

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET DEPARTMAN ZA FIZIKU



In vivo dozimetrija – uvođenje u kliničku upotrebu

diplomski - master rad

Mentor: prof. dr Miroslav Vesković

Kandidat: Robert Lakatoš

Novi Sad, septembar 2012.

Sadržaj

1.	Uvc	d		3 -
2.	Visc	oko er	nergetski fotoni	4 -
3.	Poje	edina	čne doze	6 -
	3.1.	Ulaz	na doza	6 -
	3.2.	Izlaz	na doza	7 -
	3.3.	Doza	a na kožu (površinska doza)	8 -
	3.4.	Doza	a mete	8 -
4.	Dio	dni do	pzimetri	· 12 -
	4.1.	Polu	ıprovodnički fenomen	· 12 -
	4.2.	P-N	spoj ili dioda kao radijacioni detektor	- 12 -
	4.3.	Dioc	le	- 13 -
5.	Opi	s apai	rature	· 16 -
	5.1.	Dioc	Ini detektori	· 17 -
	5.2.	Elek	trometar za apsolutnu dozimetriju	· 18 -
	5.3.	Farn	ner komora	· 18 -
6.	Opi	s mer	enja i diskusija rezultata	- 19 -
	6.1.	Valio	dacija pre upotrebe	- 19 -
	6.1	.1.	Stabilnost signala	- 19 -
	6.1.	2.	Generalna preciznost	- 19 -
	Ge	neral	na preciznost	· 19 -
	6.1.	3. Lin	earnosti sa promenom broja monitorskih jedinica (MU)	- 20 -
	6.1.	4.	Odbroj dioda sa promenom brzine doze (dose rate)	- 21 -
	6.1.	5.	Perturbacija radijacionog polja iza diode	· 22 -
	6.2.	Kalik	praciona merenja	- 23 -
	6.2.	1. Kal	ibracija diode	- 23 -
	6.2.	2. Od	ređivanje korekcionih faktora	· 24 -
	6.2.	2.1.	Korekcioni faktor veličine polja (CF _{fs})	- 25 -
	6.2.	2.2.	Korekcioni faktor veličine SSD-a (CF _{SSD})	- 26 -
	6.2.	2.3.	Korekcioni faktori ugla klina (wedge) (CF _{wedge})	- 27 -
	6.2.	2.4.	Korekcioni faktor aksijalne simetrije (CF _{axial})	- 28 -

	6.2.2.5.	Korekcioni faktor transferzalne simetrije (CF _{trans})	- 30 -
	6.2.2.6.	Korekcioni faktor na udaljenost od centralne ose (CF _{off axis})	- 31 -
7.	Klinička pri	mena	- 33 -
8.	Zaključak		- 35 -
9.	Literatura		- 36 -

1. Uvod

Postoji mnogo koraka u lancu procesa koji određuje isporučenu dozu pacijentu koji se podvrgava radioterapiji i svaki od ovih koraka moze uvesti određenu mernu nesigurnost. Stoga je potrebno za pojedine grupe pacijenata ili u neobičnim uslovima lečenja koji treba da daju ultimativnu proveru stvarnog lečenja, koristiti in vivo dozimetriju. In vivo dozimetrija je najdirektnija metoda za monitoring doze koju pacijent primi tokom radijacione terapije.

In vivo merenja se mogu podeliti na ulazna merenja doze, izlazna merenja doze i intrakavitaciona merenja doze. Pošto će se u ovom radu obrađivati samo ulazne doze iz tog razloga mi ćemo se zadržati samo na ulaznim dozama.

 merenje ulazne doze služe za proveru izlaza i karakteristika samog aparata za zračenje kao i proveru tačnosti pacijentnog plana zračenja

In vivo dozna merenja ne služe samo da bi se proverila doza zračenja isporučena ciljanoj meti već i da bi pratili dozu isporučenu na organe od rizika. Ako koristimo merenja samo ulazne doze, ulazna doza mora da se konvertuje u odgovarajuću ciljanu dozu koristeći informacije iz planova pacijentna i samog tretmana. Kombinacija merenja ulaznih i izlaznih doza daju precizniji način za dobijanje ciljane doze. Postoje mnoge metode za dobijanje središnje doze, ali su primenljive samo kod simetrično homogenih delova tela, dok kon enehomogenih delova mogu da daju značajna odstupanja.

