



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO--MATEMATIČKI
FAKULTET



**Interkomparacija brahiterapijskih jonizacionih komora korišćenjem
HDR izvora ^{192}Ir**

- Master rad -

Mentori:
Prof. dr Borislava Petrović
dr Miloš Živanović

Kandidat:
Nevena Radovanlija
304m/21

Novi Sad, 2022.

Ovim putem želela bih da izrazim zahvalnost mentorima ovog rada – prof. dr Borislavi Petrović i dr Milošu Živanoviću, na angažovanosti, sugestijama, savetima, smernicama, ukazanom poverenju i strpljenju.

Hvala fizičarima sa Instituta za onkologiju Vojvodine i Institutu za nuklearne nauke „Vinča“ koji su pomogli izvedbi eksperimentalnog dela rada i obezbedili odgovarajuću opremu.

Beskrajnu zahvalnost dugujem svojim roditeljima, porodici i prijateljima.

Nevena Radovanlija

Sadržaj

1.	Uvod.....	1
1.1.	Brahiterapija – istorijat i osnovni pojmovi.....	1
1.2.	Brahiterapijski izvori	2
1.2.1.	Izvor ^{192}Ir	2
1.3.	Kalibracija brahiterapijskih izvora.....	4
1.3.1.	Karakteristike „well“ komora	5
1.3.2.	„Afterloading“ mašine	6
1.3.3.	Izvor zračenja.....	7
1.4.	Referentna jačina kerme i snaga kerme u vazduhu	8
1.5.	Procedura kalibracije izvora	9
1.5.1.	Osetljiva tačka komore.....	10
1.5.2.	Merenja potrebna za korekcije	11
1.5.3.	Upoređivanje merenih i standardnih vrednosti	13
1.6.	Kontrola kvaliteta u brahiterapiji	13
2.	Metodologija.....	15
2.1.	Procedura merenja.....	18
2.1.1.	Interkomparacija	20
2.2.	Metodologija analize stabilnosti komore	20
3.	Rezultati.....	21
3.1.	Interkomparacija komora.....	21
3.2.	Analiza stabilnosti „well“ komore.....	24
4.	Diskusija	27
4.1.	Interkomparacija komora.....	27
4.2.	Analiza stabilnosti komore	27
5.	Zaključak	32
6.	Reference	33

1. Uvod

1.1. Brahiterapija – istorijat i osnovni pojmovi

Fizika u medicini ima svoju najveću primenu u okviru sprovođenja dijagnostičkih i terapijskih procedura benignih i malignih promena pomoću ionizujućeg zračenja. U zavisnosti od pozicije izvora u odnosu na metu, razlikuju se dve vrste zračne terapije: teleterapija (terapija spoljašnjim izvorom zračenja), i brahiterapija (terapija pomoću izvora radioaktivnog zračenja koji se može postaviti unutar ljudskog organizma, to jest u neposrednu blizinu područja određenog za zračenje).

Prvi radioaktivni izvor koji je korišćen u svrhe brahiterapije bio je ^{226}Ra , koji su otkrili Pjer i Marija Kiri 1898. godine. Vođeni Bekerelovim otkrićem radioaktivnosti 1896. godine, ovaj bračni i par istraživača sprovodio je istraživanja radioaktivnih elemenata, od kojih je prvi u nizu bio polonijum, a potom i radijum. Nedugo zatim 1903. godine zabeležen je prvi tretman karcinoma korišćenjem radijuma, i to u slučaju pacijentkinje sa malignitetom cerviksa uterusa.

Prva brahiterapija pomoću Ra izvora sa uspešnim ishodom odigrala se iste godine u Sankt Peterburgu, gde su dva pacijenta sa tumorom bazalnih ćelija na licu tretirana površinskim aplikatorima, koji su postavljeni u neposrednu blizinu promena na licu. Nakon toga, razvile su se intrakavitarne tehnike za tretman karcinoma grlića materice, materice, i endometrijuma, a nekoliko godina posle došlo je i do intersticijalne brahiterapije radijumom [1].

Izvori koji se danas koriste su mali i enkapsulirani i kao i ranijih decenija, postavljaju se u blizinu oblasti koju je potrebno ozračiti, ili unutar same zapremine tumora.

Apsorbovana doza koja se na ovaj način isporučuje, isporučuje se kontinualno. U slučaju da se isporučuje u kratkom vremenskom periodu, nakon čega se izvori uklanjuju iz, ili sa pacijenta, u pitanju su privremeni implanti izvora, a ako se doza isporučuje u toku celog života izvora do njegovog potpunog raspada, reč je o trajnim implantima. U slučaju trajnih implanata, izvori se ne uklanjaju, već doživotno ostaju u organizmu pacijenta. Ovo je jedna od mogućih podela brahiterapijskih tretmana- prema dužini zadržavanja izvora u telu pacijenta.

Druga podela brahiterapije, u odnosu na mesto postavljanja implanta, je na: intrakavitarnu, u kom slučaju se izvor postavlja unutar telesnih šupljina koje se nalaze u neposrednoj blizini tumora: i na intersticijalnu, kada se izvor postavlja unutar zapremine samog tumora. Intrakavitarna terapija je uvek privremena i kratkotrajna, a intersticijalna može biti i privremena i trajna. Osim ove dve grupe, postoje i površinska brahiterapija (postavljanje izvora direktno na površinu koja se leči), intraluminalna (izvor se postavlja unutar lumena), intraoperativna (izvor se u ciljanu zapreminu postavlja u toku operacije) i intravaskularna (izvor se postavlja unutar arterija), ali se

prve dve vrste daleko češće aplikuju jer je mnogo veća incidenca tumora koji se leče intrakavitarno ili intersticijalno, nego ostalih [2].

Prema jačini isporuke doze, razlikuju se:

1. Brahiterapija malom jačinom doze - *Low dose rate* (LDR), sa jačinom doze u opsegu 0,4 – 2 Gy/h;
2. Brahiterapija srednjom jačinom doze - *Medium dose rate* (MDR), sa jačinom doze u opsegu 2 – 12 Gy/h;
3. Brahiterapija velikom jačinom doze - *High dose rate* (HDR), sa jačinom doze preko 12 Gy/h, gde spada i izvor ^{192}Ir [1].

Prednost brahiterapije nad terapijom spoljašnjim snopom zračenja je bolja lokalizacija doze na zapreminu tumora, ali je nedostatak taj što često ne može da se primeni – što iz anatomske razloga, što zbog toga što je neophodno da tumor koji se tretira brahiterapijski bude dobro lokalizovan i relativno malih dimenzija.

1.2. Brahiterapijski izvori

U opštem slučaju, izvori koji se koriste u brahiterapiji su enkapsulirani. Funkcija kapsule je da obezbedi rigidnost izvora, apsorbuje alfa komponentu zračenja i beta zračenje koje prethodi emisiji fotonskog zračenja prilikom raspada izvora.

Izbor odgovarajućeg radionuklida zasniva se na nekoliko fizičkih i dozimetrijskih karakteristika. Važno je u obzir uzeti energije fotona i domet čestičnog zračenja, što je značajno zbog dubine prodiranja u tkiva, ali i po pitanju materijala koji se koristi za izradu kapsule ili zaštitu; potom je važno obratiti pažnju na vreme poluživota radionuklida, HVL u olovu, specifičnu aktivnost izvora, jačinu izvora i slično.

Sa aspekta vrste zračenja koje potiče od radionuklida, razlikuju se:

- Fotonski izvori: ^{226}Ra i ^{222}Rn , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{103}Pd
- Beta izvori: $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$
- Neutronski izvori: ^{252}Cf

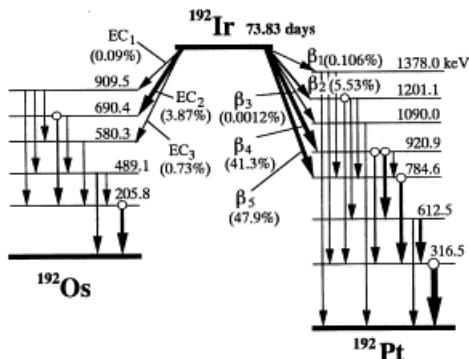
Izvori ^{226}Ra i ^{222}Rn su na početku brahiterapije intenzivno korišćeni, ali su iz upotrebe izbačeni iz bezbednosnih razloga i potrebe za boljom zaštitom od izvora koji su i danas u upotrebi. Bez obzira na to, istorijski su bili značajni jer su služili za razvoj određenih modela i koncepcata koji se i dalje koriste u brahiterapiji [1,3].

Elektronski i neutronski emiteri najčešće se koriste u tretmanu površinskih lezija.

Izvori se prave u obliku iglica, cevčica, žica, peleta, semenki, i najčešće su dvostruko enkapsulirani da bi obezbedili odgovarajuću zaštitu od alfa i beta zračenja, ali i da spreče curenje radioaktivnog materijala [1].

1.2.1. Izvor ^{192}Ir

Izvor ^{192}Ir koji se koristi u brahiterapiji je izvor koji se u 95% slučajeva raspada putem β^- (elektronskog) raspada i to na treće i četvrto pobuđeno stanje ^{192}Pt , odakle dolazi do prelaska jezgra platine u osnovno stanje uz emisiju gama fotona. Drugi način za radioaktivni raspad, sa udelom u verovatnoći od 5%, je prelaz u pobuđena stanja ^{192}Os putem elektronske konverzije, koji takođe, prilikom prelaska u osnovno stanje emituje fotone gama zračenja. Upravo ovo gama zračenje, koje pokriva širok spektar energija, daje značajnu prednost korišćenju iridijuma u terapiji u odnosu na ostale izvore, a osim toga pogodan je i njegov period poluraspada koji iznosi 73,8 dana [1,2].



Slika 1: Šema raspada ^{192}Ir (izvor: oncologymedicalphysics.com)

Iridijumski izvori pogodni su za korišćenje u brahiterapiji zato što postoji mogućnost da se naprave relativno malih dimenzija, ali istovremeno odgovarajuće aktivnosti. Važno je da izvor bude malih dimenzija da bi bio moguć njegov transfer kroz delove mašine i aplikatore koji se u brahiterapiji koriste za pozicioniranje izvora – tzv. „afterloading“ mašine, a osim toga, samo pozicioniranje izvora je jednostavnije obaviti u tom slučaju. Izvor iridijuma spada u izvore velike jačine doze, i nije preporučljivo da se u aplikator postavlja manuelno, kako bi se sprečilo nepotrebno izlaganje osoblja dodatnoj dozi zračenja.

Iako je način radioaktivnog raspada iridijuma takav da on u terapijske svrhe može da se koristi najduže u vremenskom periodu od tri svoja perioda poluraspada, ova osobina se može smatrati i njegovom manom, pošto ima relativno kratak period poluraspada. Dakle, moguće je zaključiti da je optimalno vreme korišćenja jednog iridijumskog izvora između tri i šest meseci, kada ga je obavezno zameniti kako bi se osiguralo održanje kvaliteta terapije. Iridijum je i dalje najkorišćeniji izvor u svrhe brahiterapije, zato što je cena njegove proizvodnje mala.

Izvori iridijuma se, dakle, redovno menjaju kako bi bili upotrebljivi u kliničke svrhe.

Izvor koji više nije u upotrebi se uklanja, a novi izvor je neophodno kalibrисати.

