficijent dozimetra za apsorbovanu dozu u vodi dobijen u PSDL ili SSDL.

Tabela 1. Referentni uslovi u ^{60}Co snopu

Veličina	Referentna vrednost ili referentna karakteristika
Materijal fantoma	Voda
Vrsta komore	Cilindrična
Veličina fantoma	30 cm x 30 cm x 30 cm
Rastojanje izvor zračenja – komora / rastojanje izvor zračenja – površina kože	100 cm
Temperatura vazduha	20 °C
Pritisak vazduha	101,3 kPa
Referentna tačka ionizacione komore	Za cilindričnu: na osi komore u centru šupljine Za planparalelnu: na centru unutrašnje površine ulaznog prozora
Dubina u fantomu referentne tačke komore	5 g/cm ² ili 10 g/cm ² za $\text{TPR}_{20,10} < 0,7$ 10 g/cm ² za $\text{TPR}_{20,10} > 0,7$
Veličina polja u nivou referentne tačke komore	10 cm x 10 cm
Relativna vlažnost vazduha	50%
Napon i polaritet	Nema preporuke, ali treba da budu naznačeni na kalibracionom sertifikatu

U praksi, klinički uslovi uglavnom ne odgovaraju referentnim uslovima koji su postignuti u primarnim i sekundarnim laboratorijama, pa ova relacija ne važi. Zbog toga moramo razlikovati referentne od kliničkih (nereferentnih) uslova. Referentni uslovi predstavljaju set vrednosti veličina za koje je kalibracioni faktor validan (tabela 1.).

Kalibracija ionizacione komore

Pre i nakon što se ionizaciona komora pošalje na kalibraciju, potrebno je proveriti njenu stabilnost odgovarajućim uređajem (*Radioactive Check Device*). Time bi osigurali da transport komore nije uticao na njen odgovor. Referentnu komoru bi trebalo kalibrirati u referentnom snopu Q_0 na svake dve do tri godine.

Prilikom kalibracije dozimetara koriste se dve ionizacione komore, referentna komora SSDL i korisnička komora. Komore se postavljaju jedna posle druge u vodenom fantomu na dubini 5 g/cm² u referentnom ⁶⁰Co snopu. Prvo se vrše merenja sa referentnom komorom, da bi se odredila apsorbovana doza u vodi D_w , pod referentnim uslovima. Kada je poznata apsorbovana doza može se izvršiti identično merenje sa korisničkom komorom. Kao rezultat dobijamo kalibracioni koeficijent dozimetra $N_{D,w}$ [1]:

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M}$$

gde je M korigovano očitavanje sa elektrometra zbog razlike između referentnih uslova merenja za koje je kalibracioni faktor validan.

Korekcija parametara

Neki od referentnih uslova se mogu reprodukovati u kliničkim merenjima, npr. geometrijska postavka, veličina polja, dimenzije fantoma, itd. Međutim, postoje parametri koji utiču na merenje, ali se teže kontrolišu. To su pritisak, temperatura, vlažnost, napon polarizacije, zagrevanje i starenje dozimetra. Zbog toga se uvode korekcioni faktori. Ako predpostavimo da su ovi faktori međusobno nezavisni, možemo ih predstaviti proizvodom $\prod k_i$, gde su k_i odgovarajući korekcioni faktori. Korigovanu vrednost dobijamo kada ove koeficijente pomnožimo sa vrednošću koju očitamo sa dozimetra [1]:

$$M_Q = M_{Q_0} \prod k_i$$

Korekcije k_i :

- Vazduh u ionizacionoj komori je osetljiv na promenu atmosferskog pritiska i temperature i zbog toga uvodimo **korekciju na pritisak, temperaturu i vlažnost** [1]:

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

gde su T i P temperatura i pritisak unutar komore u trenutku merenja, a $T_0 = 20^{\circ}\text{C}$ i $P_0 = 101,3 \text{ kPa}$ referentne vrednosti. Postoje dva načina za određivanje korekcije na temperaturu i pritisak: direktnim merenjem temperature i pritiska (koristimo relaciju iznad) ili korišćenjem uređaja za proveru stabilnosti komora. Ukoliko korekciju određujemo pomoću uređaja sa radioizotopom onda je potrebno da referentnu vrednost nanelektrisanja podelimo sa srednjom očitanom vrednošću i korigujemo sve za faktor raspada radioizotopa koji se nalazi u uređaju [4]:

$$k_{tp} = \left(\frac{M_k}{M_m} \right) e^{-\ln 2 \left(t/T_{1/2} \right)}$$

gde je M_k referentna vrednost koja je data u kalibracionom sertifikatu uređaja za proveru stabilnosti komore, M_m srednja vrednost dva merenja za isti datum i $e^{-\ln 2 \left(t/T_{1/2} \right)}$ faktor raspada za vreme t (vreme koje je prošlo od verifikacije do trenutka merenja) i $T_{1/2}$ (period poluraspada, za ^{90}Sr je 28,7 godina).

- Za većinu jonizacionih komora efekat polariteta je zanemarljiv u fotonskom snopu, ali je u elektronskom snopu značajan. **Korekcija na polaritet** [1]:

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

gde su M_+ i M_- očitavanja elektrometra pri pozitivnom i negativnom potencijalu, a M je očitavanje koje se koristi rutinski, svejedno da li je pozitivno ili negativno.

- Kada se elektrometar i jonizaciona komora kalibrišu zajedno **faktor elektrometra** će biti $k_e = 1$, a ako se komora i elektrometar kalibrišu odvojeno, svaki deo će imati svoj kalibracioni koeficijent.
- Nepotpuno nakupljanje nanelektrisanja usled rekombinacije jona u šupljini komore zahteva uvođenje korekcije na rekombinaciju. Efekat rekombinacije zavisi od geometrije ionizacione komore i primjenjenog napona. Ovaj korekcioni faktor možemo dobiti korišćenjem dvovoltne metode, gde merimo nanelektrisanja M_1 i M_2 na dva različita napona čiji je odnos $V_1/V_2 \geq 3$. **Korekciju na rekombinaciju** računamo [1]:

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

gde su koeficijenti a_0 , a_1 i a_2 određeni eksperimentalnim putem iz odnosa V_1/V_2 . Ukoliko je $k_s < 1,03$ korekcioni faktor možemo aproksimirati sa greškom od 0,1% koristeći relaciju [1]:

$$k_s - 1 = \frac{\frac{M_1}{M_2} - 1}{\frac{V_1}{V_2} - 1}$$

Osim navedenih korekcionih faktora, važan uticaj ima i korekcioni faktor za kvalitet snopa ukoliko se ne koristi referentni ^{60}Co snop. Taj faktor se naziva korekcioni faktor kvaliteta snopa k_{Q,Q_0} .

Kada uzmemo u obzir sve korekcije, apsorbovana doza u snopu kvaliteta Q data je jednačinom [1]:

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

gde je M_{Q_0} korigovano u M_Q , za sve veličine koje utiču na očitavanje sa elektrometra.

Korekcioni faktor kvaliteta snopa k_{Q,Q_0} predstavlja odstupanje primjenjenog snopa kvaliteta Q od referentnog snopa kvaliteta Q_0 , tj. odnos kalibracionih faktora komora korisničkog i referentnog snopa [1]:

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

Kao kalibracioni snop najčešće se koristi ^{60}Co , iako neke PSDL koriste visokoenergetske fotonske i elektronske snopove.

Idealno bi bilo da se svaki korekcioni faktor kvaliteta snopa k_{Q,Q_0} direktno meri za svaku komoru sa istim kvalitetom snopa kao što je korisnički. Samo nekoliko PSDL laboratorija može da obezbedi adekvatne snopove za ovakva merenja, a takođe postoje i poteškoće u reprodukovavanju identičnih mernih uslova. Zbog toga se mnogo češće koriste teorijski izvedene vrednosti za k_{Q,Q_0} . Ukoliko Brag–Grejeva teorija može da se primeni k_{Q,Q_0} se može izraziti na sledeći način:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{\left(\frac{W}{e} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{zid komore}^{vazduh} \right)_Q p_Q}{\left(\frac{W}{e} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{zid komore}^{vazduh} \right)_{Q_0} p_{Q_0}}$$

gde je $\left(\frac{S}{\rho} \right)$ je masena zaustavna moć zida komore u odnosu na gas, $\frac{W}{e}$ je energija stvaranja jonskog para u vazduhu, p_Q i p_{Q_0} su perturbacioni faktori korisničkog i referentnog snopa koji uračunavaju odstupanje od idealnih Brag–Grejevih uslova.

Kvalitet snopa Q visokoenergetskih fotonskih snopova, koje proizvode klinički akceleratori, je određen veličinom TPR (*Tissue Phantom Ratio*). TPR je odnos apsorbovanih doza na dubini od 20 cm i 10 cm u vodenom fantomu, mereno u SSD postavci (rastojanje izvor-komora je 100 cm), a veličina polja je 10 cm x 10 cm. TPR se dobija pomoću jednačine [1]:

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

gde je $PDD_{20,10}$ odnos procentnih dubinskih doza na 20 cm i na 10 cm.

Metodologija

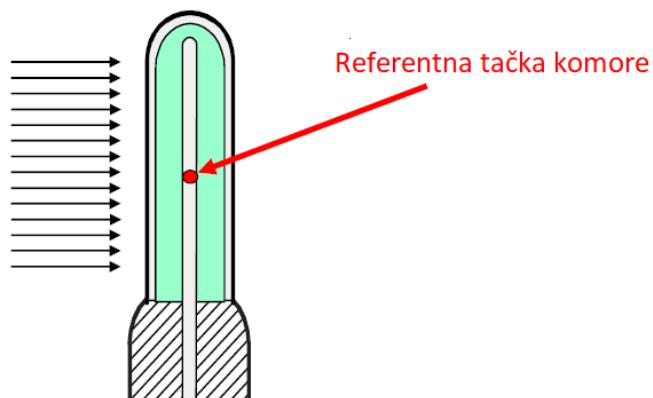
Dozimetrijska oprema

Oprema koja je korišćena prilikom vršenja eksperimenta:

- Cilindrične i planparalelne ionizacione komore
- Elektrometar
- *Radioactive Check Device* (RCD)
- Termometar i manometar
- Monitor doze i olovni zaštitni blokovi debljine 5mm
- Akcelerator sa fotonskim snopom 6 MV, 10 MV i 15 MV; vodeni i plastični fantomi

1) Ionizaciona komora

Farmer komora se pozicionira u fantomu tako da je osa komore normalna na pravac snopa. Pozicioniranje se mora odnositi na definisanu tačku unutar komora, odnosno referentnu tačku. Za cilindrične komore ta tačka se nalazi u sredini šupljine na centralnoj osi komore (slika 5.).



Slika 5. Referentna tačka cilindrične ionizacione komore

Za potrebe ovog rada korišćene su sledeće cilindrične komore farmer tipa : FC65-G (serijski brojevi 451, 452, 669, 670, 3269 i 3270). Zapremina ovih komora je $0,65 \text{ cm}^3$, dužina komore je 23,1 mm a radijus 3,1 mm. Zid komore je napravljen od grafita, debljine $0,073 \text{ g/cm}^2$. Centralna elektroda je od aluminijuma. Komore su vodootporne.

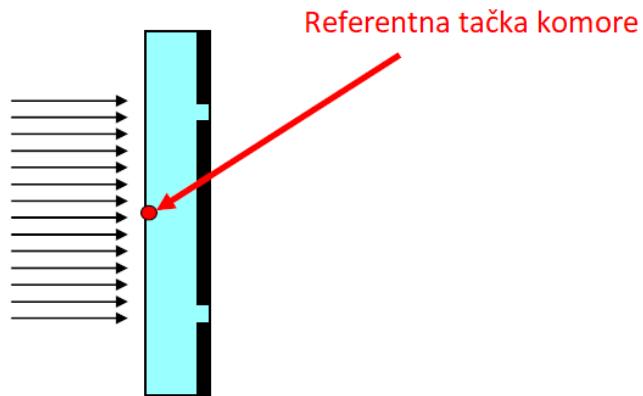
Planparalelne ionizacione komore

Referentna tačka planparalelnih komora se nalazi na centru unutrašnje površine ulaznog prozora (slika 6.). Komora se u fantomu pozicionira tako da im je osa paralelna pravcu snopa (slika 7.).