2. Visoko energetski fotoni

Prilikom upotrebe polja visokoenergetskih fotona, ulazna doza D_{entrance} i izlazna doza D_{exit} su definisane kao tačke na određenoj udaljenosti od površine pacijenta na ulazu i izlazu polja (odnosno ulazna i izlazna površina pacijenta, respektivno). Ova razdaljina jednaka je "dubini maksimalnog build-up-a,, d_{max} (slika 1). Ovakva definicija D_{exit}, simetričnog sa D_{entrance} i vodeči računa o središnjoj liniji, je uprošćavanje u čestoj upotrebi dva suprotna polja, i korisno je kod dobijanja doze mete D_{target}.

Veoma je vazno proveriti doprinos svakog polja ponaosob dozi mete, bar tokom prve sesije tretmana, kako bi identifikovali moguće uzroke grešaka i ako je potrebno ispraviti ih.



Slika 1. Šematski prikaz različitih doza uključenih u in vivo dozimetriju pri upotrebi jednog fotonskog polja. Površinska doza (D_{surface}) je definisana 0,05cm pre ulazne površine, ulazna doza (D_{entrance}) na dubini d_{max}, doza mete (D_{target}) na dubini dozne specifikacije, izlazna doza (D_{exit}) na rastojanju d_{max} od izlazne površine na osi polja. Definicija izlazne doze zahteva uslove potpunog elektronskog rasejanja u nazad (pošto je d_{max} veće nego što je opseg rasejanja elektorna u nazad (s), ali ipak manje nego opseg rasejanja fotona u nazad).

lako je tokom prve sesije tretmana provereno svako polje i njegov doprinos ukupnoj dozi mete, ponekad je dobro i pratiti ponovljivost tretmana kod svake sledeće sesije. Kako bi se ustedelo vreme koje je potrebno za proveru svakog polja ponaosob, možemo na pacijenta postaviti in vivo detektor i na taj način pratiti tok cele sesije tretmana uključujući sva polja i njihove doprinose. Sve dok ulazna i izlazna doza pojedinačnog polja nije pod uticajem doprinosa od drugih polja, definisanje $D_{entrance}i$ D_{exit} je moguće za svako polje ponaosob. Međutim to nije uvek slučaj, pogotovo ne za 2 suprotna paralelna polja za koja vrednosti ulazne i izlazne doze gube svoje značenje i trebaju se zameniti sa dozama $D_{M,1}$ i $D_{M,2}$ na dubinama maksimuma doze od ulazne površine svakog od polja $d_{M,1}$ i $d_{M,2}$, respektivno. (slika 2)



Slika 2. Šematski prikaz različitih doza uključenih u in vivo dozimetriju za 2 paralelna suprotna fotonska polja. Polja su jednako ponderisana na dubini mete, što je ili na sredini $d_1=d_2$ (A) ili ne necentralnoj poziciju $d_1 < d_2$ (B)

3. Pojedinačne doze

3.1. Ulazna doza

Na ulaznoj strani medijuma ozračenog poljem fotona, doza se postepeno povećava od manje vrednosti na površini sve do maksimalne vrednosti D_{entrance} na dubini od d_{max}, koja zavisi od energije, veličine polja, SSD-a (razdaljina od izvora do kože pacijenta), uvođenja uređaja za modifikaciju snopa, kao i njegovo rastojanje od površine pacijenta. Uopšteno povećanje doze je funkcija dubine od površine do dubine d_{max} koja je najstrmija odmah po ulasku u pacijenta da bi na nekoj udaljenosti njena veličina porasta opala i na kraju dostigla svoj maksimum na dubini od d_{max}. Ovo znači da merenje D_{entrance} mora biti obavljeno sa dovoljno materijala ispred i oko detektora na rastojanju površine pacijenta kako bi se održala njegova reproducibilnost.

Većina detektora koji se koriste za in vivo dozimetriju imaju osetljivi deo debeo oko 1mm ili manje, što znaci da kada su na površini pacijenta oni integrišu dozu u predelu veoma strmog doznog gradijeta. To značajno otežava tačno određivanje odnosa između doze na detektor i D_{entrance}.Šza više, kada se koristi detektor bez materijala oko njega, on vrši detekciju i svih headscatter elektrona poreklom od glave aparata. Poznato je da broj ovih elektrona raste sa velicinom otvora kolimatora,a opada kao funkcija SSD-a. Kako bi ograničili sto je moguće vise headsactter elektrona na D_{entrance}, potrebno je koristit buil-up kapu na detektoru onih dimenzija koja odgovara dimenziji neophodnoj da obezbedi potpuni buil-up za najmanje otvaranje kolimatora u odsustvu bilo kakve dodatne opreme (slika 3, tabela 1). Problem se javlja kod viših energija gde je debljina build-up kape može biti tolika (nekoliko centimetara tkivno ekvivalentnog materijala) da može da utiče na komfor pacijeta i da dovede do smanjenja doze u tretiranoj zapremini.