Kalibracija izvora je proces koji se vrši pomoću ionizacionih komora specifičnih za brahiterapiju – tzv „well“ komora.

1.3. Kalibracija brahiterapijskih izvora

Kalibracija izvora je postupak koji se sprovodi kako bi se korisnik uverio da je izvor sa kojim se stupa u terapiju zaista onaj izvor koji garantuje proizvođač svojim sertifikatom, i da shodno tome ima željene karakteristike i vrednosti odgovarajućih veličina. Obično, veličine koje služe sa opisivanje izvora su njegova aktivnost i snaga kerme u vazduhu.

Kalibracija izvora koji se koriste u brahiterapiji vrši se pomoću specijalnih ionizacionih komora, koje su visokoosetljive zbog svoje velike aktivne zapremine, iz razloga što je izvor koji se kalibriše malih dimenzija.

Aparatura za kalibraciju sastoji se od:

- brahiterapijske ionizacione komore, u čiju šupljinu se smešta aplikator u koji dolazi izvor,
- „afterloading“ mašine, koja vrši pozicioniranje izvora putem aplikatora, a sa ionizacionom komorom je povezana pomoću cevi.,

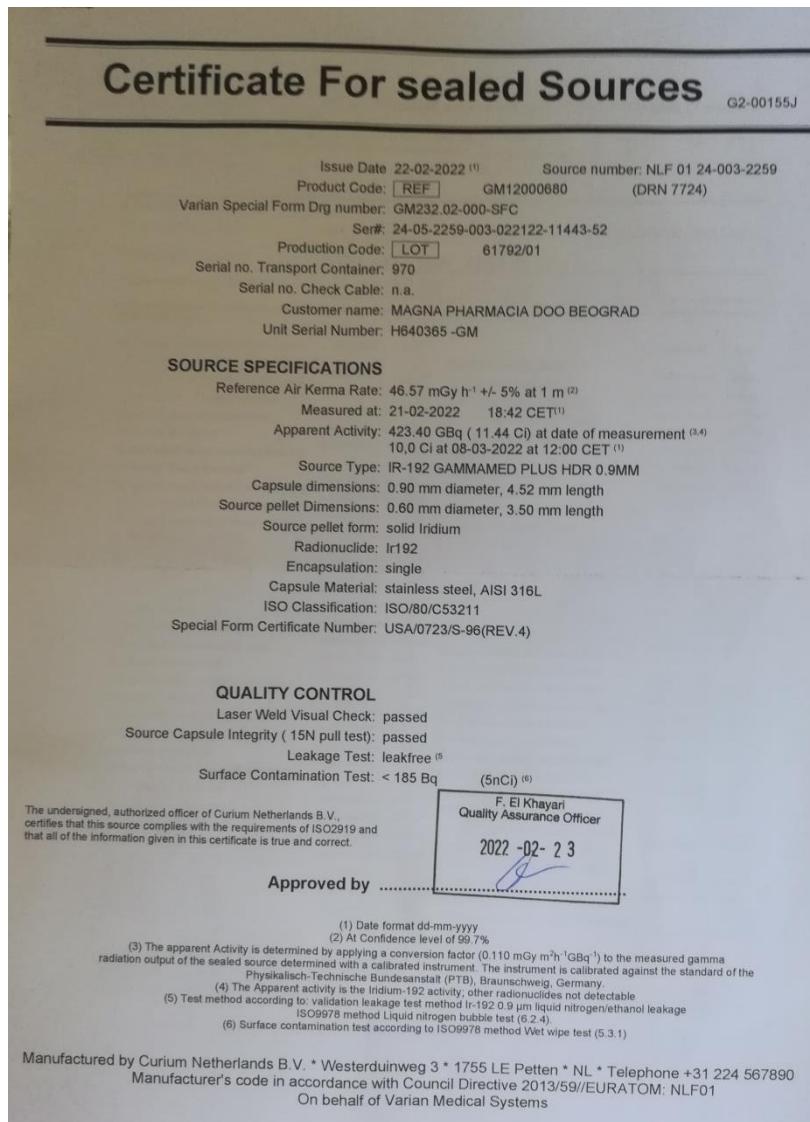
Sa druge strane, komora je povezana na elektrometar na kojem se očitava nanelektrisanje ili struja nastala u komori kao posledica dejstva zračenja na medijum ionizacione komore. Osim ovih delova aparature, neophodno je posedovati još i barometar i termometar, da bi se obavile korekcije zbog razlika ambijentalne temperature i pritiska tokom merenja u odnosu na standardne uslove merenja izvora. Korekcija se obavlja za brahiterapijske komore koje su otvorene prema atmosferi, jer se kalibracioni faktor referiše za standardne uslove.



Slika 2: Postavka aparature za kalibraciju izvora

Kod fotonskih izvora, kakav je i iridijum, veličina kojom se izvor kvantifikuje je referentna jačina kerme u vazduhu, na distanci 1m RAKR (po preporuci ICRU) ili snaga kerme u vazduhu (po preporuci AAPM). Kerma se definiše kao početna energija svih

čestica koje su nastale kao posledica interakcije fotona zračenja sa medijumom, u jedinici mase medijima.



Slika 3: Sertifikat izvora 192-Ir

1.3.1. Karakteristike „well“ komora

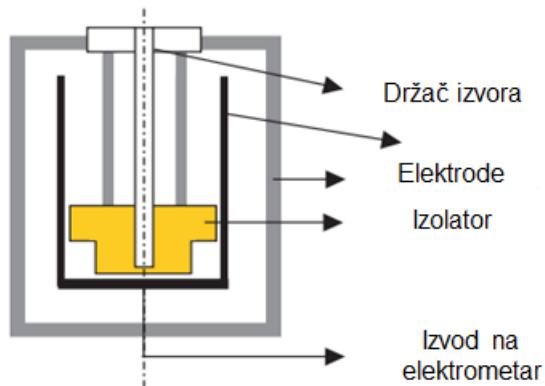
„Well“ komora, kao i svaka ionizaciona komora, sastoji se od dve elektrode, jedna od elektroda je zid komore, a druga elektroda je kolektujuća. Unutrašnji zid oblaže šupljinu u koju se smešta izvor, odnosno aplikator kroz izvor treba da prođe. Komora sadrži i izolacioni materijal, držač izvora, i izvod na elektrometar.

Razlikuju se komore otvorenog i zatvorenog tipa. U brahiterapiji se češće koriste komore otvorenog tipa, iz prostog razloga stabilnosti i kontrole uslova, jer kod komora

zatvorenog tipa potrebno je vršiti još i dodatne kontrole stabilnosti temperature i pritiska unutar šupljine. Međutim, otvor ionizacione komore u koji se izvor i smešta, obezbeđuje to da je u unutrašnjosti komore pritisak jednak atmosferskom, i varijacije u ambijentalnim uslovima, koji se opisuju pomoću vrednosti temperature, pritiska i vlažnosti, imaju uticaj na merenja pomoću komore.

Karakteristika ionizacionih „well“ komora je postojanje tačke najveće osetljivosti, tzv. „sweet spot“. Nalazi se duž ose šupljine komore i prepoznaje se po tome što je u toj poziciji vrednost nanelektrisanja ili struje koja se očitava na elektrometru najveća. Smatra se referentnom tačkom i sva neophodna merenja pogodno je vršiti postavljanjem izvora baš u ovu poziciju.

Pozicija tačke zavisi pre svega od geometrijskih uslova komore, ali i od snage izvora, a u nekoj meri i od ambijentalnih uslova, u slučaju da se koriste komore otvorenog tipa.



Slika 4: Šematski prikaz "well" komore [4]

1.3.2. „Afterloading“ mašine

„Afterloading“ mašina je uređaj koji služi za postavljanje izvora u željene položaje prilikom vršenja terapije, kalibracije, ili drugih merenja. Ključna struktura mašine je sef, najčešće od volframa ili osiromašenog uranijuma, u kojem se pohranjuje izvor [2]. Materijal kojim je sef obložen služi za obezbeđivanje takvih uslova, koji će značajno smanjiti količinu zračenja izvan sefa i same mašine, na bezbednu vrednost.

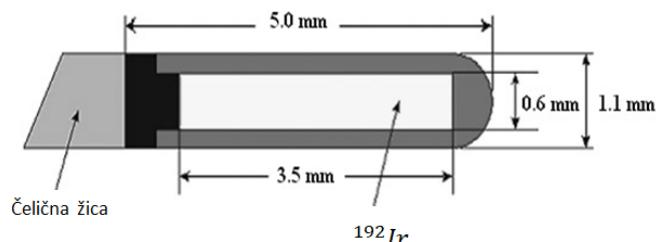
Mašina se prvenstveno koristi iz bezbednosnih razloga, ali i zbog jednostavnijeg rukovanja izvorima malih dimenzija, kakav je i ^{192}Ir . Kako su u upotrebi izvori visoke aktivnosti, ručno pozicioniranje nije preporučljivo zbog izlaganja osoblja velikoj dozi zračenja.

U toku upotrebe izvora, izvor iz sefa izlazi kroz cev – transfer tubu u aplikator, gde će se zadržati u različitim pozicijama odgovarajući period vremena u skladu sa planom rada, a po završetku, izvor se vraća u sef. Pre prolaska samog izvora, kroz cev prolazi „dummy“

– žica koja nije izvor zračenja, ali odgovara njegovim dimenzijama. Propušta se kroz cev i aplikator do dna komore, i vraća se, zadržavajući se u svakoj poziciji u kojoj i pravi izvor treba da se zadrži. Kada sistem dobije potvrdu da je cev prohodna i da su uslovi neophodni za rad zadovoljeni, kroz aplikator se propušta pravi izvor iridijuma, na isti način, do dna komore, odakle se zadržava u željenim položajima određeni period vremena, prema instrukciji koju mašina dobija iz terapijskog plana sa komandne konzole. Kako je izvor malih dimenzija i relativno brzo prolazi kroz cev, može doći i do eventualnih pomeranja cevi, ako ona nije dobro stacionirana, stoga je još jedna prednost prolaska žice bez izvora kroz cev provera bezbednosti postavke aparature - u slučaju da aparatura nije u potpunosti bezbedno povezana, sprečava se akcidentna situacija i potencijalno neplanirano ozračivanje pacijenta ili osoblja.

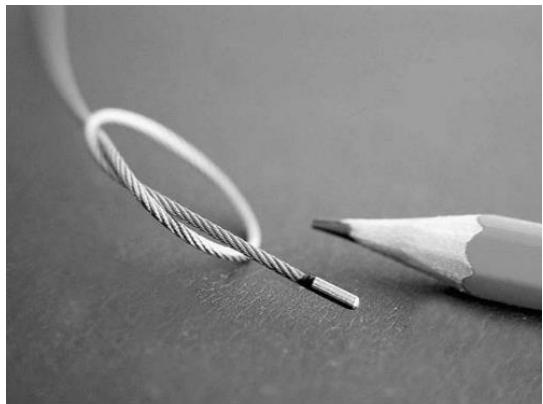
1.3.3. Izvor zračenja

Izvori iridijuma koji se koriste u svrhe terapije ili kalibracije malih su dimenzija: njihova dužina obično iznosi između 3 i 10 mm, a prečnika su manjeg od 1 mm. Napravljeni su tako da su postavljeni na jedan kraj čelične žice, i inkapsulirani su u zaštitni omotač. Njihova početna aktivnost je od 10 do 12 Ci, a sa jačinom apsorbovane doze do 700 cGy/min na 1 cm od izvora [2].