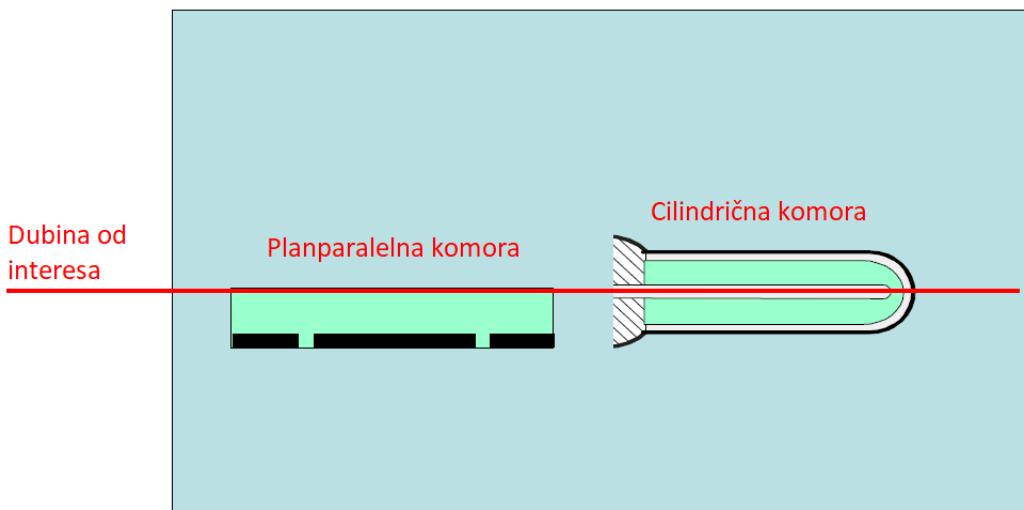
Planparalelne komore koje su korišćene u ovom eksperimentu su: tipa PPC40 (serijski brojevi 147, 1569) i tip PPC05 serijski broj 902.

Zapremina komora PPC40 je $0,40 \text{ cm}^3$, debljina ulaznog prozora je $118/1 \text{ (mg/cm}^{-2}\text{)}/\text{mm}$, dijametar kolektorske elektrode je 16 mm, razmak između elektroda je 2 mm, širina zaštitne prsten elektrode je 4 mm. Komore su vodootporne.

Zapremina PPC05 komore je $0,05 \text{ cm}^3$, debljina ulaznog prozora je $176/1 \text{ (mg/cm}^{-2}\text{)}/\text{mm}$, dijametar kolektorske elektrode je 10 mm, razmak između elektroda je 0,5 mm, a širina zaštitne elektrode je 3,5 mm. Komora je vodootporna.



Slika 6. Referentna tačka planparalelne ionizacione komore



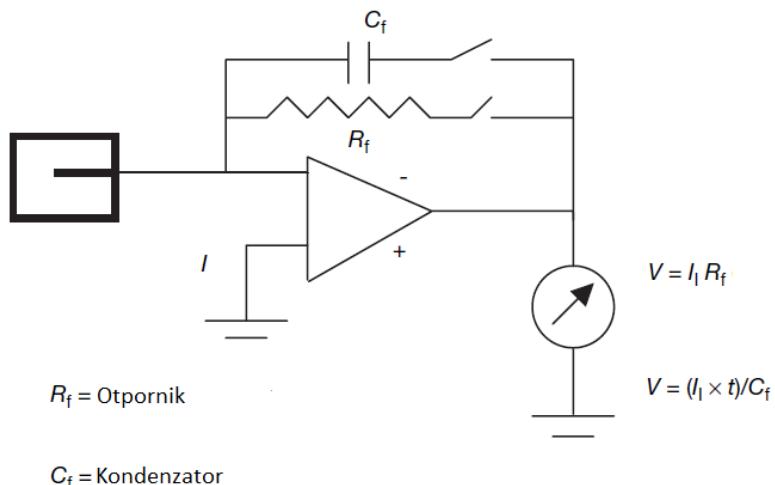
Slika 7. Pozicioniranje ionizacionih komora na dubini od interesa u fantomu

Tabela 2. Karakteristike korišćenih ionizacionih komora

Tip ionizacione komore	Serijski broj	Kalibracioni koeficijent [mGy/nC]	Datum etaloniranja
FC65-G	451	$47,85 \pm 0,57$	16.6.2016.
FC65-G	452	$48,0 \pm 0,58$	24.2.2020.
FC65-G	669	$47,86 \pm 0,57$	16.6.2016.
FC65-G	670	$47,2 \pm 0,58$	24.2.2020.
FC65-G	3269	$48,02 \pm 0,58$	14.2.2020.
FC65-G	3270	$48,19 \pm 0,58$	14.2.2020.
PPC40	147	$91,2 \pm 1,2$	26.2.2020.
PPC40	1569	$88,0 \pm 1,1$	26.2.2020.
PPC05	902	$574,4 \pm 7,2$	25.2.2020.

2) Elektrometar

Elektrometar i ionizaciona komora se mogu kalibrirati odvojeno ili zajedno. Elektrometar je uređaj koji može meriti vrlo male struje i nanelektrisanja reda nA odnosno nC. Može raditi u integralnom i diferencijalnom režimu (slika 8.).



Slika 8. Šematski prikaz elektrometra [2]

Kada radi u integralnom režimu, ukupno nanelektrisanje koje se nakupilo na kolektorskoj elektrodi ide na kondenzator C, odnosno meri se količina nanelektrisanje. U diferencijalnom režimu umesto kondenzatora stoji otpornik R, pa se u ovom slučaju meri struja ionizacije.

Za potrebe ovog rada korišćen je elektrometar Wellhofer Dose 1 proizvođača Scanditronix Wellhofer (slika 9.). Ovaj elektrometar je prenosiv, jednokanalni, meri dozu, brzinu doze, srednju brzinu doze, nanelektrisanje, struju i dozu po monitorskim jedinicama i sve to prikazuje na ekranu simultano. Meri nanelektrisanja od 40 pC do 1 C sa rezolucijom od 0,1 pC i struje od 40 pA do 1000 nA sa rezolucijom od 0,1 pA.



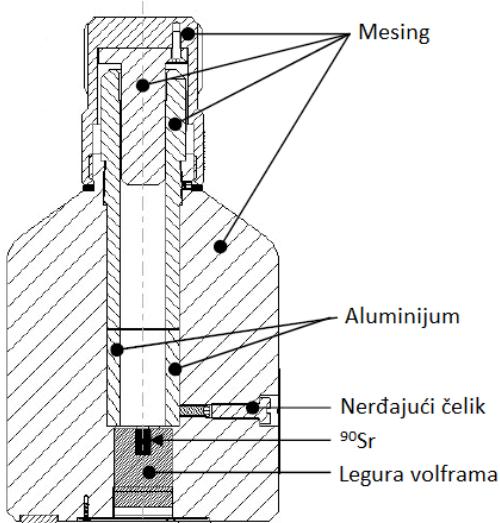
Slika 9. Elektrometar koji je korišćen u eksperimentu

- 3) Uređaj sa radioaktivnim izvorom za proveru stabilnosti odziva jonizacionih komora – *Radioactive Check Device (RCD)*

Ovaj uređaj sadrži izvor stroncijuma ^{90}Sr koji je smešten u olovnoj zaštiti. Stroncijum je beta emiter. Početna aktivnost ^{90}Sr je $30 \text{ MBq} \pm 10\%$, a period poluraspada 28,7 godina. Čistoća izvora je takva da posle tri godine ne odstupa više od 1,5 % od očekivane vrednosti. Postoje dva dizajna ovih uređaja, za cilindrične i planparalelne ionizacione komore, a svaki ima adapttere koji odgovaraju određenom tipu komore [5]. Uređaje koji su korišćeni u ovom radu je proizveo Iba Dosimetry GmbH.

➤ Uređaj za proveru stabilnosti cilindričnih ionizacionih komora

Uređaj sadrži ^{90}Sr koji je smešten u kontejneru koji ima odgovarajući šupljinu u koju se smešta cilindrična ionizaciona komora sa odgovarajućim adapterom (slika 10.). Moguće je uneti termometar u šupljinu, da bi se odredila temperatura unutar uređaja, gde zapravo stoji aktivna zapremina ionizacione komore. Kada se RCD ne koristi šupljina se obavezno zatvara, zbog zaštite od jonizujućih zračenja koje potiče od ^{90}Sr izvora. Pod ovakvim uslovima brzina doze je $1 \mu\text{Sv}/\text{h}$, na 10 cm udaljenosti. Preporučeno je da se uređaj čuva na temperaturama koje su približne onim temperaturama u toku merenja [5].



Slika 10. Poprečni presek RCD-a koji je namenjen cilindričnim ionizacionim komorama [5].

Adapter za Farmer tip ionizacione komore je prikazan na slici 11. Komora se postavlja u adapter tako što se pritisne dugme sa oprugom i u isto vreme pozicionira komora kroz adapter dok se ne najde na otpor. Svaka komora ima crnu oznaku ispod serijskog broja (slika 11.). Ako se ponovo pritisne dugme sa oprugom postoji mogućnost da se komora okreće tako da se poklope crna oznaka i zarez na adapteru.



Slika 11. Izgled adaptera za farmer tip ionizacione komore (slika gore) i oznaka na ionizacionoj komori (slika dole) [5].

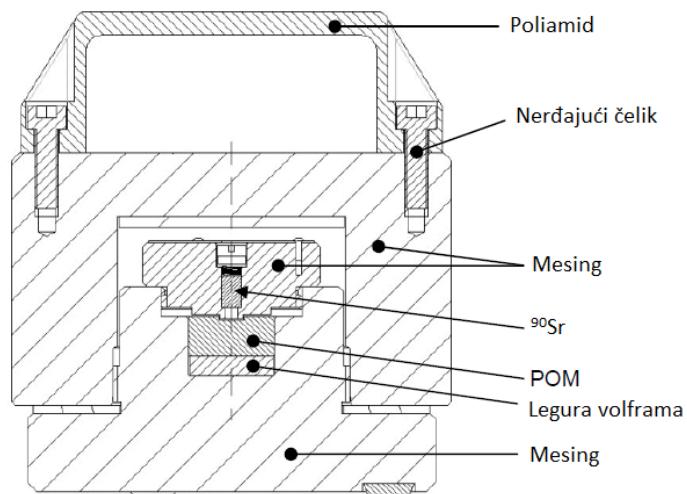
Kada se komora fiksira u adapter postavlja se u RCD tako da je aktivna zapremina komore okrenuta ka izvoru. Da bi merenje bilo reproducibilno potrebno je fiksirati adapter sa komorom na sam uređaj i to tako da se beli zarez na adapteru poklopi sa crnim zarezom na uređaju (slika 12.).



Slika 12. Postavka cilindrične ionizacione komore sa adapterom u odgovarajući uređaj; poklapanjem crnog zareza na RCD-u i belog zareza na adapteru omogućeno je fiksiranje ionizacione komore u uređaju.

➤ Uređaj za proveru stabilnosti planparalelnih ionizacionih komora

Ovaj uređaj se sastoji iz dva dela, zaštitni kontejner i sam izvor kojeg je moguće izvaditi. Da bi se došlo do izvora mora se odvrnuti poklopac.



Slika 13. Poprečni presek RCD-a koji je namenjen planparalelnim ionizacionim komorama [5].

Pravilno korišćenje adaptera garantuje precizno i reproducibilno postavljanje komore i izvora. Kada se izvor ne koristi, mora se vratiti u zaštitni olovni kontejner. Pod ovakvim uslovima brzina doze je $1 \mu\text{Sv}/\text{h}$, na 10 cm udaljenosti. Adapter za planparalelne komore dat je na slici 14. Svi adapteri za planparalelne komore su dizajnirani tako da funkcionišu na isti način, stavlja se na komoru a sa druge strane se na adapter postavlja sam izvor [5].



Slika 14. Planparalelna komora bez (A) i sa adapterom (B) kao i sa izvorom [5]

4) Termometar i manometar

Korišćenje termometra i manometra je bilo neophodno zbog računanja korekcije na temperaturu i pritisak. Korišćen je termometar „P 600“ koji je kalibriran 14.2.2020. U Institutu „Vinča“ i manometar „Druck DPI 705“ koji je kalibriran 2012.



Slika 15. Termometar i manometar

5) Monitor zračenja i olovna zaštita

Pomoću monitora zračenja proveren je uticaj fona na merenje. Takođe, određen je ambijentalni dozni ekvivalent, odnosno brzina doze u prostoriji u kojoj je izvršen eksperiment. Merenja su izvršena pomoću monitora doze „ATOMTEX“. Kao zaštita korišćeni su olovni blokovi debljine 5 cm.