Slika 3. Varijacije odgovora diode kao funkcija otvora kolimatora (za energije 18MV i ⁶⁰Co). Kada je detektor pokriven build up materijalom pune debljine, odstupanja koja se javljaju su manja od 1% i za Cobalt 60 i za 18MV rendgenske zrake, kada se povećava otvor kolimatora od 5x5cm do 30x30cm. Međutim kada bi koristili build up materijal debljine samo 2cm za 18 MV X zrake, povećanje doprinosa head scatter elektrona uzrokuje očiglednu osetljivost i izraženiji porast u funkciji otvora kolimatora.

Photon energy	d _{max}			
	Field 5 cm x 5 cm	Field 30 cm x 30 cm		
cobalt-60	0.4 cm	0.2 cm		
4 MV	1.0 cm	0.8 cm		
6 MV	1.7 cm	1.5 cm		
18 MV	3.5 cm	2.0 cm		
25 MV	4.4 cm	2.5 cm		

Tabela 1. Primeri maksimalnog build-up d_{max} za fotonska polja kao funkija energije i veličine polja. Takođe ovi podaci daju nam indikaciju maksimalne debljine build-up-a koje se trebaju koristiti na detektorima.

3.2. Izlazna doza

Na izlaznoj strani pacijenta nalazi se build-down region, povezan sa nedostatkom radijacionog rasejanja u nazad iz vazduha koji se nalazi iza pacijenta (slika 1). ovaj nedostatak rasejanja u nazad se odnosi na fotone kao i sekundarne elektrone. Dok nedostatak rasejanja elektrona u nazad proizvodi build-down doze samo u nekoliko poslednjih milimetara ispred izlazne površine pacijenta (od oko 1mm za cobalt 60 do oko 3mm za 20MV X-zrake),

nedostatak fotonskog rasejanja u nazad utiče na mnogo veči region i povećava se kao funkcija veličine polja. Šta više širenje regiona gde dolazi do povečanja debljine sloja rasejanja fotona u nazad se rezultuje kao povećanje izlazne doze, ali je primećeno da opada sa porastom energije fotona.

Zbog ovakvog dvokomponentnog rasejanja u nazad blizu površine snopa, pozicija na kojoj bi trebalo da se definiše D_{exit} je mnogo manje očigledna nego D_{entrance}. Za potrebe preračunavanja doze mete, D_{exit} se uzima na dubini d_{max} od izlazne površine.

Kako bi dobili D_{exit} na dubini d_{max}, neophodno je da je detektor okružen dovoljnom količinom materijala kako bi se obezbedilo kompletno rasejanje elektrona u nazad (u suprotnom bi detektor bio u velikom doynom gradijentu sto bi uticalo na preciznost). Iako su debljine buildup i build-down regiona realno različite, u praksi najčešće koriste iste debljine obloge oko detektora.

3.3. Doza na kožu (površinska doza)

Za merenje doze za kožu D_{surface}, koja se definise na dubini od 0.05cm ispod površine, koriste se tanki detektori koji moraju biti oblozeni build-up materijalom debljine 0.05cm.

3.4. Doza mete

Veoma pojednostavljen pristup definise dozu mete kao aritmetičku sredinu doza D_{entrance} i D_{exit}. Ovaj metod koji je prihvatljiv u mnogim praktičnim situacijama može ipak dati grešku od nekoliko procenata u nekim drugim slučajevima.