Slika 5: Izvor 192-Ir

Razlog pakovanja iridijuma u kapsule je taj što je veoma krt. Osim kapsula, praktikuje se i dopiranje platinom u određenoj razmeri, kako bi izvor mogao da zadrži odgovarajući i željeni oblik, a da ne izgubi na svojim svojstvima neophodnim za terapiju. Kapsule se prave od titanijuma ili nerđajućeg čelika da bi se izvor lakše kretao kroz transfer cevi i aplikator, a da ne dođe do dezintegracije izvora.



Slika 6: Iridijumski izvor [1]

Svaki od iridijumskih izvora koji se koristi u kliničke svrhe mora da ima sertifikat nadležne laboratorije za kalibraciju, u kojoj se navode osnovne karakteristike izvora, kao što su njegove dimenzije, oblik, materijal kapsule, aktivnost, referentna jačina kerme na datum koji navodi proizvođač, a koji je datum kalibracije. Ove informacije služe za potpuno opisivanje izvora.

Upotreba ovakvih izvora u brahiterapiji je poželjna zato što obezbeđuje dovoljno veliku dozu za tumorsko tkivo, a izvorom je zbog njegovih malih dimenzija relativno jednostavno rukovati.

1.4. Referentna jačina kerme i snaga kerme u vazduhu

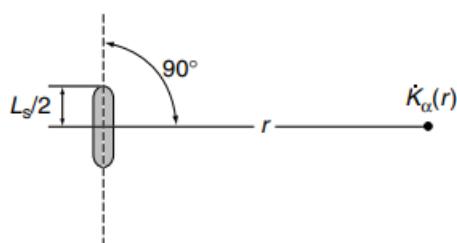
Da bi izvor bio bezbedan za korišćenje u kliničke svrhe potrebno je dobro poznavati njegovu dozu, i informacije o njoj prikupljaju se prilikom kalibracije. Značajne veličine za kalibraciju izvora su referentna jačina kerme u vazduhu (*Reference Air Kerma Rate-RAKR*) i snaga kerme u vazduhu (*Air Kerma Strength- AKS*). Obe su veličine koje se koriste za kvantifikaciju izvora koji su u upotrebi u brahiterapiji, s tim što je jačina kerme u vazduhu veličina koju za kalibraciju preporučuje Međunarodna komisija za radijacione veličine i merenja (ICRU), a snaga kerme u vazduhu je veličina koju predlaže Američko udruženje fizičara u medicini (AAPM) [1].

Poznato je da kerma predstavlja ukupnu početnu kinetičku energiju sekundarnih nanelektrisanih čestica, tj. čestica koje su nastale kao posledica interakcija zračenja sa sredinom kroz koju prolazi, odnosno elektrona i pozitrona, u jedinici mase te sredine. Jedinica za kermu je grej – Gy. Može biti definisana i u odnosu na vazduh ili vodu.

Referentna jačina kerme u vazduhu predložena je kao relevantna veličina za opisivanje izvora u ICRU Report 38. [1] Referentna jačina kerme u vazduhu se karakteriše kao jačina kerme u vazduhu na referentnoj udaljenosti na 1m od izvora zračenja, a uz korekcije na rasejanje i atenuaciju u vazduhu. Pogodna je za korišćenje baš zbog

upotrebe referentnih vrednosti, i stoga se može koristiti za kalibraciju. Merna jedinica za ovu veličinu je Gy/s, ali se u brahiterapiji češće koristi u formi $\mu\text{Gy}/\text{h}$ [1,3].

Snaga kerme u vazduhu kao pogodna veličina za kvantifikaciju izvora predložena je od strane AAPM u Report No. 21 [1]. Snaga kerme u vazduhu predstavlja proizvod jačine kerme u vazduhu na referentnoj udaljenosti od 1 m od izvora, i udaljenosti na kojoj se tačka merenja nalazi od izvora. U ovom pristupu izvor se mora smatrati tačkastim, tako da se referentna tačka nalazi na pravi koja je normalna na dužu osu izvora, a rastojanje mora biti dovoljno veliko da se izvor smatra tačkastim. Merna jedinica je $\text{cGy m}^2/\text{h}$ [1,3].



Slika 7: Šematski prikaz geometrije merenja snage kerme u vazduhu [1]; L_s -dužina izvora, r -rastojanje na kom se meri

Vrednosti referentne jačine kerme u vazduhu i snage kerme za jedinstven izvor su, što se tiče brojnih vrednosti, jednake. Upotreba jedne od veličina je pitanje konzistentnosti, a u kalibracionim sertifikatima se kao referentna veličina češće sreće snaga kerme u vazduhu. Ova veličina pokazuje svoje prednosti po pitanju fleksibilnosti – nije potrebno da referentno rastojanje iznosi 1m, kao u slučaju upotrebe referentne jačine kerme u vazduhu [1].

1.5. Procedura kalibracije izvora

Suština kalibracije izvora je poređenje izmerene snage kerme u vazduhu sa snagom kerme koju proizvođač garantuje u sertifikatu. Ova veličina daje garanciju da je ispitivani izvor tačno onaj izvor koji odgovara sertifikatu, a osim toga, dobijaju se podaci i o snazi kerme i aktivnosti izvora na dan početka njegove upotrebe. Poželjno je da aktivnost izvora na dan uvođenja u kliničku upotrebu iznosi približno 10 Ci.

Dakle, prvenstveno je važno obratiti pažnju na sertifikat izvora. Na sertifikatu izvora navedene su informacije neophodne za kalibraciju: datum kada je kalibriran u referentnoj laboratoriji proizvođača, koju vrednost je tada imala snaga kerme u vazduhu, kolika je bila aktivnost izvora.

Potrebno je izračunati vrednost aktivnosti i snage kerme u vazduhu na dan kalibracije izvora u kliničkim uslovima. Poznato je da aktivnost pokazuje trend opadanja po eksponencijalnom zakonu, u saglasnosti sa vremenom poluraspada izvora. Kako su

aktivnost i snaga kerme direktno proporcionalni i povezani preko konverzionog koeficijenta snage kerme i aktivnosti (Air-Kerma Activity conversion coefficient), a koji iznosi $0,110 \text{ mGy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ GBq}^{-1}$, može se zaključiti da i snaga kerme prati eksponencijalni zakon opadanja, i stoga se može izračunati. Ove veličine su značajne zato što služe za poređenje sa izmerenim vrednostima istih tih veličina, a koje se mere u trenutku kalibracije u klinici.

Osim što izvor poseduje sertifikat, sertifikat poseduje i komora, a u njemu je naveden kalibracioni faktor za referentnu snagu kerme u vazduhu i vrednosti pritiska i temperature pri kalibraciji, koji se nazivaju standardnim uslovima, a služe za kasnije poređenje sa uslovima prilikom kalibracije u klinici, i korekcije na njih u odnosu na standardne.

Snaga kerme izvora u vazduhu može se izračunati koristeći obrazac (1):

$$S_k = \frac{A_{mps} P_{ion} P_{pol} P_{tp} P_{elec} N_{Sk}}{A_{ion}} \quad (1)$$

Gde su:

S_k - snaga kerme izvora

A_{mps} - struja koja se dobija iz srednje vrednosti količine nanelektrisanja prilikom merenja pri radnoj vrednosti napona, i vremena za koje se to merenje vrši;

P_{ion} - korekcija na rekombinaciju jona;

P_{pol} - korekcija na polaritet;

P_{tp} - korekcija na ambijentalne uslove;

P_{elec} - korekcija na elektrometar, dobijena iz sertifikata (ako je komora etalonirana odvojeno od elektrometra);

N_{Sk} - kalibracioni koeficijent ionizacione komore, iz sertifikata i

A_{ion} - korekcija komore na efikasnost prikupljanja jona, a koja se nalazi u sertifikatu komore.

1.5.1. Osetljiva tačka komore

Osetljiva tačka komore – „sweet spot“ predstavlja tačku na centralnoj osi šupljine komore u kojoj komora pokazuje najveću osetljivost, odnosno, kada se izvor nalazi u toj tački, na elektrometru će očitavanje biti maksimalno. Osetljiva tačka ujedno predstavlja i referentnu tačku komore, najpogodniju za sva merenja. Zato je i određivanje njenog položaja prvi korak pri kalibraciji.

Njeno određivanje unutar komore vrši se postavljanjem izvora u odgovarajuće, ekvidistantne pozicije unutar komore, i očitavanjem vrednosti na elektrometru. Izvor se

prvo uvodi u komoru do dna aplikatora, odakle se vraća u mašinu za pozicioniranje u koracima, a u svakoj poziciji se zadržava određeni period vremena. Potrebno je izvoru obezbiti dovoljno vremena za pozicioniranje.

Praćenjem rezultata već u toku merenja se može zaključiti gde se nalazi osetljiva tačka. Praksa je da se naznači njena relativna pozicija, obično u odnosu na dno komore, odakle merenje i počinje. Očekivano je da se ova referentna pozicija nalazi u bliskoj okolini polovine dubine komore, pa se u skladu s time interval merenja i podešava, kako bi došlo do uštede na vremenu prilikom merenja.

Pozicija tačke može da zavisi od aktivnosti i snage izvora, ali i od ambijentalnih uslova, ako je u pitanju komora otvorenog tipa. Praksa je pokazala da se izvesna odstupanja mogu javiti i prilikom merenja istom komorom. Stoga je obavezno prilikom svake kalibracije izvora određivati poziciju osetljive tačke. Odstupanja, iako se javljaju, nisu velika, ali ih ne treba ni zanemarivati.

Transfer tuba koja je odgovarajućim adapterom povezana na jedan od kanala mašine za pozicioniranje izvora, svojim drugim krajem postavlja se u aplikator unutar šupljine komore, gde se fiksira pomoću pripadajućeg zavrtnja. Važno je da transfer tuba prodire do dna komore, i važno je da je stabilno učvršćena. Za slučaj eventualnih grešaka, mašina ima postojeću proceduru za kontrolu merenja: pre prolaska samog izvora kroz cev, kroz cev prolazi test žica koja je po svim osobinama i dimenzijama identična žici na kojoj se nalazi izvor, ali u njenom slučaju izvora nema. Žica se naziva „dummy“, i služi za proveru prohodnosti cevi, kako ne bi došlo do opstrukcije i zadržavanja izvora prilikom njegovog prolaska, ali i za proveru fiksiranosti, pošto izvor velikom brzinom prolazi kroz cev i moglo bi doći do pomeranja cevi i eventualnog izvlačenja iz aplikatora, ako nije dovoljno dobro fiksirana, što bi moglo da omete ceo proces i učini neplanirano ozračivanje.

Kada su ispunjeni odgovarajući uslovi prohodnosti žice i postavke aparature, dolazi do prolaska pravog izvora kroz cev, zato što su bezbednosni uslovi ispunjeni i može se tvrditi da neće biti nepredviđenih situacija sa tog aspekta. Potom se vrši pozicioniranje izvora i merenje, kako je objašnjeno u ranijem delu ovog rada.