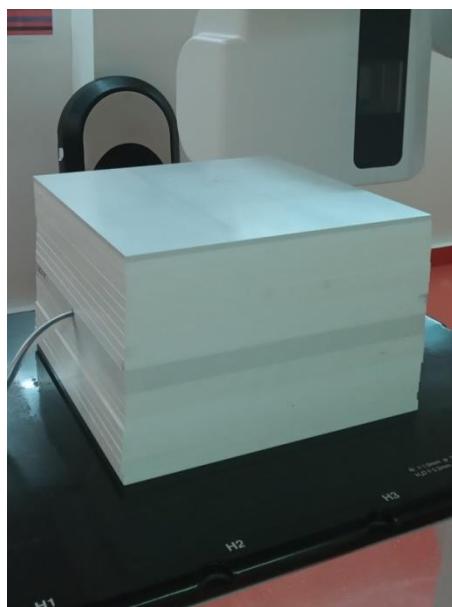
6) Linearni akcelerator i fantomi

Akcelerator na kom su izvršena merenja je proizveo Varian Medical Systems, model TrueBeam.

Fantom je zajednički naziv za materijal koji dobro aproksimira apsorpciju i rasejanje zračenja u tkivu. Prema protokolu IAEA TRS 398 kao referentni medijum se koristi voda. Mogu se koristiti i fantomi od drugih materijala, kao što su plastična voda, virtuelna voda, polistiren, ali je vrlo važno da su identični vodi u tri parametra: efektivni atomski broj, broj elektrona po gramu i masena gustina.

Vodeni fantom treba da se bude veći bar 5 cm sa sve četiri strane od ivice najvećeg polja koje se koristi kao i da bude produžen najmanje 5 g/cm^2 ispod maksimalne dubine merenja. Materijal koji se koristi za izradu zidova je PMMA. Ukoliko ionizaciona komora nije vodootporna koristi se vodootporni rukavac koji je takođe izrađen od PMMA i ne bi trebao da bude deblji od 1 mm da bi komora dospila termalni ekvilibrijum sa vodom za manje od 10 min. Preporuka je da se isti rukavac koristi prilikom kalibracije komore i prilikom referentne dozimetrije ali ukoliko to nije moguće treba koristiti rukavac od istog materijala.

RW3 fantom – vodoekvivalentan, koristi se za dozimetriju fotona energija od ^{60}Co do 25 MV i elektrone energija od 4 MeV do 25 MeV. Fantom se sastoji od ploča i to: jedna ploča debljine 1 mm, dve ploče debljine 2 mm, 1 ploča debljine 5 mm, i 29 ploča debljine 10 mm. Kombinacijom ovih ploča moguće je izvršiti merenja sa promenom dubine po 1 mm. Veličina kompletног fantoma je 30 cm x 30 cm x 30 cm.



Slika 16. RW3 fantom

Testovi

Većina testova koji su urađeni, preporučeni su od strane IEC 60731 „*Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*“. Dozvoljena odstupanja sa kojima su poređeni rezultati takođe su preporučena u istom dokumentu.

Urađena su sledeća ispitivanja:

1. Struja curenja bez izvora
2. Kratkoročna (*short-term*) reproducibilnost
3. Dugoročna (*long-term*) reproducibilnost
4. Linearnost u vremenu
5. Ugaona zavisnost komore u snopu 6 MV i u RCD
6. Uticaj fona na merenja
7. Korekcija na temperaturu i pritisak, na polaritet i na rekombinaciju
8. Post-iradijaciona struja curenja

Opis eksperimenta:

Pre svakog merenja potrebno je postaviti odgovarajući adapter na jonizacionu komoru, na način na koji je to opisano u uputstvu za korisnike (radi lakšeg rukovanja, još uvek ne povezivati komoru sa elektrometrom) [5]. Sledeći korak je skidanje zaštitnog poklopca sa uređaja sa radioizotopom. Vrlo je važno pridržavati se uputstva za upotrebu uređaja i ne gledati u šupljinu (izvor koji se nalazi na dnu šupljine) direktno jer se na taj način oči direktno izlažu ionizujućem zračenju što za posledicu može imati oštećenje očnog sočiva (za RCD za planparalelne komore važi isto, a s obzirom da se izvor izvlači iz kontejnera potrebna je još veća pažnja prilikom rukovanja).

Temperatura se meri postavljenjem termometra unutar uređaja. Poželjno je čuvati RCD na mestu gde se vrši eksperiment da temperatura ne bi mnogo varirala u toku samog merenja. Sada je moguće povezati komoru sa elektrometrom i primeniti željeni napon i polaritet. Potrebno je, pre svih merenja, izvršiti merenja fona (*background*) kao i odrediti temperaturu i pritisak zbog računanja **korekcije na temperaturu i pritisak**.

1. Test merenja struje curenja bez izvora ionizujućeg zračenja

Pre postavljanja cilindrične komore u šupljinu, odnosno postavljanja izvora na planparalelnu komoru, potrebno je izmeriti **struju curenja bez izvora**. Struja curenja je određena tako što je aplikovan maksimalan napon koji je korišćen u eksperimentu (+300 V) i mereno je tri puta po 15 min. Ovo je urađeno za sve komore.

2. Test kratkoročne i dugoročne reproducibilnosti merenja

Drugi test je **kratkoročna reproducibilnost**. Na naponu +300 V urađeno je 20 merenja po 60 s na napon. Ovaj test rađen je u nultoj poziciji (ugao komore 0°).

Dugoročna reproducibilnost je test koji se radi na isti način kao i kratkoročna reproducibilnost ali sa razmakom od 6 meseci do godinu dana između dva merenja.

Dok je komora u nultom položaju, može se uraditi i po 20 merenja na -300 V i -100 V zbog korekcija na **polaritet i rekombinaciju**.

3. Test linearnosti rezultata u vremenu

Sledeći je test **linearosti u vremenu** (za istu poziciju), urađena su tri merenja po 1 min, 2 min, 4 min, 10 min i 20 min, u kontinuitetu, u osnovnom položaju komore u RCD.

4. Test ugaone zavisnosti rezultata merenja

Za narednu proveru, određivanje **ugaone zavisnost jonizacione komore**, potrebno je obeležiti cilindričnu komoru na 90° , 180° i 270° i okretati je unutar adaptera u određenom smeru, tako da se poklopi oznaka na komori i beli zarez na adapteru kao što je prikazano na slici 11. Kod planparalelnih komora, ugao se može menjati jednostavnom rotacijom izvora. Naime, potrebno je odabrati jednu tačku kao referentnu, koja određuje nulti položaj, a zatim tu tačku rotirati za 90° , 180° i 270° . Ugaonu zavisnost je određena i u fotonskom snopu energije 6 MV, u vodenom fantomu, za polje $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, rastojanje od izvora do komore 100 cm.

5. Test merenja post-iradijaciona struje

Post-iradijaciona struja curenja je određena tako što je komora bila u fotonskom snopu 10 min, a zatim nakon 5 s od prestanka zračenja je očitana struja curenja.

6. Test uticaja fona na merenja pomoću RCD

Uticaj fona na merenje je određen pomoću monitora zračenja. Na nekoliko mesta u prostoriji je izmeren fon, bez izvora u blizini. Oko samog uređaja su postavljeni olovni blokovi i na 10 cm od blokova je merena jačinu doze. Sledеći korak je uklanjanje jednog bloka, izvršena su ista merenja, a zatim i uklanjanje svih blokova i ponovo je određena jačina doze (slika 17.).



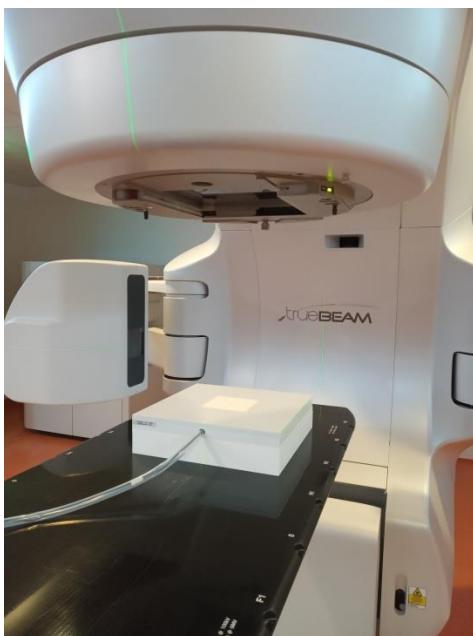
Slika 17. Eksperimentalna postavka za proveru uticaja fona na merenje sa uređajem za cilindrične komore

Izvor za planparalelne komore je izvađen iz olovnog kontejnera za isti tip eksperimenta (slika 18.).



Slika 18. Eksperimentalna postavka za proveru uticaja fona na merenje sa uređajem za planparalelne komore

Provera **post-iradijacione struje curenja** je urađena u fotonskom snopu od 6, 10 i 15 MV. Korišćen je RW3 fantom. Eksperimentalna postavka je prikazana na slici 19.



Slika 19. Eksperimentalna postavka za određivanje post-iradijacione struje curenja

Rezultati

1) Struja curenja bez izvora

Struju curenja I_C je određena iz ukupnog naelektrisanja koje se nakupilo tokom 15 min (900 s). U tabeli 3 prikazani su rezultati naelektrisanja dobijeni iz tri merenja, srednja vrednost izmerenog naelektrisanja M_s , struja curenja I_C izračunata iz srednje vrednosti M_s , struja koja je dobijena pomoću izvora sa minimalnom jačinom doze (izvor je ^{90}Sr) I_R i predstavljen je odnos struje curenja bez zračenja u odnosu na struju sa minimalnom jačinom doze u procentima.

Tabela 3. Struja curenja bez zračenja

Tip komore	Serijski broj	$M_1(\text{nC})$	$M_2(\text{nC})$	$M_3(\text{nC})$	$M_s(\text{nC})$	$I_C (\text{nA})$	$I_R (\text{nA})$	$I_C * 100 / I_R (%)$
FC65-G	451	0,061	0,062	0,062	0,0617	6,85E-05	0,0165	0,42
	452	0,0201	0,0185	0,0201	0,0196	2,17E-05	0,0160	0,14
	669	0,0258	0,0273	0,0268	0,0266	2,96E-05	0,0149	0,20
	670	0,0258	0,0251	0,0245	0,0251	2,79E-05	0,0149	0,19
	3269	0,0045	0,0049	0,0042	0,0045	5,04E-06	0,0153	0,03
	3270	0,0191	0,0179	0,0192	0,0187	2,08E-05	0,0154	0,14
PPC40	147	0,028	0,0287	0,0297	0,0288	3,20E-05	0,0040	0,80
	1569	0,018	0,0186	0,02	0,0189	2,10E-05	0,0043	0,49
PPC05	902	0,0135	0,013	0,0124	0,0130	1,44E-05	0,0020	0,74

Makismalna granica za struju curenja bez izvora je 0,5 % od struje koju proizvodi izvor minimalne jačine doze.

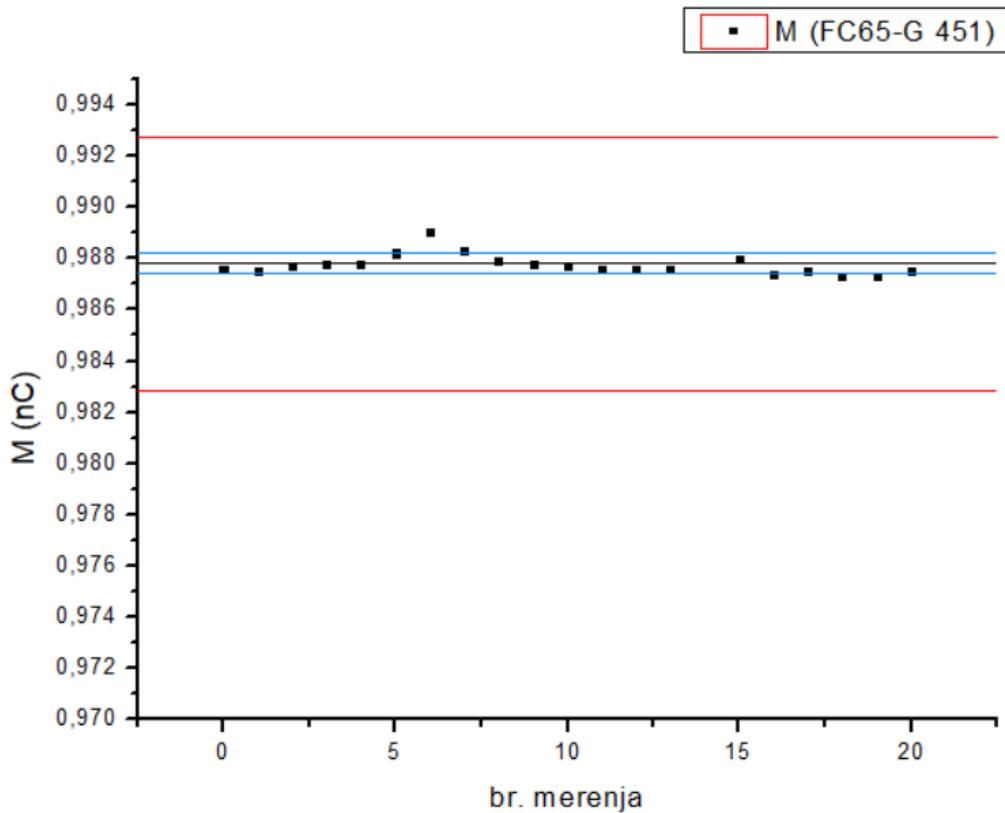
Ukupna vrednost struje curenja cilindričnih ionizacionih komora ne prelazi 0,42% struje dobijenu pomoću RCD. Struja curenja planparalelnih komora je oko 0,8 %.