Precizniji metod zasnovan je na simetričnoj ekspanziji ili kompresiji realnog pacijenta na deblji ili tanji vodeni fantom. Preduslov za ovakvo odrešivanje doze jeste da je nehomogeno tkivo simetrično i ravnomerno raspoređeno u odnosnu na središnju liniju. Većina regija je pogodna za ovakvu vrstu određivanja doza u pravcu levo-desno (lateralno), zbog simetričnog rasporeda različitih tipova tkiva. (Slika 4a) Nažalost, izuzev mozga i lobanje ova metoda nije primenljiva u pravcu napred-nazad (antero-posterior) (slika 4b)

Uopšteni metod se bazira na konceptu izlazne transmisije T_{exit} i središnje transmisije T_{mid}, koja se dofiniše kao brzina doze na dubini (z-d_{max}) ili z/2 respektivno i ulazne doze (slika 5). Dubina z je debljina vodenog ekvivalenta pacijenta. Procena apsorbovane ciljane doze sadrži tri koraka:

- utvrđivanje merene izlazne doze (T_M) za datog pacijenta: T_M= $D_{M,exit} / D_{M,entrance}$

- izvođenje središnje transmisije (T_{mid}) za datog pacijenta iz merenih izlaznih transmisija iz pomoć dve grupe krivih
- procena apsorbovane srednje doze D_{mid} iz proizvoda merene ulazne doze (D_{M,entrance}) i središnje transmisije (T_{mid})



Slika 4. Primeri simetričnog (A) i asimetričnog (B) rasporeda tkiva, u odnosu na središnju dubinu.



Slika 5. Šematska reprezentacija doza korištenih u definiciji različitih transmisija. Izlazna i središnja transmisija, T_{exit} i T_{mid} respektivno, su definisani kao brzina doze D_{exit} i D_{mid} na središnjij dubini od z/2, u odnosu na D_{entrance}.

-Dobijanje središnje transmisije

Izlazne i središnje transmisione krive koje su potrebne za izvođenje središnje transmisije, iz merene izlazne transmisije su teoretske krive računate iz odnosa tkiva i fantoma (tissue phantom ratio's TRP) uzetog na nivou bilo izlaza polja bilo središnje dubine. Sredina pacijenta se pretpostavlja da je u izocentru na razdaljini SAD (source-axis-distance) od izvora.

$$T_{extr} = \frac{TPR(A', z - d_{max})}{TPR(A', d_{max})} \bullet \left[\frac{SAD - \frac{z}{2} + d_{max}}{SAD + \frac{z}{2} - d_{max}} \right]^2 \bullet \frac{B_{A'}}{B_{A_o}} \bullet \frac{1}{B'_{A'}} \quad [1]$$

$$T_{mid} = \frac{TPR(A, z/2)}{TPR(A, d_{max})} \bullet \left[\frac{SAD - \frac{z}{2} + d_{max}}{SAD} \right]^2 \bullet \frac{B_{A}}{B_{Ao}} \quad [2]$$

TPR se koriguje zakonom inverznog kvadrata uzimajući u obzir rastojanja između tačaka koje se porede. B_A, B_A' i B_{A0} su backscatter faktori (faktori rasejanja) za polja veličina A, A' i A₀, respektivno u izocentru (z/2), u tački izlazne doze (z-d_{max}) i u tački ilazne doze na dubini d_{max} (slika 5).

$$A' = A \bullet \frac{SAD + \frac{z}{2} - d_{\max}}{SAD} \qquad [3]$$
$$A_o = A \bullet \frac{SAD - \frac{z}{2} + d_{\max}}{SAD}$$

 B'_{A} je korekcioni faktor za nekompletno fotonsko rasejanje u nazad na dubini d_{max} od izlazne površine polja.

Postoje krive središnje i izlazne transmisije za cobalt-60 i x-zrake energije 6MV koje su dale indikaciju za više energije, krive koje daju T_{mid} i T_{exit} kao funkcije veličine polja A i A['] kao i dubine prikazane su na slici 6 za fotone energija 18MV. Međutim, u mnogim kliničkim slučajevima, jednostavno uzimanje aritmetičke sredine ulazne i izlazne mogu biti dobre aproksimacije.



Slika 7. Transmisione krive dobijene za X-zrake energija 18 MV. Izlazna i središnja transmisija T_{exit} i T_{mid} su nacrtane kao funkcija vodenog ekvivalenta debljina (z) i (z/2) respektivno. Obe grupe krivih su računate za različite ekvivalentne veličine polja

4. Diodni dozimetri

Diodni dozimetri, koji pripadaju kategoriji poluprovodničkih detektora, uporedivi su sa jonizacionim komorama ali se koriste bez spoljašnjeg napona i mnogo su osetljiviji za istu detektorsku zapreminu. U in vivo dozimetriji oni obezbeđuju brzi odgovor ali se moraju koristiti sa oprezom.