1.5.2. Merenja potrebna za korekcije

Iz obrasca koji se koristi za računanje snage kerme u vazduhu očigledno je da su, pored vrednosti nanelektrisanja koja se mere u referentnoj tački, potrebna i izvesna merenja koja će obezbiti neophodne korekcije na ambijentalne uslove, polaritet, rekombinaciju i prikupljanje jona. Zbog toga se vrši serija merenja sa različitim vrednostima napona polarizacije komore, a napon polarizacije se menja promenom podešavanja elektrometra. Konkretno, uzima se jedna vrednost napona, za koju se merenje vrši i za negativan i za pozitivan predznak polariteta, a treća vrednost napona je polovina početne vrednosti (recimo, 300 V, -300 V, -150 V). Za te vrednosti napona polarizacije

komore, očitavaju se vrednosti sa elektrometra, i napisetku, ako je u pitanju očitavanje nanelektrisanja, određuje se njegova srednja vrednost.

U slučaju da se za kalibraciju koriste komore otvorenog tipa, što je obično slučaj, potrebno je uzeti u obzir kako trenutne vrednosti temperature i pritiska utiču na merenje, korekcijom u odnosu na standardne uslove. Korekcija na temperaturu i pritisak vrši se pomoću obrasca (2):

$$P_{TP} = \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} * \frac{p_0}{p} \quad (2)$$

Gde su T i p vrednosti koje se očitavaju sa termometra i barometra u trenutku kalibracije izvora u kliničkim uslovima, T_0 referentna temperatura i p_0 referentni pritisak. Najčešće je referentna temperatura $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ ili $22\text{ }^{\circ}\text{C}$, a pritisak 101325 Pa , a informacije o njima se mogu naći u sertifikatu komore.

U okviru zapremine šupljine, osim što dolazi do oslobođanja nanelektrisanih čestica i njihovog prikupljanja na odgovarajućim elektrodamama, može doći i do rekombinacije jona, stoga je i za tu pojavu potrebno uvesti određene korekcije. Korekcija se vrši merenjem vrednosti potencijala pomoću dvovolatažne tehnike. Korekcija na rekombinaciju jona može se izračunati pomoću jednačine (3):

$$P_{ion} = \left(\frac{4}{3} - \frac{M_1}{3M_2} \right)^{-1} \quad (3)$$

Gde je M_1 očitavanje sa elektrometra za jednu vrednost potencijala, M_2 je očitavanje sa elektrometra za drugu vrednost potencijala, a pritom mora da važi da je $\frac{M_1}{M_2} = 2$ [5].

Izvesne razlike u ponašanju merenja mogu se javiti i u odnosu na polaritet korišćenog napona. Korekcija na polaritet se može izračunati putem jednačine (4):

$$P_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (4)$$

Gde su M_+ i M_- vrednosti sakupljenog nanelektrisanja koristeći napon polarizacije sa pozitivnim i negativnim polaritetom, respektivno, a M očitavanje sa elektrometra za napon koji se inače koristi pri radu [3].

Koriste se i korekcija elektrometra P_{elec} koja može da se dobije iz njegovog sertifikata i korekcija na efikasnost prikupljanja jona A_{ion} , koja se nalazi u sertifikatu „well“ komore. Pritom, važno je obratiti pažnju i prilikom tumačenja sertifikata elektrometra, zato što se u nekim slučajevima komora kalibriše zajedno sa elektrometrom, a nekada ne.

Za izračunavanje vrednosti snage kerme u vazduhu potreban je i N_{Sk} , kalibracioni faktor „well“ komore, preuzet iz njenog sertifikata.

1.5.3. Upoređivanje merenih i standardnih vrednosti

Nakon prikupljanja svih potrebnih podataka, pristupa se računanju vrednosti snage kerme u vazduhu za korišćeni izvor zračenja, i njenom poređenju sa vrednošću koju garantuje proizvođač izvora. Poređenje se vrši na osnovu relativne greške:

$$\delta = \frac{S_k - S_{k0}}{S_{k0}} * 100\% \quad (5)$$

Gde je S_k jačina kerme dobijena računanjem, a S_{k0} jačina kerme iz proizvođačkog sertifikata.

Poželjno je da rezultat poređenja bude u okviru 5% tolerancije. Tada se izvor smatra odgovarajućim sertifikatu i može se pustiti u rad.

1.6. Kontrola kvaliteta u brahiterapiji

Kontrola kvaliteta predstavlja niz postupaka koje je potrebno sprovesti prema određenom planu, kako bi se osigurala bezbednost upotrebe određenog uređaja ili izvora zračenja. U slučaju ionizacionih komora, a koje se neretko koriste u svrhe ispitivanja kvaliteta i bezbednosti snopa zračenja, jasno je da je od suštinskog značaja vršiti i njihovu kontrolu kvaliteta. Stabilan i adekvatno kalibriran instrument obezbeđuje tačna i precizna merenja, i time i bolju upotrebu radioaktivnog zračenja, i primenu odgovarajućih mera bezbednosti.

Što se tiče brahiterapije, osiguranje kvaliteta terapije sastoji se od potrebe da dati plan terapije zadovolji potrebe pacijenta, tj. da se isporuči odgovarajuća doza na željenu zapreminu, i tačne i precizne isporuke plana. Kvalitet isporuke plana od naročitog je značaja u slučaju brahiterapije, uvezši u obzir očuvanje zdravih tkiva i organa koje aplikacija izvora u željenu metu ili njenu blizinu i nudi. Konkretno, ionizacione komore se koriste prilikom kalibracije izvora koji je u kliničkoj upotrebi, i bilo bi dobro da su i komore etalonirane u akreditovanim laboratorijama koje imaju obezbeđeno metrološku sledljivost do primarnog standarda.

Po preporuci Međunarodne agencije za atomsku energiju (IAEA), kalibraciju ionizacionih komora koje su u upotrebi u kliničke svrhe potrebno je vršiti na svakih 12 do 14 meseci upotrebe [6], a u međuvremenu, neophodno je vršiti internu kontrolu

kvaliteta kako bi se utvrdila stabilnost komore. Ionizacione komore „well“ tipa, kakve se koriste u brahiterapiji, generalno, zbog svoje velike aktivne zapremine, pokazuju zadovoljavajuću stabilnost u toku godina.

Tačne informacije o izvoru koji je u upotrebi prilikom terapijskih procedura od suštinskog su značaja za njegovo korišćenje, i važan parametar koji utiče na preciznost isporuke doze. Nije preporučljivo oslanjati se isključivno na informacije o izvoru koje nudi proizvođač, s obzirom na to da je moguće postojanje nesigurnosti koja može znatno da utiče na tumačenje rezultata. Stoga je izvor neophodno kalibrirati, kao što je ranije rečeno, ali je naročito značajno i voditi računa o opremi koja služi za kalibraciju izvora i to po pitanju komore „well“ tipa. Odgovor dozimetrijskog sistema na dozu promenljiv je vremenom zbog starenja opreme, što može dovesti do grešaka, ali se greške minimiziraju etaloniranjem instrumenata nakon određenog perioda vremena. U Srbiji, ovakav vid kontrole komora „well“ tipa do sada nije bio sproveden, zbog nedostatka odgovarajuće opreme

Kontrola kvaliteta opreme se može sprovoditi i na nivou države, i to interkomparacijom. Ovakav postupak omogućava poređenje performansi komora koje se koriste u različitim institucijama u okviru države, dakle u različitim snopovima zračenja. [6] U okviru procedure interkomparacije, poređenje opreme vrši se u odnosu na jedinstveni izvor, što je i bio cilj ovog rada.

2. Metodologija

Sva merenja koja su bila neophodna za izradu ovog rada izvršena su na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici, na odeljenju za brahiterapiju.

Oprema koja je korišćena prilikom vršenja merenja:

- Jonizacione komore „well“ tipa
- „Afterloading“ mašina za pozicioniranje izvora, sa izvorom ^{192}Ir
- Elektrometar
- Termometar i barometar

Merenja su izvršena su na dan 27.5.2022

1. Jonizacione komore

U proces interkomparacije uključene su komore „well“ tipa iz sledećih radioterapijskih centara u Srbiji:

- Institut za onkologiju Vojvodine, Sremska Kamenica; 2 komore
- Klinički centar Niš; 2 komore
- Zdravstveni centar Kladovo; 1 komora

Referentna vrednost za interkomparaciju je određena na osnovu merenja komorom koja pripada Institutu za nuklearne nauke „Vinča“. Pomenuta komora kalibrirana je u Sekundarnoj standardnoj dozimetrijskoj laboratoriji Međunarodne agencije za atomsku energiju (IAEA) u Beču, i sledljiva je do primarnog etalona u PTB, Nemačka.

Sve komore koje su korišćene su proizvođača Standard Imaging, model HDR1000+, otvorenog tipa i aktivne zapremine 245 cm^3 .

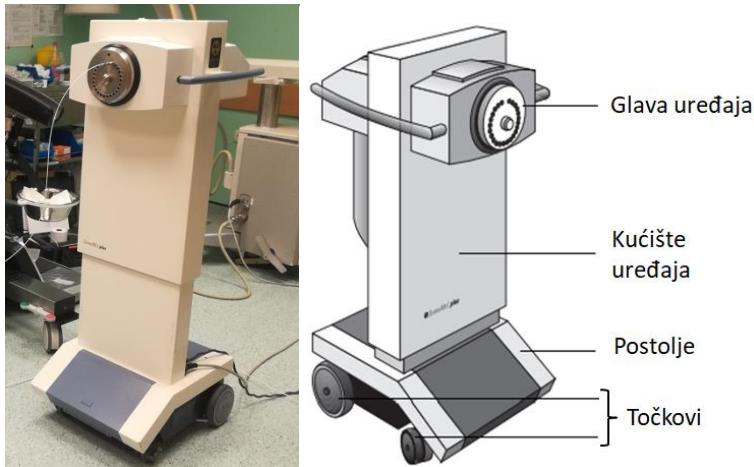
U tabeli 1 predstavljeni su svi učesnici interkomparacije, zajedno sa odgovarajućim elektrometrima i njihovim serijskim brojevima.

Učesnik interkomparacije	Jonizaciona komora	Elektrometar
Institut za onkologiju Vojvodine	Standard Imaging HDR1000+ (s/b A072606)	Standard Imaging CDX2000B (s/b B213023)
Institut za nuklearne nauke Vinča	Standard Imaging HDR1000+ (s/b A200709)	PTW Unidos (s/b 20767)
Zdravstveni centar Kladovo	Standard Imaging HDR1000+ (s/b A191084)	Standard Imaging MAX4000+ (s/b J191629)
Klinički centar Niš	Standard Imaging HDR1000+ (s/b A213200)	Standard Imaging CDX2000B (s/b B213023)
Klinički centar Niš	Standard Imaging HDR1000+ (s/b A031312)	Standard Imaging MAX4000+ (s/b J191629)
Institut za onkologiju Vojvodine	Standard Imaging HDR1000+ (s/b A213199)	Standard Imaging CDX2000B (s/b B213023)

Tabela 1: Komore učesnice interkomparacije

2. „Afterloading“ mašina i izvor ^{192}Ir

Za potrebe rada korišćena je mašina za pozicioniranje izvora Gammamed Plus, proizvođača Varian. Ovakva mašina upravo se i koristi unutar terapije izvorom iridijuma.



Slika 8: Levo: Gammamed plus "afterloading" mašina; desno: šematski prikaz uređaja [7]

Osim „afterloading“ mašine, u proceduri pozicioniranja izvora učestvuje i kontrolni softver.