2) Kratkoročna reproducibilnost

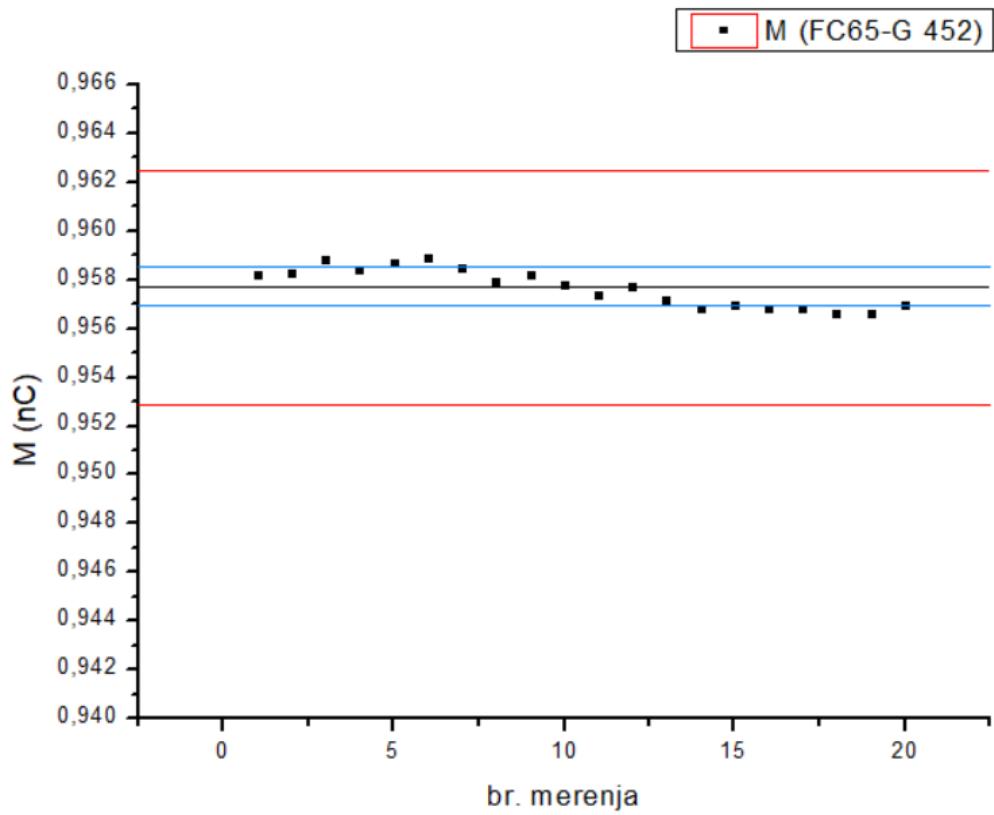
Na sledećim graficima su predstavljeni rezultati kratkoročne reproducibilnosti. Dozvoljena maksimalna odstupanja su do 0,5% srednje vrednosti [6]. Gornja i donja granica su predstavljene crvenom linijom a srednja vrednost crnom linijom, dok je plavom linijom označena standardna devijacija srednje vrednosti.

Tabela 4. Kratkoročna reproducibilnost, srednje vrednosti nakupljenog naelektrisanja i standardna devijacija srednje vrednosti

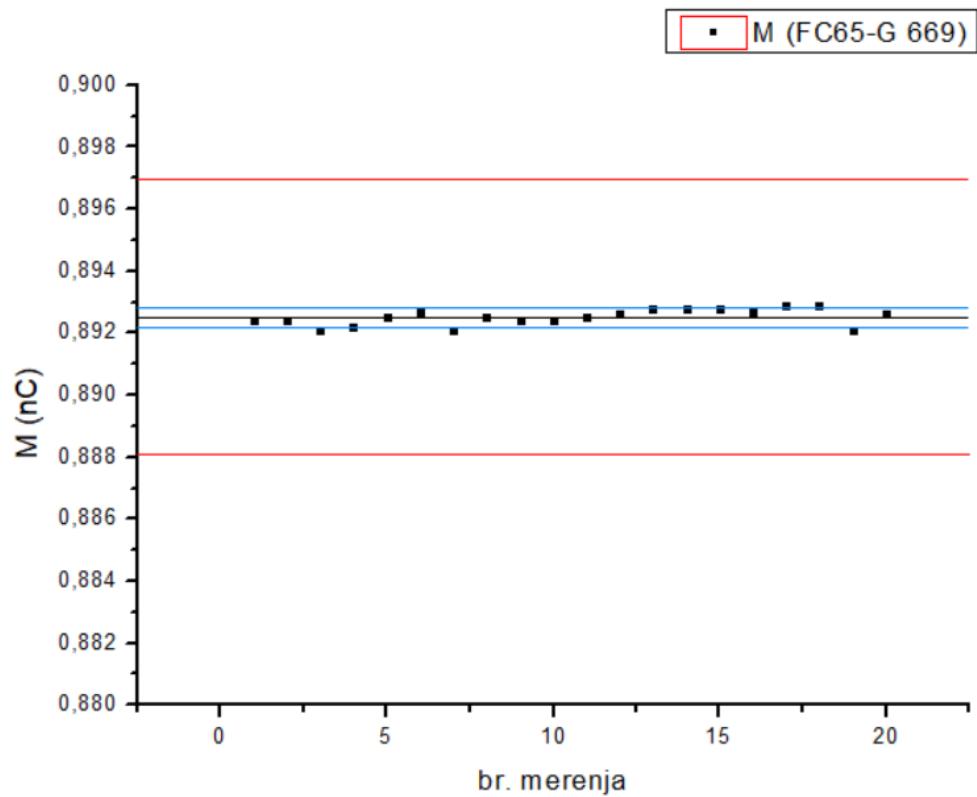
Tip komore	Serijski broj	M_s (nC)	σM_s (nC)
FC65-G	451	0,9878	0,0004
	452	0,9577	0,0008
	669	0,8925	0,0003
	670	0,8964	0,0002
	3269	0,9189	0,0006
	3270	0,9235	0,0009
PPC40	147	0,2394	0,0003
	1569	0,2572	0,0005
PPC05	902	0,1174	0,0002



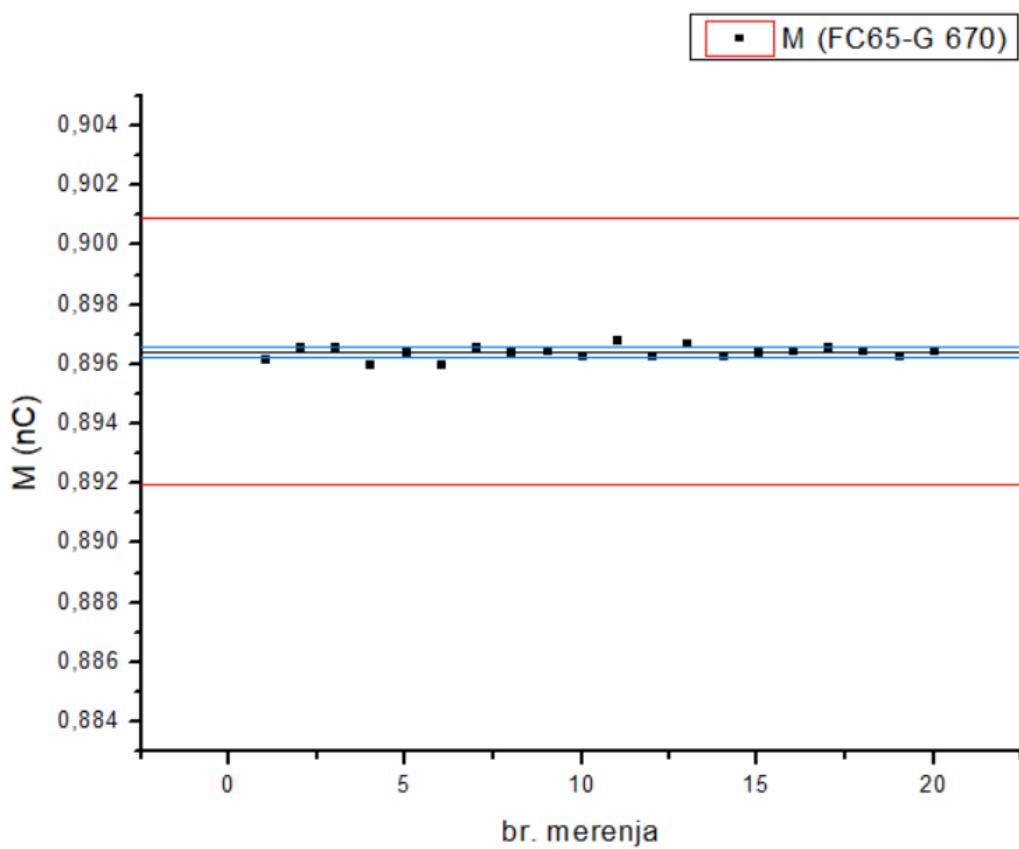
Slika 20. Rezultati za komoru FC65-G 451



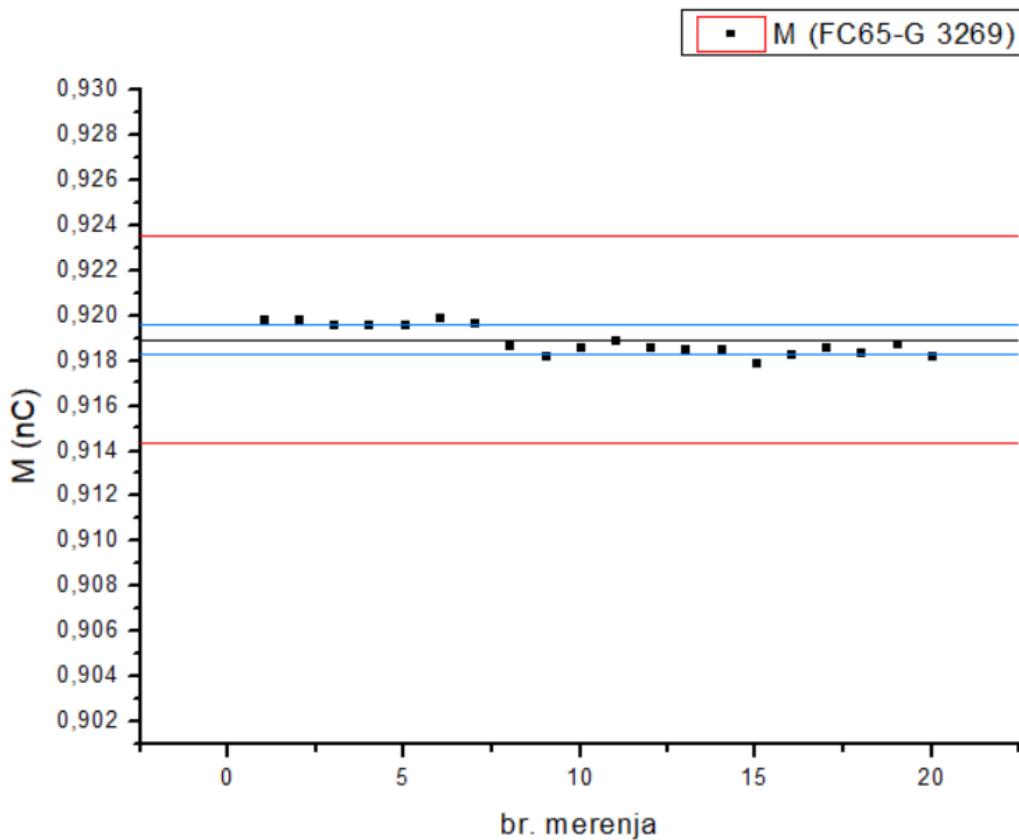
Slika 21. Rezultati za komoru FC65-G 452