4.1. Poluprovodnički fenomen

Poluprovodnički kristali, germanijum ili silicijumski, u njihovom osnovnom stanju su električni izolatori, ali i mala kolicina toplotne energije je dovoljna da se pojavi provodnost u materijalu. Energija se prenosi na elektrone koji tada može napustiti kristalnu rešetku , ostavljajući za sobom pozitivnu šupljinu. Kao i elektron i ova šupljina učestvuje u električnoj provodnosti.

Unutrašnja poluprovodnost kristala može se značajno povećati dopiranjem kristala nekim nečistoćama koje mogu biti akceptorke ili donorske prirode. Donorske nečistoče povećavaju broj elektrona u kristalu, dok akceptorske nečistoče smanjuju broj elektrona u kristalu i povećavaju broj šupljina. Kao donori najčešće se koriste fosfor i arsen, a kao akceptori bor ili aluminijum. Na taj način nastaju poluprovodniči p ili n tipa u zavisnosti da li se radi o donorskim ili akceptorskim primesama, respektivno.

4.2. P-N spoj ili dioda kao radijacioni detektor

Dioda je interni spoj između poluprovodnika p i n tipa. Na spoju dva poluprovodnika javlja se prelazni sloj na kome se javlja potencijalna razlika od oko 0.7V za silicijumske diode. Kao rezultat te potencijalne razlike javlja se električno polje E (slika 8). Kada se dioda koristi u dozimetriji ona se koristi bez prednapona i koristi se u režimu kratkog spoja.



Slika 8. Princip diodne detekcije u rezimu kratkog spoja. Radijacija proizvodi elektrone ii šupljine u prelaznom sloju koji bivaju privučeni na pozitivnu u negativnu stranu diode, respektivno. Kao rezultat struja I koja će se javiti u spoljnom kolu bice proporcionalana broju naelektrisanja koje je proizvedeno.

4.3. Diode

Poluprovodničke diode, kada su priključene na odgovarajuči elektrometar daju jedinstvenu kombinaciju visoke osetljivosti, direktnog očitavanja, operacione jednostavnosti , male veličine i robusnosti.

Kada je dioda asimetrično dopirana nastaju diode p ili n tipa. U in vivo dozimetriji češće se koriste diode p tipa.



Slika 9. Šematski pregled osnovnih karakteristika silicijumske diode p tipa kao radijacionog detektora

Detektorska osetljivost zavisi od životnog veka nosioca naelektrisanja i od broja rekombinacionih centara u kristalu koji zavisi od tipa diode, nivoa dopiranja i od akumulisane doze. Pošto zračenje indukuje rekombinaciju centara u kristalnoj rešeci, osetljivost će opasti sa akumulisanom dozom.

Efekti radijacione štete predstavljaju glavno ograničenje silicijumskih dioda. Pored toga postoje i druga ograničenja:

- diodni signal zavisi od energije fotona. Ovo se javlja zbog višeg atomskog broja silicijuma (Z=14) u odnosu na meko tkivo (Z≈7) kao i odgovarajućeg većeg doprinosa diodnog signala iz foto-električnog efekta
- diodni signal je zavistan od brzine doze. Na velikim vrednostima brzina doza rekombinacioni centri su "okupirani, i to dovodi do relativno niže brzine rekombinacije. Ovo dovodi do proporcionalno većeg odziva na višim brzinama doza. Ovaj efekat je izraženiji za n-tip Si dioda
- zavistnost signala od temperature. U principu osetljivost se povećava sa porastom temperature. Ovaj efekat je manje izražen za neozračene diode i povećava se sa akumlisanom dozom.

Pored ovih ograničenja, prava vrednost ulazne doze zavisi od geometrijskih parametara kao sto su SSD, veličina polja, upotrebe klina (wedge) itd. Iz ovih razloga treba uvesti korekcione faktore na sve geometrijske uslove. Pored fizičkih osobina dioda i drugi faktori doprinose veličini korekcionih faktora. Kao prvo tu je neizbežna činjenica da se dioda nalazi izvan pacijenta ili fantoma. uslovi pod kojima dolazi do fotonskog rasejanja od diode su različiti od onih na mestu ulazne doze, odnosno na dubini maksimalne doze u pacijentu ili fantomu. Pored toga, do diode moze doci drugačija količina elektrona rasejanih iz glave aparata (head scatter electrons). Kao posledica toga, efekat veličine polja, SSD ili prisustvo klina mogu izazvati velike varijacije u korekcionim faktorima.