Kućište uređaja podesivo je po pitanju visine, i sadrži izvor koji se nalazi unutar sefa, „dummy“ žicu, pokretač izvora, glavu sa kanalima, tastaturu, sistem za podešavanje visine i električnu kontrolnu jedinicu, kao i točak za ručno zaustavljanje izvora [7].

Kontrola i nadzor rada uređaja se vrši iz kontrolne prostorije, pomoću audio-vizuelne komunikacije, a monitoring uređaja vrši se pomoću softvera i kontrolne konzole. Na kontrolnoj konzoli nalaze se jasne informacije o bezbednosnim uslovima tokom izvođenja procedure.

Korišćen je izvor koji je trenutno bio u kliničkoj upotrebi na Institutu, za terapiju pacijenata. U pitanju je izvor ^{192}Ir Gammamed Plus HDR 0,9 mm, proizvođača Varian Medical Systems, kalibriran u referentnoj laboratoriji na dan 21.2.2022, u 18:42h. Pritom je izmerena referentna jačina kerme u vazduhu od 46.57 mGy/h, i aktivnosti 11.44 Ci na dan merenja. Iz sertifikata se takođe mogu saznati podaci o dimenzijama izvora, koji je 0,6 mm prečnika, a 3,5 mm dužine, u kapsuli od čelika prečnika 0,9 mm i dužine 4,52 mm. Izvor je u kliničkoj upotrebi od 7.3.2022.

Certificate For sealed Sources

G2-00155J

Issue Date: 22-02-2022⁽¹⁾ Source number: NLF 01 24-003-2250
Product Code: REF GM12000800 (DRN 7724)
Varian Special Form Drg number: GM232/02-000-0FC
Serial# 24-05-2258-003-022122-11443-02
Production Code: LDT 61782/01
Serial no. Transport Container: 970
Serial no. Check Container: n.a.
Customer name: MAGNA PHARMACIA DOO BEOGRAD
Unit Serial Number: H040365-GM

SOURCE SPECIFICATIONS

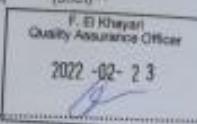
Reference Air Kerma Rate: 46.57 mGy h⁻¹ +/- 5% at 1 m⁽²⁾
Measured at: 21-02-2022 18:42 CET⁽³⁾
Apparent Activity: 423.40 CiBq (11.44 Ci) at date of measurement⁽⁴⁾
10.0 Ci at 08-03-2022 at 12:00 CET⁽⁵⁾
Source Type: Ir-192 GAMMAMED PLUS HDR 0.9MM
Capsule Dimensions: 0.60 mm diameter, 4.62 mm length
Source pellet Dimensions: 0.60 mm diameter, 3.50 mm length
Source pellet form: solid iridium
Radiumnuclide: #192
Encapsulation: single
Capsule Material: stainless steel, AISI 316L
ISO Classification: ISO/B0/CS3211
Special Form Certificate Number: USA/0723/S-06(REV.4)

QUALITY CONTROL

Laser Weld Visual Check: passed
Source Capsule Integrity (15N pull test): passed
Leakage Test: leakfree⁽⁶⁾
Surface Contamination Test: < 185 Bq (BeC0)⁽⁷⁾

The undersigned, authorized officer of Curium Netherlands B.V.,
certifies that this source complies with the requirements of ISO9001 and
that all of the information given in this certificate is true and correct.

Approved by



(1) Date format dd-mm-yyyy
(2) At Confidence level of 99.7%
(3) The apparent Activity is determined by applying a conversion factor (0.119 mCi/h = 1 CiBq⁻¹) to the measured gamma radiation output of the sealed source determined with a calibrated instrument. The instrument is calibrated against the standard of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Berlin/Weimar, Germany.
(4) The Apparent activity is the Ir-192 activity, other radionuclides not detectable.
(5) Test method according to: IEC68-2-27: Method Liquid nitrogen bath test (52.4)
(6) Surface contamination test according to ISO6601: method Wet wipe test (5.3.1)

Manufactured by Curium Netherlands B.V. * Westerdorpplein 3 * 1755 LE Petten * NL * Telephone +31 224 567890
Manufacturer's code in accordance with Council Directive 2013/59/EURATOM, NLF01
On behalf of Varian Medical Systems.

Slika 9: Sertifikat izvora iridijuma

3. Elektrometar

Elektrometar je uređaj koji meri vrednost struje ili nanelektrisanja, koji su posledica dejstva zračenja na medijum komore. Veoma je osetljiv i može da meri vrednosti reda pC ili fA.

Elektrometri korišćeni prilikom merenja u svrhu ovog rada su Standard Imaging CDX2000B(serijski broj B213023), PTW Unidos(serijski broj 20767) i Standard Imaging MAX4000+(serijski broj J191629).



Slika 10: Korišćeni elektrometri; sleva na desno: Standard Imaging CDX200B, PTW Unidos i Standard Imaging MAX4000+

4. Termometar i barometar

Termometar i barometar upotrebljeni su u svrhe merenja trenutnih vrednosti temperature i pritiska u prostorije u kojoj se merenje vrši, za potrebe daljih korekcija. Merenje uslova vršeno je svaki put prilikom postavljanja naredne komore sa kojom se izvršava eksperiment. Očitavanja sa termometra i manometra izvršavana su nakon izvesnog perioda vremena, dovoljnog za prilagođavanje aparata ambijentalnim uslovima.

Korišćeni su barometar Druck DPI 705, i termometar P 600.



Slika 11: Barometar i termometar

2.1. Procedura merenja

Pre početka svih merenja, u okviru pripreme za izvođenje istih, svih 6 komora je postavljeno u prostoriju u kojoj se sprovodi brahiterapijski tretman, a u kojoj su sva merenja kasnije i vršena. Ovaj korak neophodan je iz razloga prilagođavanja komora na uslove date prostorije, uvezši u obzir da komore, osim one koja je u upotrebi na Institutu za onkologiju, ranije nisu tu boravile. Opšta preporuka je da se svaka oprema koja se koristi za merenja temperira bar 24h pre merenja u prostoriji u kojoj će merenja biti vršena. Ukoliko to nije moguće, najkraći period temperiranja treba da bude bar 1 sat. Svaka komora je bila priključena na napon najmanje 30 minuta pre početka merenja.

Nakon adaptacije na uslove, sledeći korak je povezivanje aparature za izvođenje merenja. Komoru je potrebno postaviti tako da se minimizira mogućnost rasejanja zračenja o elemente prostorije koji ne učestvuju u merenju, kao što su pacijentni sto, zidovi, i ostala aparatura. Najbolji način za postizanje optimalnih uslova sa stanovišta rasejanja je taj da se komora postavi tako da od svih zidova bude udaljena najmanje 1m. Potom se u komoru namešta odgovarajući aplikator, koji se preko transfer cevi povezuje sa uređajem za pozicioniranje izvora.



Slika 12: Aplikator za pozicioniranje izvora 192-Ir, Standard Imaging REF 70010 [8]

Merenja temperature i pritiska u prostoriji vrše se pomoću manometra i termometra, za svaku komoru ponaosob. Smatra se da su te vrednosti jednake vrednostima parametara unutar šupljine komore.

Nakon postavljanja aparature, prostorija u kojoj se vrši merenje se napušta, i vrata se zatvaraju, te se pristupa komandnoj sobi odakle se vrši i upravljanje sistemom za sprovođenje kalibracije odnosno terapije, i audio-vizuelni nadzor. Osoba za komandnim pultom zadaje parametre merenja - vreme potrebno izvoru za pozicioniranje i vreme zadržavanja izvora u jednom položaju. Na komoru se primenjuje napon od 300 V, ili ona vrednost napona i onaj polaritet koji je naveden u kalibracionom sertifikatu komore.

Procedura merenja ista je za svaku komoru:

1. Određivanje tačke najveće osetljivosti komore

Nakon podešavanja parametara i podešavanja opsega oko očekivane vrednosti pozicije referentne tačke, osoba za komandnim pultom pušta „afterloading“ mašinu u rad, koja prvo radi proveru postavljene aparature, a potom pozicionira izvor. U okviru vremena zadržavanja izvora u poziciji vrši se očitavanje vrednosti naelektrisanja sa elektrometra, kontroliše se da li se vrednosti povećavaju do određene tačke, a potom opadaju, i pozicija sa najvišom vrednošću imenuje se tačkom najveće osetljivosti – „sweet spot“.

2. Merenja vrednosti naelektrisanja na različitim naponima polarizacije komore

Na komore se primenjuju tri različite vrednosti napona – jedna vrednost sapozitivnim polaritetom, druga brojno jednaka njoj ali negativnog polariteta, i još jedna dvostruko manja od jedne od prethodno primenjenih. U slučaju eksperimenata vezanih za ovaj rad, korišćene su vrednosti od +300V, -300V i -150V.

2.1.1. Interkomparacija

Interkomparacija predstavlja proceduru međusobnog poređenja komora, u ovom slučaju u odnosu na jedinstven izvor ^{192}Ir . Referentna vrednost je određena na osnovu merenja komorom koja pripada Institutu za nuklearne nauke „Vinča“. Rezultati merenja ostalim komorama su poređeni sa referentnom vrednošću primenom z-testa:

$$z = \frac{|S_{ki} - S_{kref}|}{\sqrt{\frac{1}{2} (U_i^2 + U_{ref}^2)}}$$

gde je S_{ki} snaga kerme u vazduhu izmerena i-tom komorom, sa proširenom mernom nesigurnošću U_i ($k=2$, $p=0,95$), S_{kref} referentna vrednost snage kerme u vazduhu, sa proširenom mernom nesigurnošću U_{ref} ($k=2$, $p=0,95$). Vrednosti z manje od 2 su smatrane zadovoljavajućim.

Prilikom analize rezultata, merna nesigurnost je razmatrana uprošćeno. Uzeta je u obzir samo merna nesigurnost kalibracionog koeficijenta komora, koja predstavlja dominantan doprinos kombinovanoj mernoj nesigurnosti, tako da su dobijene vrednosti nešto manje od vrednosti koje bi se dobole rigoroznim pristupom.

2.2. Metodologija analize stabilnosti komore

U svrhu kontrole kvaliteta komore u kliničkoj upotrebi, urađena je analiza njene stabilnosti, posmatravši podatke o snazi kerme izvora koji su izmereni prilikom zamene izvora tj. kalibracije novog izvora. U pitanju je komora proizvođača Standard imaging, model HDR 1000 Plus, serijskog broja A072606, a komora je bila u upotrebi isključivo u svrhe brahiterapije.

Izvršen je popis podataka iz arhive odeljenja za brahiterapiju, sa radnih listova za kalibraciju radioaktivnog izvora ^{192}Ir koji se koristi u brahiterapiji. Veličine koje su uzete u obzir su: datum zamene izvora, pozicija osetljive tačke komore, snaga kerme koju proizvođač izvora garantuje u sertifikatu, snaga kerme koja je dobijena merenjem, razlika merene snage kerme u odnosu na proizvođačku snagu kerme i vrednosti pritiska i temperature.

3. Rezultati

3.1. Interkomparacija komora

1. Karakteristike komora učesnica

U tabeli 2 su navedene karakteristike ionizacionih komora koje su korišćene u toku merenja, preuzete iz njihovih sertifikata, kao i vrednosti pozicija tačaka najveće osetljivosti komora, dobijene merenjem.