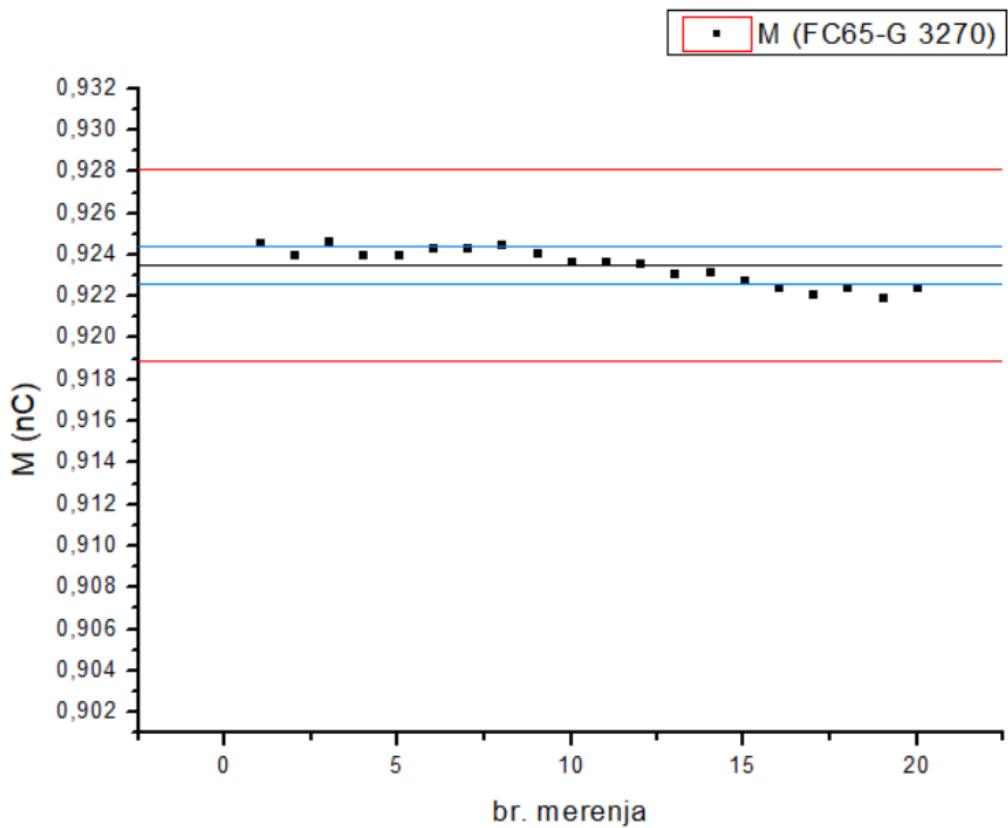
Slika 22. Rezultati za komoru FC65-G 669



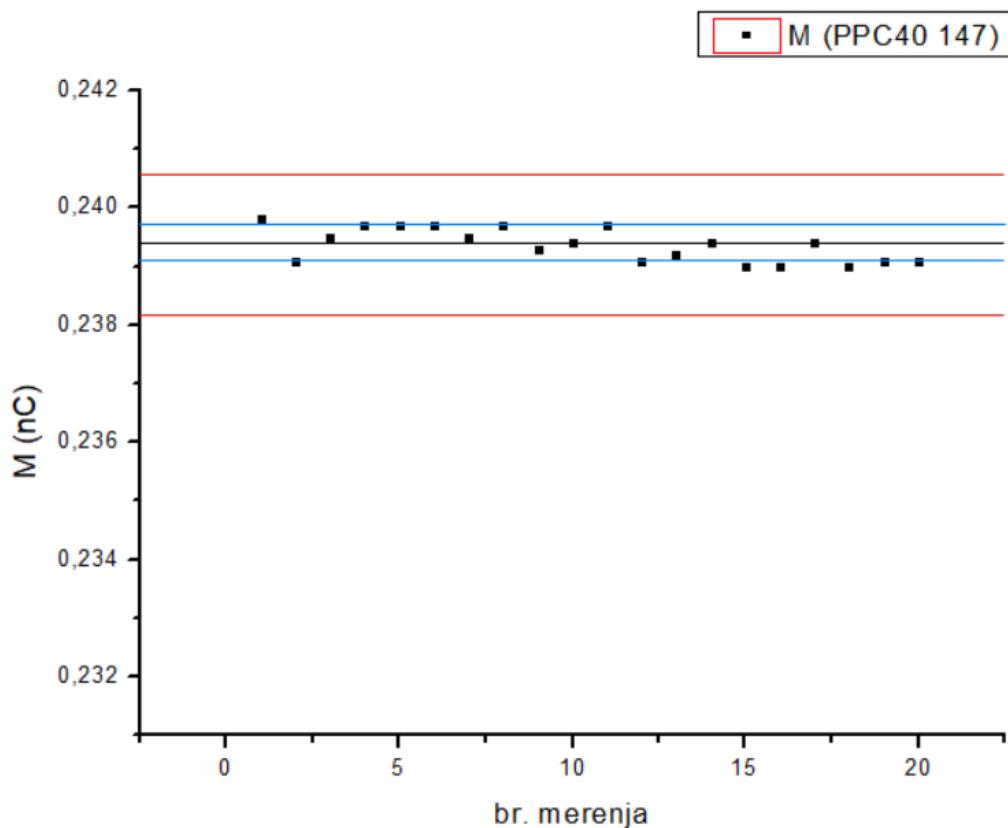
Slika 23. rezultati za komoru FC65-G 670



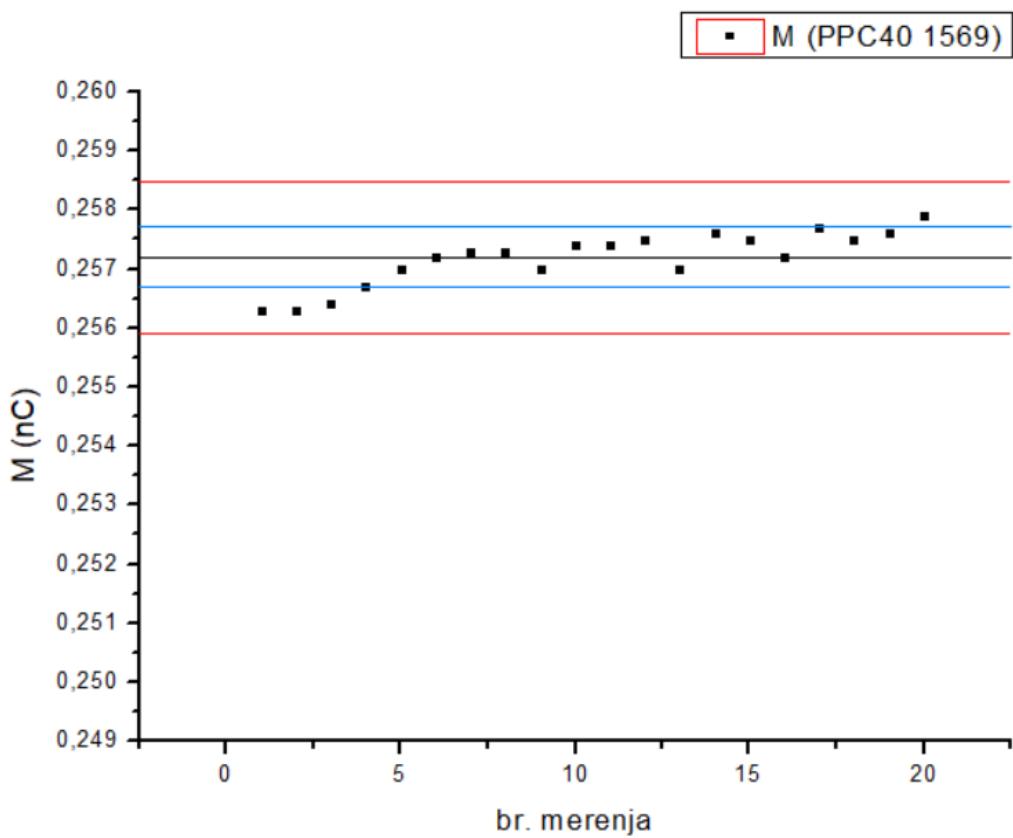
Slika 24. Rezultati za komoru FC65-G 3269



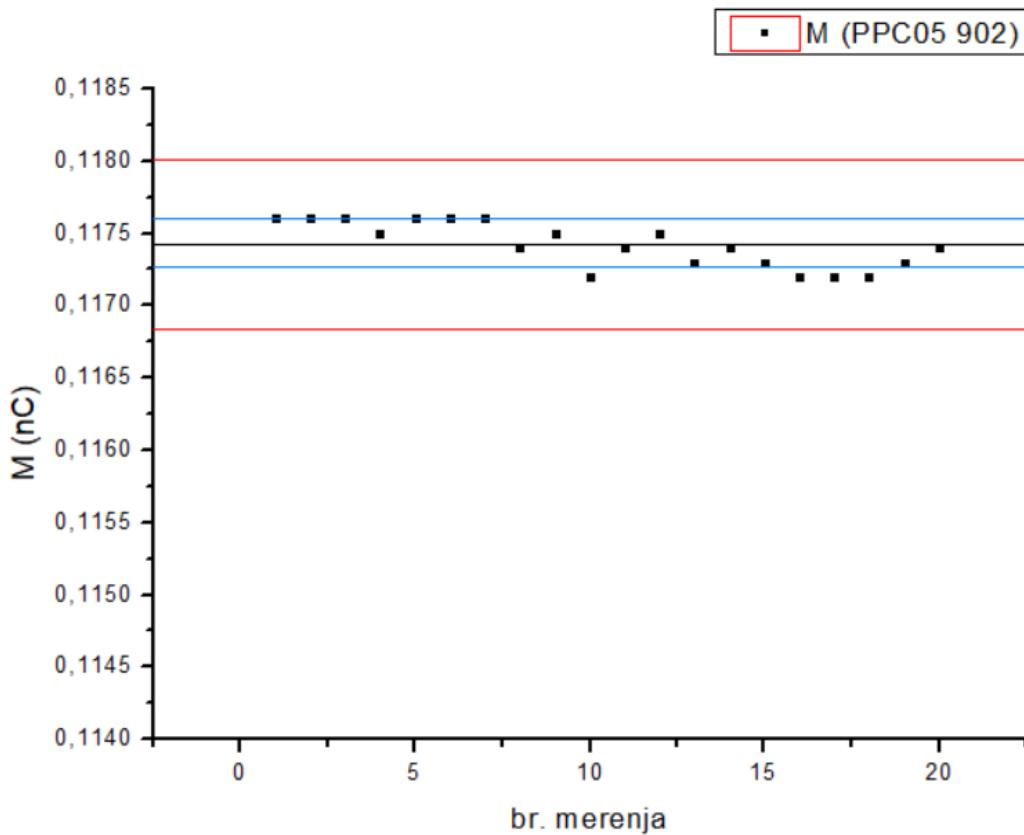
Slika 25. Rezultati za komoru FC65-G 3270



Slika 26. Rezultati za komoru PPC40 147



Slika 27. Rezultati za komoru PPC40 1569



Slika 28. Rezultati za komoru PPC05 902

3) Dugoročna reproducibilnost

Razlika u odgovorima između dva merenja ne bi smela da bude veća od 1,0 % za relativne dozimetre [6]. Rezultati su sledeći:

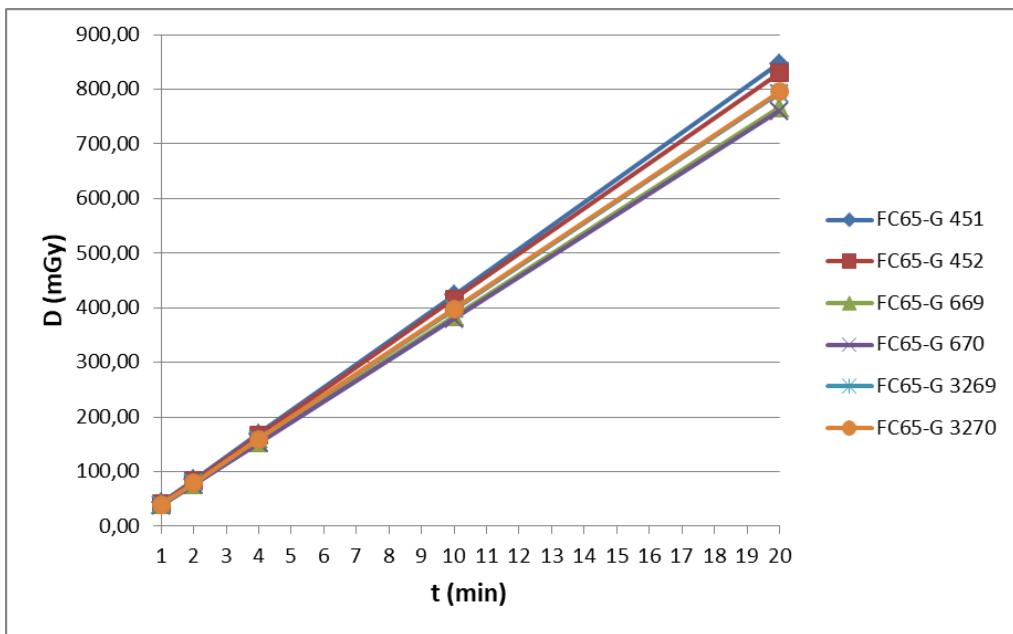
Tabela 5. Rezultati dugoročne reproducibilnosti za komoru FC65-G 670