Slika 10. Primer oblika detektora. Dioda se prikljucuje najedinicu koja se nalazi u sobi za tretiranje, a ona je spojena se elektrometrom izvan sobe.

Na diodni signal utiče i sama debljina diode kao i oblik build-up kape (slika 10). Kako bi se minimalizovali korekcioni faktori i obezbedila preciznost merenja, poželjno je da debljina builup materijala oko diode odgovara dubini maksimuma doze. Takođe treba vodoti računa o tome da što je debljina build-up kape veća to je veća i perturbacija polja.

5. Opis aparature

Izrada praktičnog dela ovog rada izvođena je u Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici na odeljenju radiološke terapije. Merenja su vršena na linearnom akceleratru modela Varian 600DBX fotonske energije 6 MV.





Korišćena oprema za in vivo dozimetriju je proizvođača SUN NUCLEAR model IsoRad za primenu u fotonskom snopu zračenje energije 6 MV. Osnovni delovi i praktično postavljanje sistema su prikazana na slici koja sledi:



Slika 12. Šema postavljanja sistema. moduli A i B nalaze se u prostoriji za tretman a kontrolni moduo C nalazi se u kontrolnoj sobi.

Prednosti ovog sistema su jednostavna postavka i jednostavna upotreba, automatska kompenzacija temperature pacijenta, real-time dostupnost podataka preko IVD2 pod-a, korišćenje preko kontrolnog modula ili preko odgovarajučeg softvera kada je kontrolni modul povezan sa računarom, lak pristup podacima pacijenata kao i svim korekcionim fatkorima preko softvera.

5.1. Diodni detektori

ISORAD detektori koji su korišćeni napravljeni su tako da se postavljaju na površinu pacijenta, najčešće tokom prvog zračenja kako bi se izvršila kontrola plana zračenja koji je napravljen. Detektori su napravljeni tako da daju visoku stabilnost signala kao i veliku osetljivost. Oko detektora nalazi se builup materijal, tako da se merenje koje se dobija odgovara vrednosti dobijenoj u buildup-u.

Diodni detektori koji su korišćeni su ugaono nezavisni što im daje mogućnost lakše upotrebe. Izgled jedne takve diode i njene karakteristike prikazane su na slici i tabeli koje slede:



Slika 13. Diodni detektor za fotonski spektar energije 6 MV

	IsoRad
Opseg napona	6-12 MV
Builup materijal	Molibden
Buildup (g/cm ²)	1.6
Energija koja se koristi za direktni odgovor	6 MV
Detektorska površina (mm ²)	0.97
Zavisnost od brzine doze	± 1%, 75-250 SSD
Osetljivost detektora (nC/Gy)	27
Stabilnost detektora	0.5 %/kGy pri 6 MV
Aktivna dimenzija (mm)	1.4 u diametru

Tabela 2: Karakteristike diodnog detektora

5.2. Elektrometar za apsolutnu dozimetriju

Elektrometar za apsolutnu dozimetriju koji je korišćen je proizvođača IBA model DOSE1 (slika 14). DOSE1 je prenosivi, jedno kanalni, visoko precizni elektrometar, koji ima veliku tačnost sa visokom rezolucijom u širokom dinamičkom opsegu. Može da se koristi sa jonizacionim komorama, poluprovodničkim detektorima i dijamantskim sondama za merenje apsorbovane doze. Tokom korišćenja elektrometra apsorbovana doza merena je FARMER jonizacionom komorom koja ima grafitno jezgro. Neke od osnovnih karakteristika elektrometra su sledeće:

- izlazni napon ±500 V u koracima od 1 V
- temperaturni opseg rada 15-35 °C i opseg vlažnosti vazduha 10-80%
- napon mreže 100-240 V, 50/60 Hz
- merenje naelektrisanja u opsegu 40pC 1.0 C sa rezolucijom od 1pC
- merenje struje u opsegu 40pA 1000nA sa rezolucijom 0.1pA







Slika 14. Farmer komora

5.3. Farmer komora

Farmer komora koja je korišćena za merenje apsorbovane doze proizvođača je IBA (slika 15), to je tip komore koji se koristi za merenja velike ponovljivosti kako u vazduhu tako i u čvrstim ili vodenim fantomima. Pogodna je za apsolutnu dozimetriju fotonskih, elektronskih kao i protonskih radioterapeutskih polja zračenja.