Serijski broj komore	N_K (10^5 mGy $m^2 h^{-1}/A$)	t_0 (°C)	p_0 (kPa)	Tačka najveće osetljivosti (mm od dna komore)
A072606	4,675	22	101,325	48
A200709	4,679	20	101,325	48
A191084	4,653	22	101,325	48
A213200	4,678	22	101,3	48
A031312	4,660	22	101,325	48
A213199	4,704	22	101,3	47

Tabela 2: Karakteristike ionizacionih komora

2. Određivanje tačke najveće osetljivosti

U tabelu 3 unesene su vrednosti nanelektrisanja očitane sa elektrometra u nC po pozicijama izvora i za odgovarajuće komore. Osim toga, obeležene su vrednosti nanelektrisanja koje su najveće očitane za posmatranu komoru, i one predstavljaju poziciju na kojoj se nalazi osetljiva tačka, što je naznačeno u tabeli 2. Takođe, u tabeli su navedene i izmerene vrednosti temperature i pritiska.

Komora \ Pozicija	A072606 (nC/15s)	A200709 (nC/15s)	A191084 (nC/15s)	A213200 (nC/15s)	A031312 (nC/15s)	A213199 (nC/15s)
1	608,95	611,80	605,74	609,10	610,46	608,10
2	609,48	611,80	606,12	609,50	610,84	608,51
3	609,92	611,90	606,58	609,93	611,24	608,95
4	610,29	611,90	606,95	610,26	611,60	609,30
5	610,61	611,90	607,21	610,55	611,88	609,55
6	610,85	611,80	607,41	610,73	612,10	609,77
7	610,90	611,80	607,53	610,86	612,24	609,87
8	611,00	611,60	607,55	610,91	612,29	609,86
9	610,98	611,10	607,53	610,87	612,24	609,81
10	610,85	610,60	607,37	610,77	612,07	609,68
11	610,62	610,10	607,15	610,50	611,87	609,45

t (°C)	22,10	22,00	23,70	22,2	22,9	22,1
p (kPa)	100,04	100,26	100,21	99,548	100,09	100,04

Tabela 3: Rezultati merenja nanelektrisanja za određivanje osetljive tačke komora

3. Merenja na različitim naponima

U tabeli 4 nalaze se rezultati merenja na različitim vrednostima napona, izražene u nC.

Komora Napon (V)	A072606 (nC/min)	A200709 (nC/min)	A191084 (nC/min)	A213200 (nC/min)	A031312 (nC/min)	A213199 (nC/min)
+300	2446,7	2449,0	2430,6	2443,7	2449,0	2439,2
	2446,2	2449,0	2430,6	2443,5	2449,0	2439,2
-150	2443,8	2446,0	2427,0	2439,9	2444,8	2435,6
	2443,8	2446,0	2427,0	2439,9	2444,8	2435,6
-300	2446,8	2442,0	2429,9	2442,8	2447,7	2438,5
	2446,9	2442,0	2430,0	2442,7	2447,6	2438,4

Tabela 4: Rezultati merenja nanelektrisanja na različitim potencijalima

4. Račun i poređenje kalibracionih faktora komora

Nakon vršenja svih potrebnih merenja, moguće je izvršiti račun svih neophodnih parametara i korekcija koje su potrebne da bi se dobila vrednost snage kerme, kalibracionih faktora, te njihovim poređenjima sa kalibracionim faktorima komora iz sertifikata. Vrednost snage kerme izračunata je na osnovu merenja izvedenih korišćenjem komore Instituta za nuklearne nauke „Vinča“, serijskog broja A200709.

International Atomic Energy Agency

Calibration certificate No. SRB/2021/1

The following instruments from VINCA Institute of Nuclear Sciences

Belgrade, Serbia

have been calibrated at the IAEA Dosimetry Laboratory:

	Ionization chamber	Electrometer
Model/type:	HDR-1000 Plus	UNIDOS
Serial number:	#A200709	#20767
Manufacturer:	Standard Imaging	PTW
Calibration period:	from 2021-Feb-18	to 2021-Mar-04

Calibration coefficients in terms of reference air kerma rate, K_R

The calibrations have been performed following the procedure given in Appendix B "Well type chamber calibration procedure at the IAEA Dosimetry Laboratory". The IAEA ^{192}Ir reference source (IR2.A85-2 was used to calibrate the instruments. The reference air kerma rate, K_R , of the IAEA source was measured with the well-type ion chamber HDR-1000 Plus, calibrated at the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Germany in November 2020. Decay corrections are applied using the half-life of 73.827 days for ^{192}Ir .

Reference sources	Chamber	Chamber + electrometer	Uncertainty	K_R
	K_R [$\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1} \text{nA}^{-1}$]	K_R [$\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1} \text{scale unit}$]	[%]	[mGy/h]
IR2.A85-2 (0.6 x 3.5 mm) [*]	4653	464.0	2.7	17

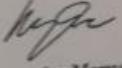
* active material dimensions

Uncertainties in the calibration coefficients correspond to a coverage factor, $k = 2$. The calibration coefficients are established at the reference conditions $T = 20.0^\circ\text{C}$, $P = 101.325 \text{ kPa}$ and $\text{R.H.} = 50.0\%$.

Point of measurement: The central point of the source was positioned on the central axis of the well-type chamber approximately 51 mm above the bottom of the source holder.

Electrometer settings during the calibration (see Appendix for details):

Settings (user):	Integ. Current, High 1.0 μA , -300 V
Scale unit (user):	nC
Polarizing voltage (user):	-300 V
Polarizing voltage (IAEA):	+300 V (applied to the collector)


D. van der Merwe
 Section Head, Dosimetry and Medical
 Radiation Physics Section

Date of issue: 2021-04-26

DOLF.1292_20210418

1/2 pages

Slika 13: Sertifikat komore Institut za nuklearne nauke Vinča

Vrednost snage kerme računa se po jednačini (1), a potrebni faktori korekcije po jednačinama (2), (3) i (4), za korekciju na ambijentalne uslove, rekombinaciju jona, i polaritet. Korekcioni faktori za elektrometar i efikasnost prikupljanja jona nalaze se u odgovarajućim sertifikatima.

Aktivnost izvora na dan merenja iznosila je 4,704 Ci, a snaga kerme u vazduhu 19,14 mGy $\text{m}^2 \text{ h}^{-1}$. Ova vrednost je izračunata na osnovu sertifikata za korišćeni izvor.

Vrednost snage kerme izračunata na osnovu merenja komorom instituta „Vinča“ iznosi 19,41 mGy $\text{m}^2 \text{ h}^{-1}$. Poređenjem na osnovu relativne greške sa snagom kerme koju

garantuje sertifikat, dobija se odstupanje od 1,49%, što je u okviru dozvoljenih 5%. Ova vrednost je korišćena za referentnu vrednost interkomparacije.

Za svaku komoru merenja su vršena na isti način, određivanjem tačke najveće osetljivosti, a potom i setom merenja na različitim vrednostima potencijala. Zatim se pristupa računanju snage kerme za svaku komoru ponaosob, a naposletku se vrši poređenje izračunatih vrednosti sa referentnom vrednošću interkomparacije. Rezultati računa predstavljeni su u tabeli 5:

Serijski broj komore	M_{sr} [nC]	A_{mps} [$10^{-8} A$]	P_{ion}	P_{pol}	P_{tp}
A072606	2446,1	4,077	1,0004	1,001	1,003
A200709	2445,7	4,076	1,0004	1,000	1,018
A191084	2429,2	4,049	1,0004	1,001	1,017
A213200	2442,1	4,070	1,0004	1,001	1,023
A031312	2447,2	4,079	1,0004	1,001	1,015
A213199	2437,8	4,063	1,0004	1,001	1,013

Tabela 5: Rezultati merenja i korekcionih faktora

Serijski broj komore	S_{ki} [$10^5 \text{ mGy m}^2 \text{ h}^{-1}/\text{A}$]	U ($k=2, p=0,95$)	z-test
A072606	19,16	0,50	0,617
A200709	19,38	0,52	
A191084	19,20	0,54	0,476
A213200	19,53	0,98	0,274
A031312	19,35	0,48	0,089
A213199	19,40	0,97	0,005

Tabela 6: Interkomparacija ionizacionih komora; osenčeni delovi tabele predstavljaju referentne vrednosti snage kerme i merne nesigurnosti

3.2. Analiza stabilnosti „well“ komore

„Well“ komore koje se koriste u brahiterapiji su upravo u ovoj oblasti radioterapije našle primenu prvenstveno zbog visoke osetljivosti koju pokazuju za potrebe kalibracije izvora malih dimenzija kakav je izvor ^{192}Ir , a sa druge strane, zato što zbog svoje velike aktivne zapremine pokazuju izuzetnu stabilnost u toku dugogodišnjih perioda upotrebe, i nije potrebno često vršiti zamene komora. U svrhu ovog rada, posmatrana je komora proizvođača Standard imaging, model HDR 1000 Plus, serijskog broja A072606, a u kliničkoj praksi na Institutu za onkologiju Vojvodine korišćena u periodu od 2008. do 2022. godine. Aktivna zapremina komore iznosi 245cm^3 .

Analiza stabilnosti komore vršena je na osnovu informacija koje su pratile kalibraciju izvora iridijuma, a koje su merene pri svakoj promeni izvora.



Slika 14: Komora A072606

Podaci o karakteristikama izvora koje su merene prilikom zamene tj. prilikom kalibracije dati su u tabeli 6:

Redni broj izvora	Datum zamene izvora	Vreme korišćenja izvora (dani)	Osetljiva tačka komore (mm)	Snaga kerme proizvođača ($\text{mGy m}^2 \text{ h}^{-1}$)	Snaga kerme iz merenja ($\text{mGy m}^2 \text{ h}^{-1}$)	$\delta(\%)$	p (kPa)	t ($^{\circ}\text{C}$)
1	23.6.2008	117	50	37,58	37,13	-1,2	101,4	18,1
2	20.10.2008	110	47	38,81	38,3	-1,34	101,6	23,7
3	10.2.2009	148	50	39,72	39,25	-1,21	100,3	22,8
4	8.7.2009	69	48	36,52	36,69	0,48	100,6	20,6
5	17.9.2009	102	49	45,91	44,86	-2,33	100,14	22,1
6	29.12.2009	84	49	39,09	38,34	-1,97	100,8	24,2
7	23.3.2010	104	48	39,61	38,83	-2,01	101,97	20,5
8	7.7.2010	81	48	38,31	36,58	-4,71	101,6	19,3
9	28.9.2010	97	48	42,25	41,18	-2,59	100,9	21,1
10	5.1.2011	90	48	37,83	37,06	-2,07	102,04	19,8
11	5.4.2011	90	49	37,21	36,5	-1,96	101,9	20,3
12	5.7.2011	97	49	35,71	35,12	-1,69	100,83	23,1
13	12.10.2011	109	50	35,55	34,84	-2,02	101,3	22,2
14	1.2.2012	68	50	28,28	27,73	-2,01	102,16	24,5
15	9.4.2012	92	50	39,87	39,6	-0,68	100,06	16
16	11.7.2012	94	48	41,86	41,93	0,18	99,51	22,4
17	15.10.2012	99	48	38,22	38,52	0,78	99,77	22,3
18	24.1.2013	76	48	38	37,44	-1,48	99,35	22,2
19	10.4.2013	89	48	41,53	41,4	-0,32	99,93	22,4
20	9.7.2013	89	47	41,95	41,35	-1,44	101,78	23
21	8.10.2013	91	47	45,34	45,09	-0,57	101,45	22,1
22	9.1.2014	91	47	44,59	44,21	-0,85	101,2	22,4