U=+300V , t=60s	15.6.2020.	04.9.2020.
temperatura (°C)	26,3	27,5
pritisak (kPa)	99,51	100,93
broj merenja	M(nC)	M(nC)
1	0,8962	0,9035
2	0,8966	0,9034
3	0,8966	0,9035
4	0,8960	0,9035
5	0,8964	0,9034
6	0,8960	0,9033
7	0,8966	0,9030
8	0,8964	0,9025
9	0,8965	0,9026
10	0,8963	0,9017
11	0,8968	0,9014
12	0,8963	0,9008
13	0,8967	0,9014
14	0,8963	0,9010
15	0,8964	0,9003
16	0,8965	0,9008
17	0,8966	0,9004
18	0,8965	0,9000
19	0,8963	0,9000
20	0,8965	0,9002
srednja vrednost	0,8964	0,9018
standardna devijacija	0,0002	0,0014
ktp	1,040	1,030
D (mGy)	38,03	37,67
D (%)	100	99,05

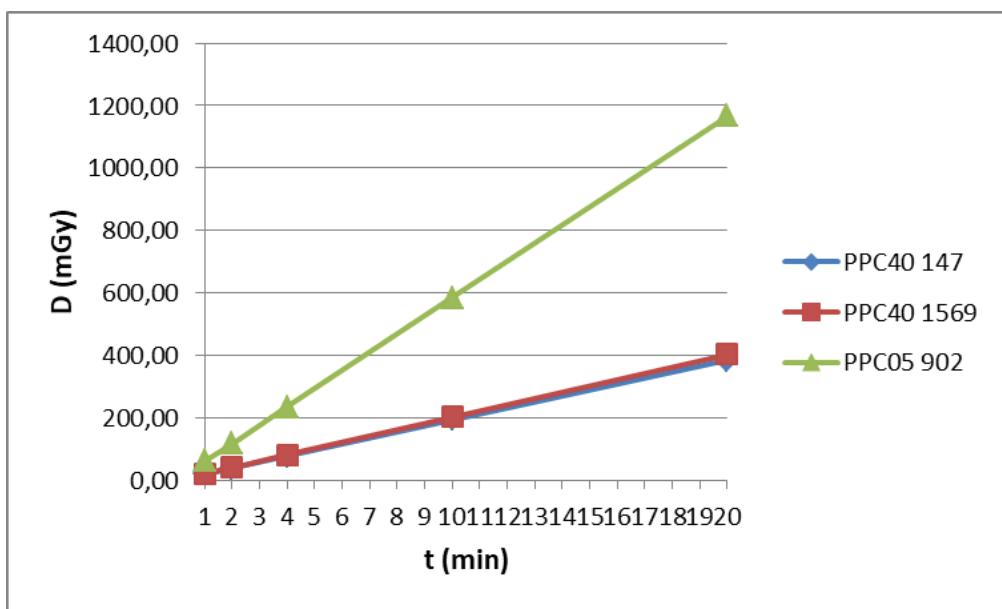
Doza je korigovana za faktor raspada. Odstupanje između ove dve vrednosti je manje od 1 %.

4) Linearnost u vremenu

Rezultati testa linearnosti su predstavljeni za sve cilindrične komore i za sve planparalelne komore na sledećim graficima:



Slika 29. Rezultati za FC65-G komore

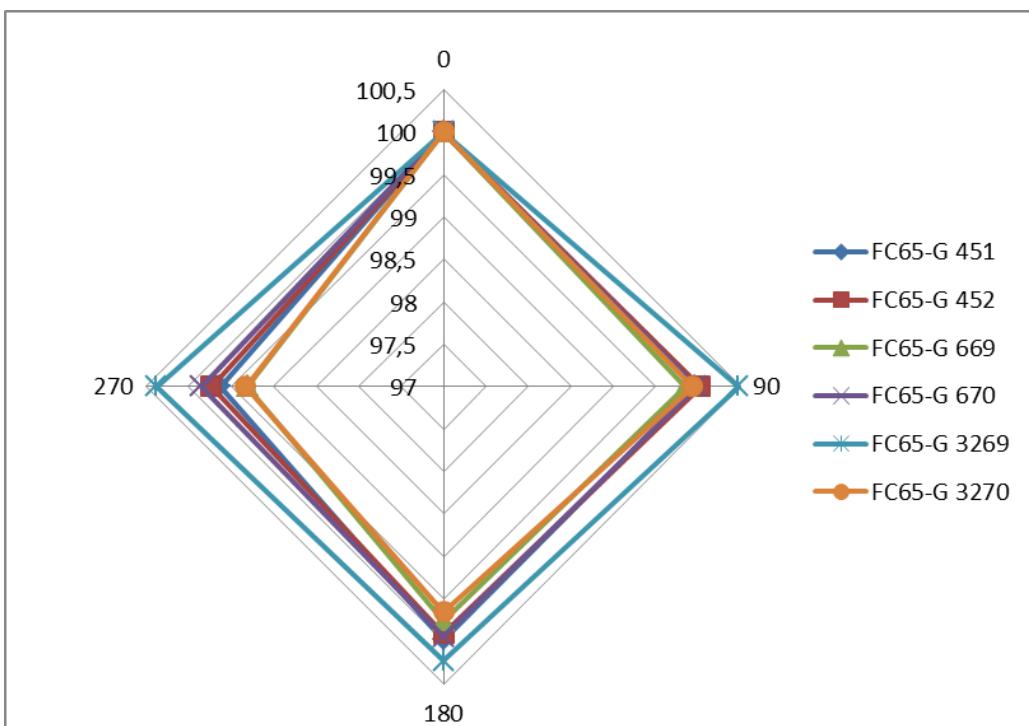


Slika 30. Rezultati za PPC40 i PPC05 komore

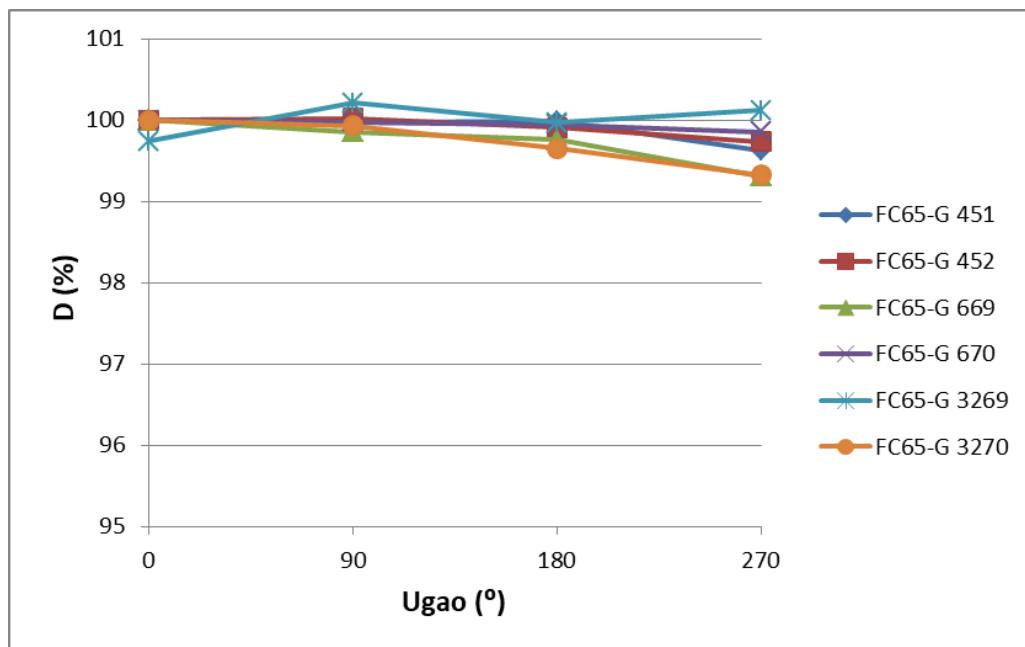
5) Ugaona zavisnost komore u snopu 6 MV i u RCD

Ugaona zavisnost za sve komore, izmerena sa uređajem za proveru stabilnosti komora predstavljena je na dva načina, u Dekartovom i polarnom koordinatnom sistemu. Doza je data u procentima, vrednosti doze u datim položajima ($0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$) su normirane na početni položaj (0°). Varijacija odgovora mora biti u 1,0 %, osim ako sam izvor zračenja nije anizotropan ili sadrži iregularnost oblika izvora [6].

Na sledećim graficima predstavljen je odgovor komore sa promenom položaja unutar RCD uređaja, zakretanjem od 0° do 270° oko svoje ose.



Slika 31. Ugaona zavisnost za cilindrične komore (polarni koordinatni sistem)



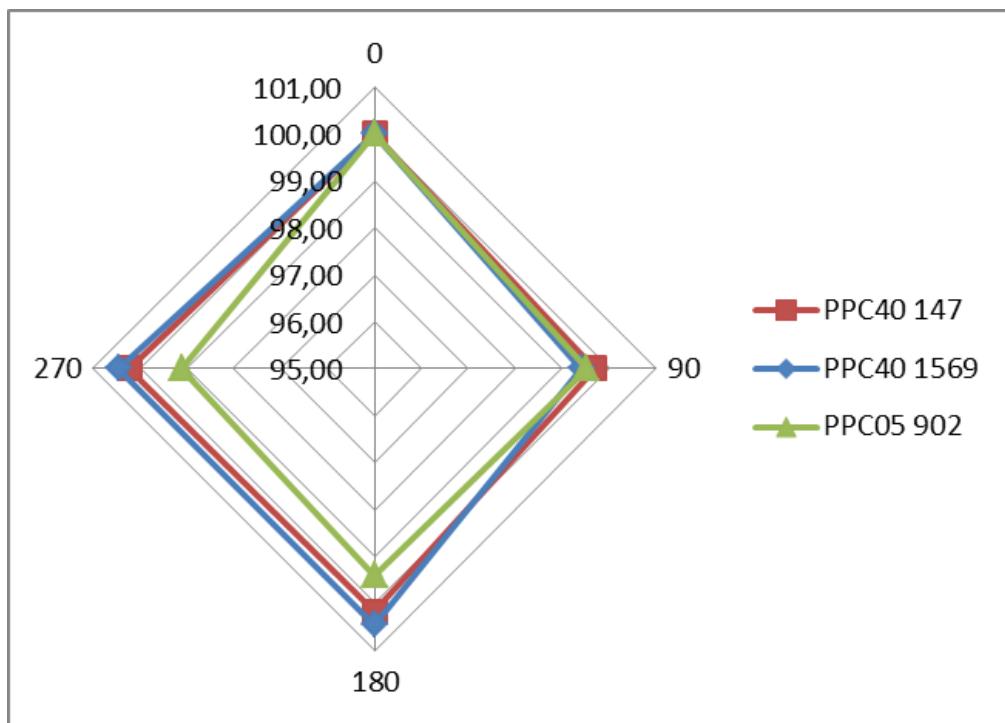
Slika 32. Ugaona zavisnost za cilindrične komore (Dekartov koordinatni sistem)

U tabeli 6 su date vrednosti doze dobijene prilikom određivanja ugaone zavisnosti cilindrične komore u RCD D1, D2, D3, D4, srednja vrednost po svim uglovima D_{sr} , razlika između srednje i izmerene vrednosti za svaki ugao komore $\Delta D_1, \Delta D_2, \Delta D_3, \Delta D_4$, kao i srednja vrednost tog odstupanja ΔD_{sr} .