6. Opis merenja i diskusija rezultata

6.1. Validacija pre upotrebe

6.1.1. Stabilnost signala

Stabilnost signala koji je pod uticajem struje curenja, treba proveriti nakon odredjenog vremena posle ozračivanja. U odnosu na vrednost koja se dobije merenjem, struja curenja ne sme da utiče na veličinu signala više od 1%.

Stabilnost signala dioda je proverena na taj način sto su diode ozračene sa 100 MU na rastojanju SSS=100cm u izocentru postavljene na real water fantom debljine 6cm. Vrednost dobijena neposredno po ozračivanju je zadržana i ponovno očitana nakon 5 min. Vrednosti dobijene za obe diode prikazane su u tabeli koja sledi.

	#1 [cGy]	#1 [cGy]	#2 [cGy]	#2 [cGy]
	(0min)	(5min)	(0min)	(5min)
1	99.80	99.90	100.20	100.30
2	99.80	99.80	100.10	100.10
3	99.90	99.90	100.20	100.10

Tabela 3. Stabilnost signala diode. (#1 predstavlja diodu A, a #2 predstavlja diodu B)

Standardna devijacija dobijenih rezultata uklapa se u predviđenu vrednost greske od maksimalno 1%, i iznosi 0,1%

6.1.2. Generalna preciznost

Generalna preciznost i ponovljivost signala diode je potvrdjena tako sto su obe diode ozračivane uzastopno 10 puta pod istim uslovima i dobijene vrednosti signala ne bi trebale na imaju vecu vrednost standardne devijacije od 0.5%. Isporučena doza na didoe je bila 100 MU, razdaljina od glave aparata do površine fantoma SSD=100cm a dioda je postavljena u izocentru na površini fantoma. Vrednosti dobijene merenjem prikazane su u tabeli i na graficima što slede:

100MU	#1	#2
1001010	[cGy]	[cGy]
1	100.00	100.20
2	99.80	100.10
3	99.70	100.00
4	99.70	100.10
5	99.80	100.00
6	99.70	100.00
7	99.70	100.10
8	99.70	100.10
9	99.70	100.10
10	99.70	100.10

Tabela 4. Ponovljivost signala diode. (#1 dioda A i #2 dioda B)



Slika 14. Grafički prikaz ponovljivosti diode A Slika 15. Grafički prikaz ponovljivosti diode B Standardne devijacije srednje vrednosti dioda iznose: 0.092 % za diodu A (#1) i 0,202 % za diodu B (#2), što je vrednost koja je manja od dozvoljene greske koja iznosi 0,5 %.

6.1.3. Linearnosti sa promenom broja monitorskih jedinica (MU)

Linearnost sa promenom broja MU je proverena tako što su diode bile postavljene u izocentru na površini fantoma, SSD=100cm i ozračivane sa različitim vrednostima MU. Dobijeni podaci prikazani su u tabeli i na grafiku koji slede:

	MU	#1 [cGy]	#2 [cGy]
1	20	20.00	19.50
2	40	39.90	39.00
3	60	59.80	58.40
4	80	79.70	77.90
5	100	99.60	97.40
6	200	199.00	194.50
7	300	298.40	292.20
8	400	397.90	389.30
9	500	497.40	486.20
10	600	597.40	583.30
11	700	689.00	679.50

Tabela 5. Linearnost sa promenom broja MU. (#1 dioda A i #2 dioda B)



Slika 16. Linearnost sa promenom broja MU za diodu A Slika 17. Linearnost sa promenom broja MU za diodu B

6.1.4. Odbroj dioda sa promenom brzine doze (dose rate)

Linearnost sa promenom brzine doze vršena je na taj način što su diode bile postavljene na fantom debljine 6cm u izocentru, SSD=100cm, 100 MU, a brzina doze menjala u rasponu od 80 do 400 sa korakom od 80. Rezultati dobijeni merenjem predstavljeni su u tabeli i na graficima koji slede:

	dose rate	#1 [cGy]	#2 [cGy]
1	80	99.60	97.60
2	160	99.40	97.60
3	240	99.40	97.40
4	320	99.50	97.60
5	400	99.60	97.50

Tabela 6. Linearnost sa promenom brzine doze (dose rate) za diode A (#1) i B (#2)



Slika 18. Zavisnost očitavanja diode A (#1) sa promenom brzine doze (dose rate)