23	10.4.2014	84	47	45,45	44,81	-1,42	100,66	21,9
24	4.7.2014	96	47	42,49	41,61	-2,11	101,2	20,3
25	10.10.2014	89	47	44,55	43,91	-1,47	101,1	23,1
26	9.1.2015	87	47	45,48	45,14	-0,75	101,9	23
27	6.4.2015	100	49	43,31	42,74	-1,32	100,5	20,8
28	16.7.2015	79	49	36,7	36,17	-1,45	100,84	23,2
29	5.10.2015	86	49	41,66	40,65	-2,48	100,65	21,2
30	31.12.2015	94	49	43,57	43,13	-1,01	102,32	19
31	4.4.2016	92	48	48,45	47,49	-2,01	101	22,9
32	6.7.2016	110	48	40,62	40,72	0,26	99,53	22,8
33	26.10.2016	84	48	38,69	38,53	-0,39	100,16	21,8
34	20.1.2017	91	50	44	43,65	-0,8	101,89	22,2
35	21.4.2017	87	48	39,38	39,31	-0,18	100,8	21
36	18.7.2017	95	49	40,44	40,54	0,25	100,3	24,5
37	23.10.2017	83	46	45,76	45,71	-0,1	98,8	24,7
38	16.1.2018	99	48	41,1	40,77	-0,79	99,53	22,6
39	25.4.2018	88	48	37,43	37,65	0,6	100	24,5
40	23.7.2018	85	48	43,97	44,17	0,46	99,3	24,5
41	18.10.2018	87	48	40,94	40,72	-0,54	100,13	23,1
42	15.1.2019	93	48	44,89	44,79	-0,23	99,87	23,8
43	18.4.2019	95	48	48,64	48,89	0,51	100,83	23,4
44	23.7.2019	81	48	45,45	45,34	-0,23	100,3	23,6
45	14.10.2019	89	47	42,08	42,33	0,57	100,5	23
46	13.1.2020	104	47	46,19	46,5	0,68	101,23	19,1
47	27.4.2020	79	47	39,4	39,62	0,55	99,79	23,8
48	16.7.2020	93	47	43,17	43,2	0,07	99,75	23,8
49	19.10.2020	86	47	45,3	45,53	0,52	101	24,3
50	15.1.2021	101	48	42,47	42,14	-0,78	100	16,9
51	26.4.2021	189	47	42,09	42,12	0,08	100,42	17,5
52	5.11.2021	122	47	48,28	47,98	-0,62	100,08	20,6
53	7.3.2022		50	40,81	41,11	0,74	100,15	19,3

Tabela 7: Podaci o kalibriranim izvorima

4. Diskusija

4.1. Interkomparacija komora

Iz dobijenih rezultata i poredivši rezultate merenja snage kerme istog izvora pomoću različitih komora, moguće je primetiti da ne postoje značajnija odstupanja vrednosti, te da komore pokazuju zadovoljavajući i adekvatan odgovor na dozu koju izvor isporučuje, te da se njihova očitavanja vezana za vrednosti doze ne razlikuju u velikoj meri.

Upoređivanje dobijenih rezultata vršeno je pomoću z-testa, gde je za referentnu vrednost snage kerme uzeta snaga kerme dobijena merenjem pomoću komore Instituta „Vinča“, serijskog broja A200709, kao i njena merna nesigurnost, imajući u vidu da je kalibrisana u laboratoriji primarnog standarda. Epilog poređenja putem z-testa je činjenica da su vrednosti parametra z za svaku komoru manje od 2, što interkomparaciju čini zadovoljavajućom.

Kako su neke od komora bile u upotrebi duži niz godina (serijski brojevi A0726006, A031312), i za veliki broj kalibracija izvora, a preostale komore su, s druge strane, korišćene kraći vremenski period i uprkos tome nisu pokazale značajnije razlike prilikom očitavanja. Razlike u izmerenim vrednostima mogu da potiču od ambijentalnih uslova. Aktivnost izvora ne bi trebalo da utiče na merenja, uvezvi u obzir da su sva merenja izvršena istog dana, pomoću istog izvora. Dakle, može se smatrati da su komore pokazale odgovarajuću tačnost i stabilnost prilikom merenja, i da su time adekvatne za upotrebu u kliničkoj praksi, što se tiče komora koje se i dalje koriste. Za komore koje se više ne koriste u kalibraciji brahiterapijskih izvora i koje su zamenjene novima može se zaključiti da su pokazale zadovoljavajuću stabilnost u toku vremena, i da su očuvale reproducibilnost uprkos velikom broju kalibracija izvršenih pomoću njih.

4.2. Analiza stabilnosti komore

Analiza stabilnosti komore vršena je na osnovu nekoliko parametara:

- Vremena zamene izvora
- Pozicije tačke najveće osetljivosti
- Snage kerme iz sertifikata izvora u poređenju sa snagom kerme koja je izmerena u trenutku kalibracije
- Ambijentalnih uslova merenja

1. Vreme zamene izvora

Zamenu izvora ^{192}Ir koji je u kliničkoj upotrebi potrebno je planirati najranije posle jednog, a najkasnije posle tri perioda poluraspada, kako bi se očuvalo kvalitet isporuke

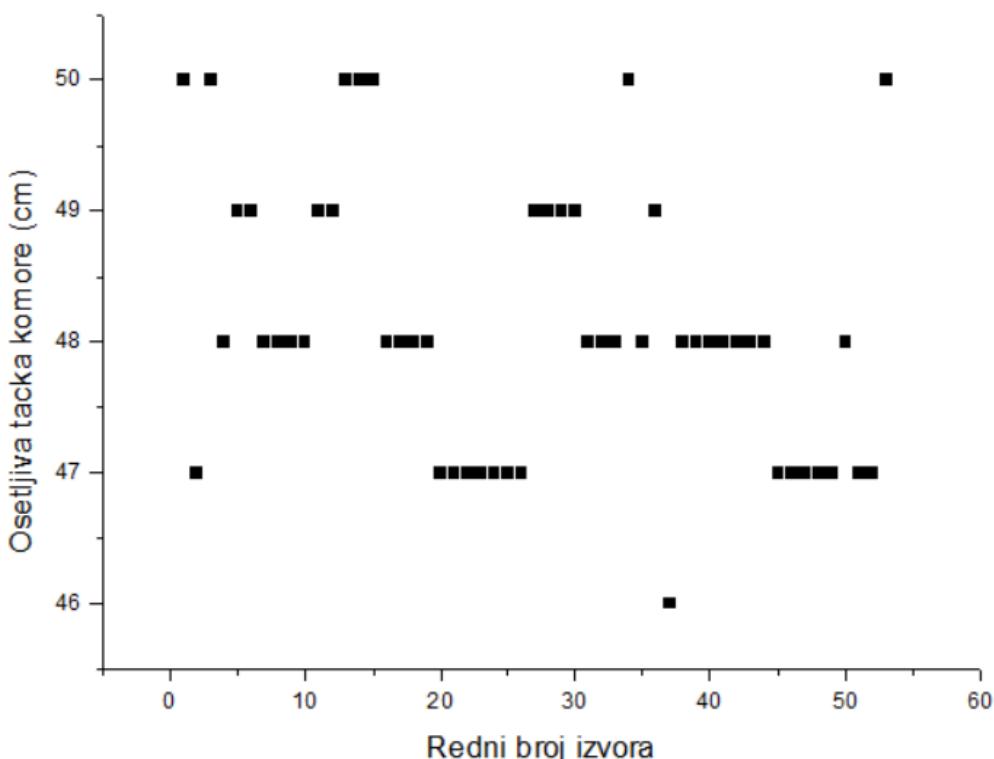
doze i obezbedio terapijski učinak. Jasno je da se već posle jednog perioda poluraspada, aktivnost izvora smanjuje na polovinu svoje početne vrednosti, a nakon svakog narednog proteklog perioda, aktivnost biva sve manja. Kako je period poluraspada iridijuma 73,8 dana, zamenu je optimalno planirati posle dva do tri meseca upotrebe izvora, a najviše šest meseci.

Posmatrajući datume zamene izvora na Institutu za onkologiju Vojvodine, može se primetiti da je najduže vreme korišćenja jednog izvora 189 dana, u periodu 26.4.2021-5.11.2021, što predstavlja oko dva i po perioda poluraspada izvora, a najkraće 68 dana, u periodu 1.2.2012-9.4.2012, što je u okviru jednog perioda poluraspada ^{192}Ir . U potonjem slučaju, iz priloženih podataka može se zaključiti da je posmatrani izvor u trenutku ozračivanja bio manje aktivnosti od zahtevane – u terapijske svrhe pogodno je koristiti izvore aktivnosti oko 10 Ci u trenutku kliničke kalibracije izvora, a dati izvor imao je aktivnost 6,95 Ci. U oba slučaja, zamena izvora obavljena je u vremenskom periodu koji odgovara upotrebljivosti izvora u terapijske svrhe.

Prosečno vreme korišćenja izvora iznosi $94,9 \pm 2,6$ dana.

2. Pozicija tačke najveće osetljivosti

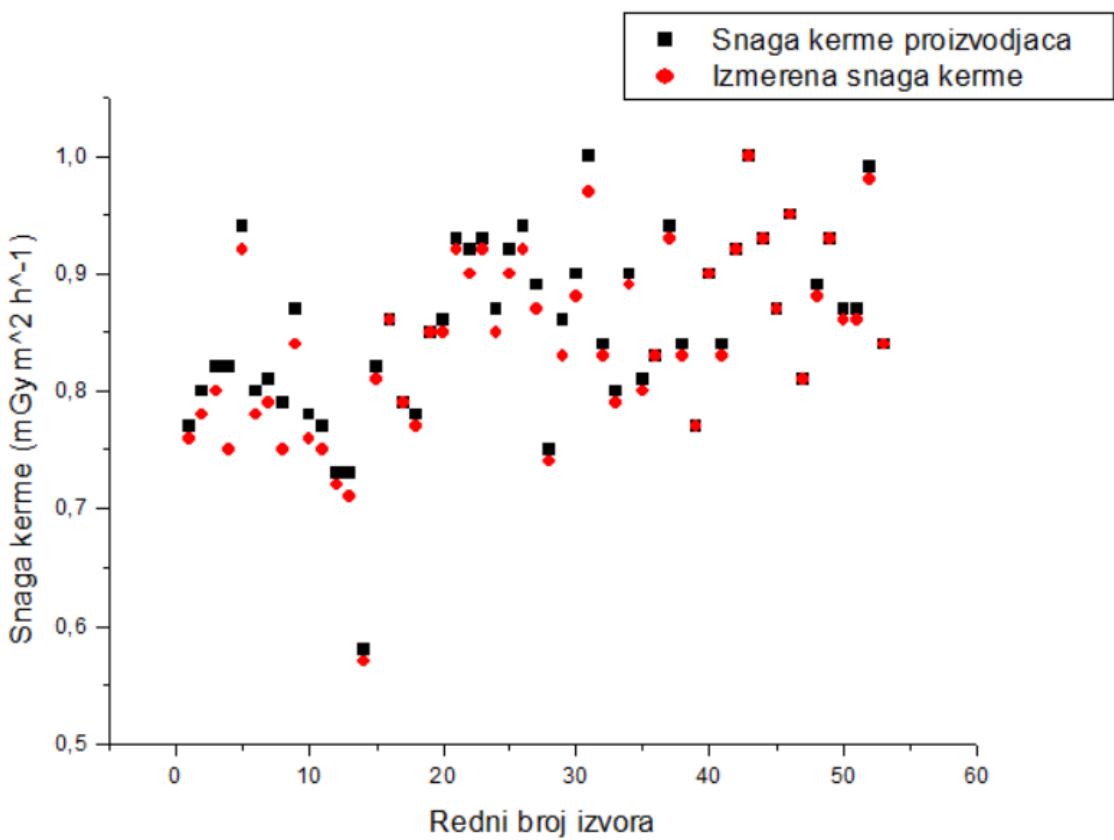
Analiza pozicije tačke najveće osetljivosti komore („sweet spot“) od posebnog je značaja u posmatranju stabilnosti jedne komore. Kalibracija novoprdošlih izvora u posmatranih 14 godina vršena je uvek istom komorom, i logično je očekivati da pozicija tačke najveće osetljivosti ne pokazuje drastična odstupanja. Iz dokumentacije o kalibraciji izvora primetno je da je vrednost pozicije tačke najveće osetljivosti uvek bila u opsegu od 46mm do 50mm od dna komore, što se može tolerisati. Razlike u poziciji mogле bi zavisiti od ambijentalnih uslova u toku merenja, pošto je u pitanju komora otvorenog tipa.