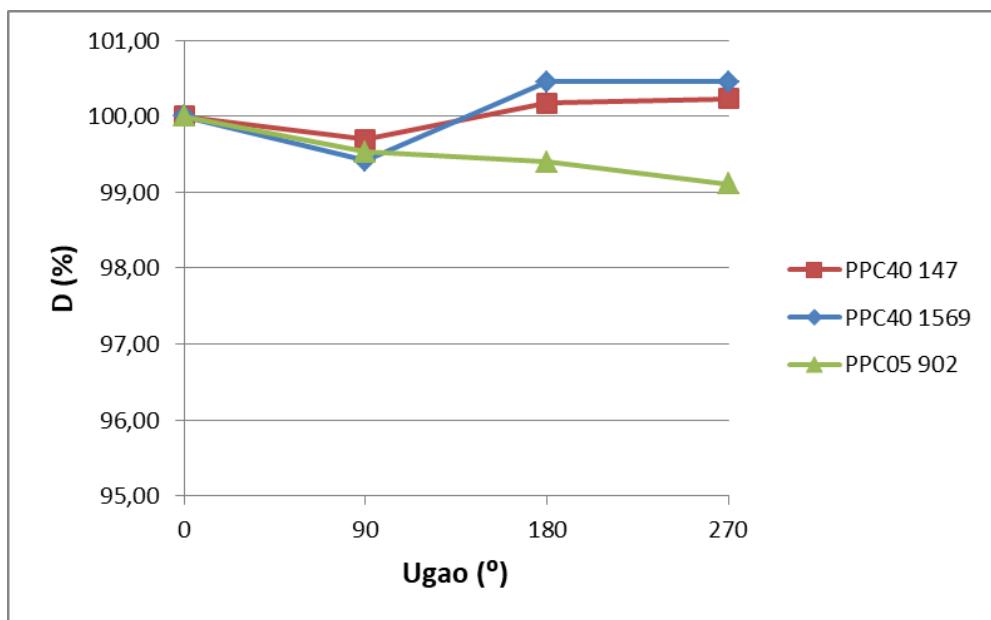
Tabela 6. Razlika između dobijene i srednje vrednosti ΔD kao i srednja vrednost tog odstupanja ΔD_{sr} za cilindrične komore u RCD

Ugao	0°	90°	180°	270°		0°	90°	180°	270°	
	D1 (mGy)	D2 (mGy)	D3 (mGy)	D4 (mGy)	Dsr (mGy)	ΔD_1 (%)	ΔD_2 (%)	ΔD_3 (%)	ΔD_4 (%)	ΔD_{sr} (%)
451	42,43	42,38	42,38	42,23	42,36	0,18	0,05	0,06	0,29	0,15
452	41,60	41,61	41,56	41,49	41,56	0,08	0,11	0,01	0,18	0,10
669	38,38	38,32	38,29	38,11	38,28	0,27	0,12	0,03	0,42	0,21
670	38,03	38,02	38,01	37,98	38,01	0,06	0,03	0,00	0,09	0,04
3269	39,56	39,75	39,65	39,71	39,67	0,27	0,20	0,04	0,11	0,15
3270	39,79	39,77	39,65	39,52	39,68	0,27	0,21	0,08	0,40	0,24

Najmanje odstupanje prilikom rotacije komore u snopu ${}^{90}\text{Sr}$ pokazuje komora serijskog broja 670.



Slika 33. Ugaona zavisnost za planparalelne komore (polarne koordinate)



Slika 34. Ugaona zavisnost za planparalelne komore (Dekartov koordinatni sistem)

U tabeli 7 date su vrednosti doze dobijene za planparalelne komore D1, D2, D3, D4, srednja vrednost Dsr, razlika između srednje i merene vrednosti za sve uglove ΔD_1 , ΔD_2 , ΔD_3 , ΔD_4 , kao i srednja vrednost ovih razlika ΔD_{sr} .

Tabela 7. Razlika između dobijene i srednje vrednosti ΔD kao i srednja vrednost tog odstupanja ΔD_{sr} za planparalelne komore u RCD

ugao	0°	90°	180°	270°		0°	90°	180°	270°	
	D1 (mGy)	D2 (mGy)	D3 (mGy)	D4 (mGy)	Dsr (mGy)	ΔD_1 (%)	ΔD_2 (%)	ΔD_3 (%)	ΔD_4 (%)	ΔD_{sr} (%)
147	19,58	19,52	19,62	19,63	19,59	0,03	0,33	0,15	0,21	0,18
1569	20,24	20,12	20,33	20,33	20,26	0,08	0,66	0,37	0,37	0,37
902	60,58	60,30	60,22	60,05	60,29	0,49	0,02	0,11	0,40	0,26

Oba RCD imaju ^{90}Sr izvor u sebi, koji je postavljen u neposrednoj blizini ionizacione komore. Kako je ^{90}Sr beta emiter, elektroni će komore ozračivati samo sa jedne strane, stvarajući time vrlo velike gradiente doza u aktivnoj zapremini komore, zbog čega komore pokazuju ovakvu anizotropiju. Ona takođe može biti posledica anizotropije samog izvora ^{90}Sr (tj. njegove tehničke postavke u RCD).

Ovaj test je urađen i u fotonskom snopu energije 6 MV za komoru FC65-G 3269. Rezultati su dati u tabeli 8. Vrednosti doze su normirane na srednju vrednost i izražene u procentima. Srednja vrednost greške odstupanja od srednje vrednosti doze ΔD_{sr} je 0,22 % za datu komoru. U tabeli 9 dati su podaci za istu komoru (FC65-G 3269) ali su doze dobijene u RCD. Prosečno odstupanje od srednje vrednosti ΔD_{sr} je 0,15 %. Komora serijskog broja 3269 je dobar reprezent cele serije komora s obzirom na odstupanje prilikom rotacije u RCD.

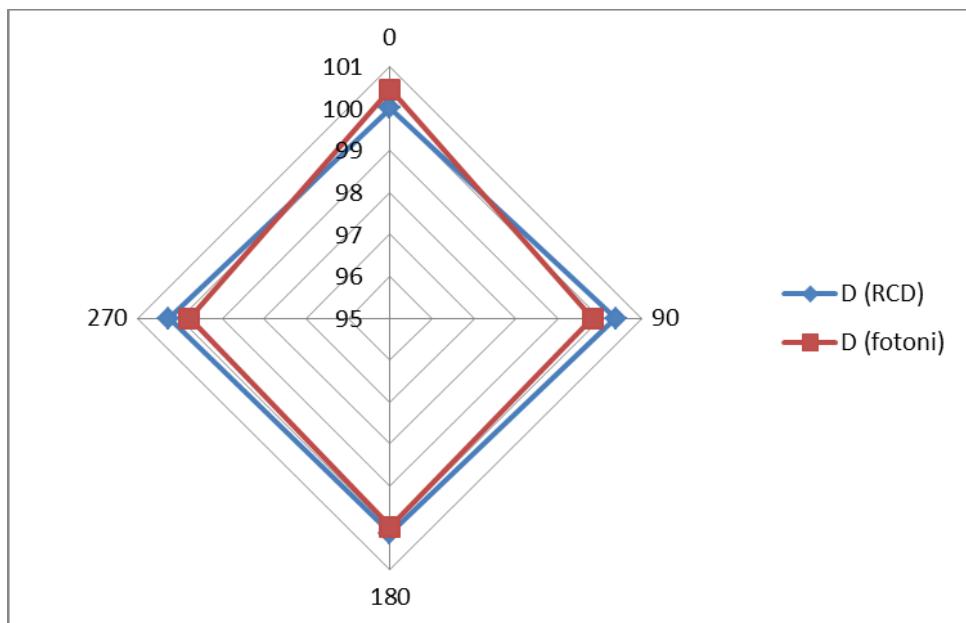
Tabela 8. Rezultati ugaone zavisnosti u fotonskom snopu 6 MV za komoru FC65-G 3269

	0°	90°	180°	270°	Srednja vrednost
D (mGy)	672,10	667,92	668,90	667,68	669,15
D (%)	100,44	99,82	99,96	99,78	100,00
ΔD (%)	0,44	0,18	0,04	0,22	0,22

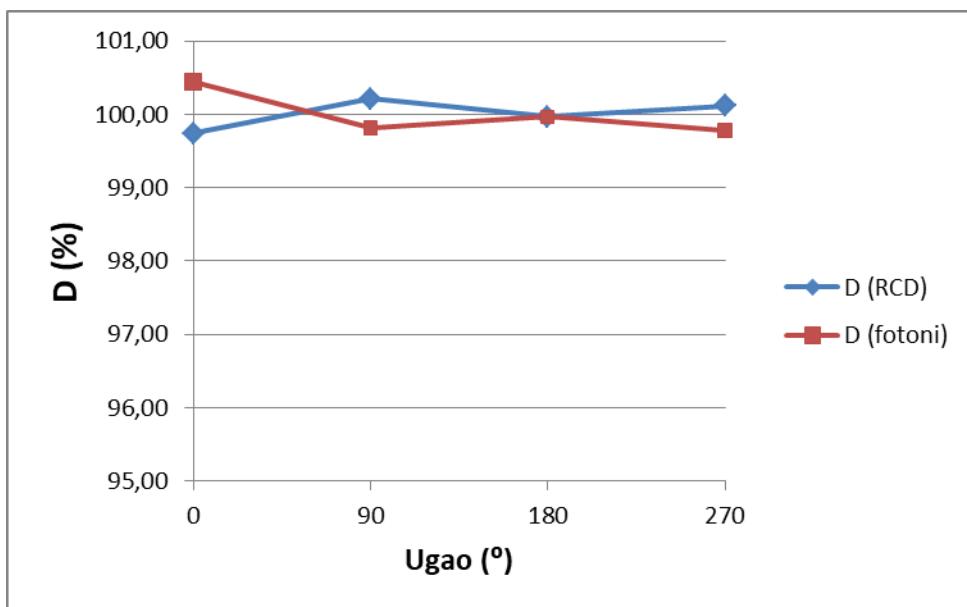
Tabela 9. Rezultati ugaone zavisnosti u RCD za komoru FC65-G 3269

	0°	90°	180°	270°	Srednja vrednost
D (mGy)	39,56	39,75	39,65	39,71	39,66
D (%)	99,74	100,21	99,97	100,12	100
ΔD (%)	0,26	0,21	0,03	0,12	0,15

Rezultati su prestavljeni i grafički (slike 35. i 36.).



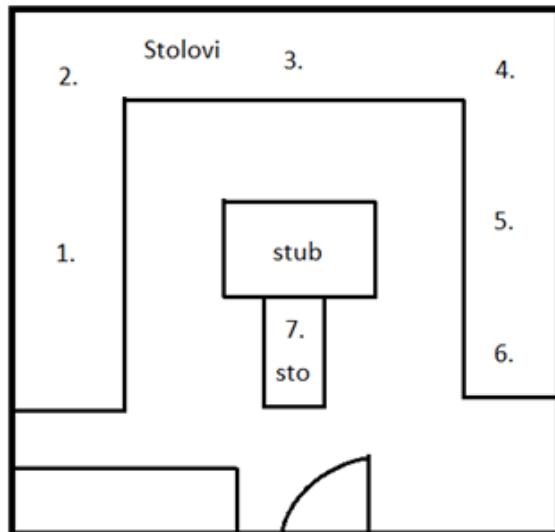
Slika 35. Ugaona zavisnost u snopu energije 6 MV i u uređaju za proveru stabilnosti komora (polarni koordinatni sistem)



Slika 36. Ugaona zavisnost u snopu energije 6 MV i u uređaju za proveru stabilnosti komora (Dekartov koordinatni sistem)

6) Uticaj fona na merenja

Fon je meren u 7 tačaka u prostoriji (slika 19.), a rezultati su dati u tabeli 3.



Slika 37. 7 tačaka u prostoriji u kojima je izmeren fon

Tabela 10. Nivo fona u prostoriji

Merenja u prostoriji	H*(10) ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)
1	0,070
2	0,060
3	0,062
4	0,074
5	0,068
6	0,068
7	0,069
Srednja vrednost za celu prostoriju	0,067

Radi evaluacije uticaja fona na merenja u RCD, određena je jačine doze oko RCD uređaja, kao što je prikazano na slikama 17 i 18. Merenja su izvršena u 4 tačke oko izvora i to u situacijama: sa olovnom zaštitom debljine 5 cm, bez jednog olovnog bloka i bez svih olovnih blokova. Rezultati su dati u tabeli 5.

Tabela 11. Jačina doze oko RCD

Za FC65-G		Jačina doze ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)		
		sa olovnom zaštitom	bez olovne zaštite	potpuno bez zaštite
	1	0,106	0,114	0,30
	2	0,116	0,118	0,30
	3	0,105	0,112	0,29
	4	0,091	0,112	0,29

Za PPC40		Jačina doze ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)		
		sa olovnom zaštitom	bez olovne zaštite	potpuno bez zaštite
	1	0,46	1,15	2,25
	2	0,44	1,11	2,25
	3	0,43	1,09	2,24
	4	0,42	1,12	2,24

S obzirom da je srednja vrednost fona u prostoriji $0,067 \mu\text{Sv}/\text{h}$, na očitavanje ionizacionom komorom u RCD uređaju, sa olovnom zaštitom oko uređaja, fon praktično ne utiče, kao i na merenja sa delimičnom ili potpuno uklonjenom olovnom zaštitom. Odnosno, merenja monitorom doze ukazuju na male jačine doze u okolini RCD, reda do 4 fona za RCD za farmer komore, dok je za PPC40 komore, gde je izvor otvoren, uticaj fona na merenje još manji, s obzirom na veće jačine doze izvora za planparalelne komore.

Sa druge strane, struje curenja merene pre svake upotrebe komore meri i uticaj fona na očitavanje ionizacione komore, tj. uticaj fona se ne može izbeći. U stavci 1. Rezultata pokazano je koliki je deo procenta fon i curenje u odnosu na merenje unutar RCD (od 125 do 3000 puta manje, u proseku 695 puta manje). Prosečna struja fona i curenja je 0,03 pA a merenja u RCD 0,0115 nA.

7) Post-iradijaciona struja curenja

Nakon 10 min neprekidnog ozračivanja, u prvih 5 s, struja curenja treba da padne na 1,0% od njene vrednosti koja je bila na kraju ozračivanja [6]. Rezultati merenja su dati u sledećoj tabeli:

Tabela 12. Rezultati za post-iradijacionu struju curenja

Energija fotona	Napon	I (nA) nakon 10min zračenja	I (nA) nakon 5 s od kraja zračenja	I curenja(%)
6 MV	U=+300V	2,042	0,0004	
	U=+300V	2,042	0,0003	
Srednja vrednost		2,042	0,00035	0,017
10 MV	U=+300V	2,045	0,0001	
	U=+300V	2,044	0,0001	
Srednja vrednost		2,0445	0,0001	0,005
15 MV	U=+300V	2,048	0,0001	
	U=+300V	2,052	0,0002	
Srednja vrednost		2,050	0,00015	0,007

Diskusija

1. Struja curenja bez izvora

Ukupna vrednost struje curenja cilindričnih ionizacionih komora ne prelazi 0,42% u odnosu na struju dobijenu pomoću RCD, što se vidi u tabeli 3. Granica dozvoljenog odstupanja je 0,5 %. Struja curenja planparalelnih komora odstupa od 0,5 - 0,8 %, što je iznad dozvoljenih vrednosti za cilindrične komore, međutim, za planparalelne komore ovih granica u literaturi ni nema.

2. Kratkoročna reproducibilnost

Kratkoročna reproducibilnost je predstavljena graficima za svaku komoru posebno. Možemo uočiti da se sve dobijene vrednosti nalaze u okviru dozvoljenih granica od 0,5 % srednje vrednosti, a neke se nalaze čak i u granicama od 0,05 %. Rezultati dobijeni za kratkoročnu reproducibilnost su u saglasnosti sa rezultatima dobijenim u radu „*Use of a radioactive check device for redundancy check of ionization chambers*“ [7].

3. Dugoročna reproducibilnost

Test dugoročne reproducibilnosti se radi sa razmakom imedu merenja od 6 meseci do godinu dana. Zbog nedostatka vremena, ovaj test je urađen sa razmakom od 3 meseca. Rezultati se uklapaju u dozvoljena odstupanja do 1,0 %.

4. Linearnost u vremenu

Linearnost je jedna od bitnijih osobina svakog dozimetra. Rezultati pokazuju da su odgovori dozimetara linearni u opsegu od 1 min do 20 min. Iskustveno je dokazana njihova linearnost i na mnogo većim vremenskim intervalima, ali to ovde nije ponovljeno zbog vremenskih ograničenja.

5. Ugaona zavisnost

Odgovor komore u testu ugaone zavisnosti može varirati do 1,0 %. Ovaj uslov zadovoljavaju sve komore. Ono što možemo primetiti je da se cilindrične komore ponašaju slično, odnosno, primećuje se određen pad odgovora komora na uglovima 180° i 270° , što navodi na zaključak da se izvor ne nalazi u samom centru uređaja (RCD) tj. osa uređaja se ne poklapa sa osom izvora. Na osnovu srednje vrednosti odstupanja ΔD_{sr} (tabela 6.) može se zaključiti da komora sa serijskim brojem 670 ima najpravilniji odgovor.

Za planparalelne komore tipa PPC40 se može zaključiti isto, odnosno, postoji verovatnoća da izvor nije postavljen ravnomerno u centru uređaja. Komora PPC05 je komora manjih dimenzija, jedina ovog tipa u ovom eksperimentu, pa za nju ne možemo doneti sličan zaključak jer ne postoji drugi set merenja kojim bismo potvrdili ovakvo ponašanje PPC05 komore.

Rezultati ugaone zavisnosti dobijene za komoru FC65-G 3269 dobijene pomoću RCD-a upoređeni su sa rezultatima dobijenim za istu komoru u fotonskom snopu energije 6 MV. Ne primećuje se sličnost u ponašanju, ali su rezultati u granicama dozvoljenih vrednosti. Nepostojanje sličnosti u rezultatima ukazuje na uzrok vezan za vrstu izvora zračenja (RCD ili fotonski akceleratorski snop). Farmer komora u snopu 6 MV se ponaša potpuno izotropno, sa odstupanjem 0,15 % što je očekivano ponašanje komore, s obzirom da se prilikom kalibracije snopa ne vodi računa o položaju komore. Efektivna tačka merenja nalazi se u centru komore, odnosno na osi komore (slika 5.). Komora se u potpunosti nalazi u homogenom snopu, u ekvilibrijumu.

6. Uticaj fona na merenje

Proveren je uticaj fona na merenje, odnosno u kom procentu fon utiče na dobijene rezultate. S obzirom da je vrednost fona izmerenog u sobi oko $0,067 \mu\text{Sv}/\text{h}$, a isto merenje oko izvora bez zaštitnih blokova oko $0,3 \mu\text{Sv}/\text{h}$, zaključujemo da je vrednost ambijentalne doze oko uređaja 4 – 5 puta veća od izmerenog fona, ali je vrednost još uvek veoma mala, odnosno spada u nivo standardnog fona. Kod uređaja za planparalelne komore rezultati su malo drugačiji jer je izvor izmešten iz olovnog kontejnera. Vrednost izmerene ambijentalne doze je oko $2,25 \mu\text{Sv}/\text{h}$ bez zaštitnih olovnih blokova, pa zaključujemo da je ambijentalna doza oko 33 puta veća od izmerenog fona. Zaključujemo da što je veća brzina doze i što je izvor otvoreniji to je uticaj fona na rezultat manji.

Prosečna struja fona i curenja zajedno je $0,03 \text{ pA}$ što je oko 10 puta manje nego što je dobijeno u radu „*Use of a radioactive check device for redundancy check of ionization chambers*“ [7]. Ovo može biti posledica konstrukcije same komore ili generacije komore.

7. Post-iradijaciona struja curenja

Struja curenja koja je dobijena 5 s posle ozračivanja ne prelazi 0,02 % vrednosti koja je dobijena na kraju ozračivanja, što je 50 puta manje od dozvoljenih 1,0 %. Ovaj parametar ukazuje na kvalitet konstrukcije jonizacionih komora.

Zaključak

Da bi obezbedili da se doza koja se isporučuje pacijentima nalazi u okviru dozvoljenih odstupanja, veoma je bitno da dozimetri i akceleratori budu kalibrисani. U ovom radu proverene su neke osobine ionizacionih komora pomoću uređaja za proveru stabilnosti komora sa radioizotopom ^{90}Sr i u fotonskom snopu energije 6 MV. IAEA daje preporuku da se pre i posle svakog kalibrisanja komore provere pomoću *Radioactive Check Device*.

Testovi koji su urađeni, preporučeni su od strane IEC 60731 „*Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*“. Dozvoljena odstupanja sa kojima su poređeni rezultati takođe su preporučena u istom dokumentu. Testovi su sledeći: struja curenja bez izvora, kratkoročna reproducibilnost, dugoročna reproducibilnost, linearnost u vremenu, ugaona zavisnost komore, uticaj fona na merenje i post-iradijaciona struja curenja. Rezultati svih testova su bili u okviru dozvoljenih granica.

Provera stabilnosti rada ionizacionih komora treba da bude obavezna stavka u programu kontrole kvaliteta svih uređaja na klinikama za radioterapiju, kao što preporučuju međunarodna tela.

Reference

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, IAEA, Vienna, 2000.
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY , Calibration of reference dosimeters for external beam radiotherapy, IAEA, Vienna, 2009.
- [3] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics : A Handbook For Teachers And Students, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [4] Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, High-Energy Electron Beam Therapy Dosimetry with Ionisation Chambers, SSRMP, 2002.
- [5] IBA Dosimetry GmbH, Radioactive Stability Check Device (RSCD) User's Guide, IBA Dosimetry GmbH, Germany, 2011.
- [6] International Electrotechnical Commission, Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy, IEC, Geneva, Switzerland, 2016.
- [7] N. P. S. Sidhu, Alkis Rouvas, Patrick Cadman, Use of a radioactive check device for redundancy check of ionization chambers, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 1, No. 4, Fall 2000.

Biografija

Mančev Jelena rođena je 4.9.1994. u Zrenjaninu. Završila je osnovnu školu „Petar Petrović Njegoš“ u rodnom gradu i Zrenjaninsku gimnaziju. 2019. godine završava osnovne akademske studije fizike, smer medicinska fizika, na Prirodno – matematičkom fakultetu u Novom Sadu i odmah upisuje master akademske studije medicinske fizike. Od jula 2020. godine volontira na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije: Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa: Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada: Master rad

VR

Autor: Jelena Mančev

AU

Mentor: Prof. dr Borislava Petrović

MN

Naslov rada: Kontrola kvaliteta ionizacionih komora

NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja: Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje: Vojvodina

UGP

<i>Godina:</i>	2020
GO	
<i>Izdavač:</i>	Autorski reprint
IZ	
<i>Mesto i adresa:</i>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
MA	
<i>Fizički opis rada:</i>	Broj poglavlja: 8
FO	Broj strana: 53
<i>Naučna oblast:</i>	Fizika
NO	
<i>Naučna disciplina:</i>	Medicinska fizika
ND	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	Jonizaciona komora, uređaj sa radioaktivnim izvorom za proveru stabilnosti odziva jonizacionih komora, dozimetrija, apsorbovana doza
PO	
UDK	
<i>Čuva se:</i>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	
<i>Važna napomena:</i>	nema
VN	
<i>Izvod:</i>	Provera stabilosti rada jonizacionih komora je jedan od preporučenih testova u programu kontrole kvaliteta. Provere stabilnosti se rade pomoću uređaja sa radioizotopom a dozvoljena odstupanja sa kojima su poređeni rezultati su preporučena u IEC 60731. Uređaj za proveru stabilnosti sadrži radioaktivni izotop ^{90}Sr koji ima fiksnu geometriju. Proveravali smo 6 cilindričnih i 3 planparalelne komore. Urađeni su sledeći testovi: struja curenja bez izvora, kratkoročna reproducibilnost, dugoročna reproducibilnost, linearost odgovora u vremenu, ugaona zavisnost komore u uređaju za proveru stabilnosti komora i u fotonskom snopu energije 6 MV u vodenom fantomu, uticaj fona na merenje i post-iradijaciona struja curenja. Rezultati su korigovani za temperaturu, pritisak i faktor raspada. Svi rezultati se nalaze u okviru dozvoljenih odstupanja preporučenih od strane IEC.

Datum prihvatanja teme od NN veća: 10.9.2020.

DP

Datum odrane:
25.9.2020.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: Prof. dr Maja Stojanović

član: Prof. dr Borislava Petrović

član: Doc. dr Kristina Bikit Šreder

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type: Monograph publication

DT

Type of record: Textual printed material

TR

Content code: Final paper

CC

Author: Mančev Jelena

AU

Mentor/comentor: Prof. dr Borislava Petrović

MN

Title: Quality control of ionization chambers

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2020

PY

Publisher: Author's reprint

PU

Publication place: Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PP

Physical description: Number of chapters: 8
PD Number of pages: 53

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/Key words: Ionization chambers, radioactive check device (RCD), dosimetry, absorbed dose

SKW**UC**

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note: none

N

Abstract: Stability check of ionization chamber is one of the recommended quality assurance tests. The stability check can be done by radioactive check device and results should fall within appropriate limits set by the IEC 60731.

Radioactive check device contains long-lived radioactive source (Strontium 90) and has fixed geometry. We have investigated in total 6 farmer type chambers and 3 parallel-plate. The tests conducted were as follows: short-term repeatability, long term reproducibility, leakage current, time/dose response linearity, angular response of chamber placed in a holder of radioactive check device and after that in 6 MV beam in water phantom, the amount of background radiation by survey meter and its influence on measurements, post-irradiation leakage. All results were corrected for temperature, pressure and decay. All results were compared to IEC limits, and fall within allowed limits.

Accepted by the Scientific Board: 10.9.2020.

ASB

Defended on: 25.9.2020.

DE

Thesis defend board:

DB

President: Prof. dr Maja Stojanović

Member: Prof. dr Borislava Petrović

Member: Doc. dr Kristina Bikit Šreder