Slika 15: Pozicija tačke najveće osetljivosti u toku godina

3. Snage kerme iz sertifikata izvora u poređenju sa snagom kerme koja je izmerena u trenutku kalibracije

Ključni aspekt kalibracije izvora je suštinski upoređivanje snage kerme izvora koju proizvođač garantuje svojim sertifikatom sa snagom kerme istog izvora koja se dobija iz merenja u klinici korišćenjem „well“ komore. Nakon poređenja, odstupanje jedne vrednosti od druge trebalo bi da je u okviru 5% tolerancije, da bi se izvor mogao smatrati vernim sertifikatu i da bi mogao biti pušten u kliničku upotrebu. Iz priloženih podataka, uočljivo je da su izvori koji su se koristili na Institutu uvek bili u okviru željene tolerancije, dakle greške proizvođača se nikada nisu dešavale, a osim toga, može se smatrati i da je komora pokazala zadovoljavajuću osetljivost, te stabilnost u toku godina.

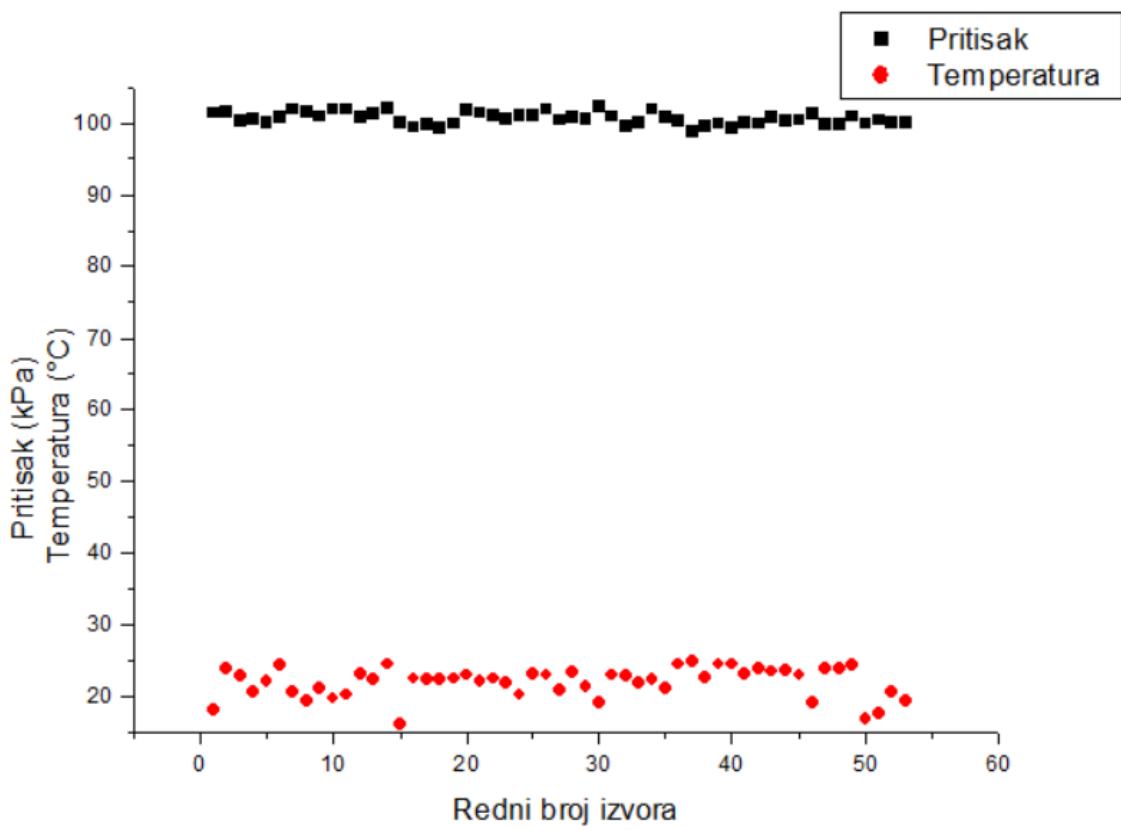


Slika 16: Snaga kerme u odnosu na redni broj izvora, normirano na najveće vrednosti

Razlike u jačini kerme od izvora do izvora mogu se pripisati samom izvoru, njegovoj aktivnosti u momentu merenja, tome koliko je vremena prošlo od kalibracije do vršenja merenja, ali i samoj specifikaciji izvora, odnosno proizvođaču.

4. Analiza ambijentalnih uslova

Naposletku, analiza ambijentalnih uslova govori da je srednja vrednost pritiska 100,66 kPa, sa standardnom devijacijom od 0,84 K a temperature 21,9 °C sa standardnom devijacijom od 2,1°C. Može se primetiti da su sva merenja tokom godina bliska baš ovim vrednostima, što je i očekivano, uvezvi u obzir da je merenje uvek vršeno na istom mestu, u prostoriji koja je namenjena za izvođenje brahiterapijskih tretmana i koja je klimatizovana.



Slika 17: Promena vrednosti pritiska i temperature sa izvorima

5. Zaključak

Čin interkomparacije u svrhe izvođenja ovog rada upotrebljen je kao prilika da se brahiterapijske ionizacione komore koje su bile, ili su trenutno u upotrebi u radioterapijskim centrima u Sremskoj Kamenici, Nišu i Kladovu uporede sa komorom istih specifikacija, a koja pripada Institutu za nuklearne nauke „Vinča“, i koja je kalibrirana u laboratoriji koja omogućava sledljivost to primarnog standarda. Ovaj postupak može se smatrati kontrolom kvaliteta posmatranih ionizacionih komora. Na ovaj način, korisnici komora mogu se uveriti da su merenja koja izvode pomoću datih komora tačna i precizna.

Komore koje se trenutno nalaze u upotrebi u brahiterapiji na klinikama u Srbiji, ili su se koristile ranije, pokazale su zadovoljavajuću održivost u toku vremena. Uzevši u obzir da u Srbiji nikada ranije nije sprovedena procedura rekalibracije ionizacionih komora za brahiterapijsku upotrebu, ali je rekalibracija ionizacionih komora koje se koriste u drugim oblastima radioterapije ustaljena praksa, moguće je zaključiti kako je poželjno razviti protokol i za redovnu rekalibraciju i proveru kalibracionih faktora i samih brahiterapijskih komora, uz raspolažuću opremu. Ovakav pristup omogućio bi bezbedniju primenu izvora zračenja unutar brahiterapije, koja i zahteva visoku preciznost isporuke doze na željenu zapreminu, i uveo potrebne korekcije po pitanju kalibracionih faktora, imajući u vidu da odgovor svakog dozimetrijskog sistema varira sa prolaskom vremena.

Evidentno je da su komore pokazale tačan i precizan odgovor na dozu, u poređenju sa komorom Instituta za nuklearne nauke „Vinča“, koja se može smatrati referentnom zbog kalibracije u laboratoriji sekundarnog standarda Međunarodne agencije za atomsku energiju (IAEA), uprkos činjenici da je svaka od njih kalibrirana samo jednom, pre početka upotrebe na klinici. Kontrole kvaliteta nadalje je svakako neophodno sprovoditi u intervalima veće frekvencije, kao što je to slučaj sa ionizacionim komorama drugih namena, iako one ne moraju nužno da uključuju interkomparaciju.

6. Reference

1. Baltas D, Sakelliou L, Zamboglou N. *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*. New York: Taylor & Francis; 2007.
2. Thomadsen BR, Rivard MJ, Butler WM, editors. *Brachytherapy Physics*. 2nd ed. Madison, WI, Medical Physics Publishing; 1995.
3. Petrović B. *Fizičke osnove Radioterapije*. Novi Sad: Univerzitet u Novom Sadu; 2018.
4. Podgorsak EB, editor. *Radiation Oncology physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, IAEA; 2005.
5. Nagappan B, Kumar Y, Patel NP, Dhull AK, Kaushal V. Brachytherapy source calibration, reviews, and consistency of ^{192}Ir high-dose rate afterloading sources supplied over the period of 10 years: A retrospective analysis. *Radiation Protection and Environment*. 2015; 38(4): 144-150.
6. International Atomic Energy Agency. *Calibration of radiation protection monitoring instruments*. Vienna, 2000. (Safety Reports No. 16)
7. Varian Medical Systems. *GammaMedplus™ Instructions for Use including the GammaMedplus™ 3/24 iX*. USA:Varian Medical Systems; 2018.
8. Standard Imaging Inc. *HDR 1000 Plus Well Chamber, User's Manual*. Middleton, WI: Standard Imaging Inc; 2011.

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: Diplomski rad

VR

Autor: Nevena Radovanlija

AU

Mentor: Prof. dr Borisлава Petrović
dr Miloš Živanović

MN

Naslov rada: Interkomparacija brahiterapijskih ionizacionih komora korišćenjem HDR izvora ^{192}Ir

NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JL

Zemlja publikovanja: Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje: Vojvodina

UGP

Godina: 2022

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa: Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

MA

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast: Fizika

NO

Naučna disciplina: Medicinska fizika

ND

Predmetna odrednica/ključne reči:

PO**UDK**

Čuva se: Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena: nema

VN

Izvod:

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća: 5.5.2022.

DP

Datum odrbrane:

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: Prof. dr Željka Cvejić
član: Doc. dr Sofija Forkapić
član: dr Jovana Knežević
član: dr Nikola Kržanović

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: Nevena Radovanlija

AU

Mentor/comentor: Prof. dr Borislava Petrović
dr Miloš Živanović

MN

Title: Intercpmparison of brachytherapy ionization well chambers using
single HDR source Ir192

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Republic of Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2022

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

Physical description: 5/182/32/0/71/0/3

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/Key words:

SKW

UC

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

HD

Note: none

N

Abstract:

AB

Accepted by the Scientific Board: 5.5.2022.

ASB

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

President: Prof. dr Željka Cvejić

Member: Doc. dr Sofija Forkapić

Member: dr Jovana Knežević

Member: dr Nikola Kržanović