Slika 19. Zavisnost očitavanja diode B (#") sa promenom brzine doze (dose rate)

6.1.5. Perturbacija radijacionog polja iza diode

Perturbacija radijacionog polja iza diode odnosno uticaj na vrednost očitavanja FARMER komore vršena ja na taj način da se dioda postavlja ispred komore u fotonskom snopu i merimo koliko sama dioda utiče na veličinu polja, odnosno koliki uticaj ima dioda na smanjenje jačine polja. Prilikom merenja FRMER komora nalazila se u fantomu na dubini builup-a, što za fotonsko zračenje energije 6 MV iznosi 1,5cm, i na površinu fantoma koja se nalazi na udaljenosti SSD=100cm postavljana je dioda. Očitavanja FARMER komore date su u tabeli.

	#1 (nC)	bez diode	#2 (nC)	bez diode
1	17.12	18.04	19.75	20.66
2	17.1	18.06	19.74	20.65
3	17.1	18.03	19.74	20.64
4	17.11	18.03	19.73	20.64
5	17.11	18.05	19.73	20.64

Tabela 7. Perturbacija radijacionog polja iza diode. Uticaj diode A (#1) i diode B (#2) na referentno polje.

Iz dobijenih očitavanja komore možemo zaključiti da dioda svojom konstrukcijom utiče na smanjenje kvantiteta polja i to dioda A za 7,12%, a dioda B za 4,4%, što nam daje prosečnu vrednost uticaja dioda na kvantitet snopa od 5,76%.

6.2. Kalibraciona merenja

6.2.1. Kalibracija diode

Dioda se kalibriše za merenje ulazne doze kada je postavljena na kožu pacijenta, i izmerena doza treba da odgovara dozi u tkivu na dubini buildup-a. Kalibraciona procedura prvo uključuje određivanje kalibracionog faktora. Kalibracija diode vrši se za svako polje koje se koristi u kliničkoj praksi. Zbog varijacija diodnog signala sa akumuliranom dozom, kalibracija treba da se ponavlja u određenom vremenskom intervalu, taj interval je obično nedeljni ili mesečni.

Veličina ulazne doze se računa kao proizvod očitavanja diode, kalibracionog faktora i korekcionog faktora (jednačina 1). Kalibracioni faktor je definisan kao odnos doze ocitane jonizacionom komorom i ocitavanja diode u istoj referentnoj geometriji (jednačina 2).

$$D_{entr} = R_{entr,diode} \cdot F_{cal} \cdot \prod CF_i \qquad (1)$$

$$F_{cal} = \left(\frac{D_{ic}}{R_{diode}}\right)_{ref. \ condition} \tag{2}$$

Dioda se može kalibrisati jonizacionom komorom samog akceleratora ili drugom sekundarnom referentnom komorom. Kako bi odredili kalibracioni faktor dioda se postavlja na površinu odgovarajućeg plastičnog fantoma,a jonizaciona komora se postavlja u sam fantom na centralnoj osi na dobinu builup-a (slika 20).



Slika 20. Procedura diodne kalibracije za ulazna dozna merenja. Jonizaciona komora se postavlja na referentnu dubinu builup-a (d_{max}) a dioda na površinu fantoma u referentnoj geometriji

Jonizaciona komora se na taj način nalazi na maksimumu dubinske doze. Referentna veličina SSD je 100cm, a veličina polja 10x10cm. Kalibracija se može vršiti sa jednom ili više dioda postavljenih u krugu oko centralne ose pod uslovom da nema značajnih odstupanja u doznom profilu na rastojanjima od centralne ose na koju se postavljaju diode. Osim toga, treba voditi računa o tome da se diode nalaze na dovoljno velikoj udaljenosti od centralne ose kako ne bi svojom geometrijom uticale na perturbaciju polja iza njih i da na taj način ne bi uticale na ocitavanje komore.

6.2.2. Određivanje korekcionih faktora

Kako osetljivost diode, pa samim tim i njen odgovor zavise od različitih parametara kao što su energija, doza, temperatura, veličina polja itd. moramo uvesti korekcione faktore za diodna očitavanja kad se mereni uslovi razlikuju od kalibracionih uslova. Pošto se dioda postavlja na kožu pacijenta, uslovi rasejanja na diodi nisu isto kao i na jonizacionoj komori. Stoga se mora uvesti korekcioni faktor veličine polja, koji će morati da se upotrabljava čak i ako je debljina builup materijala dovoljno velika da garantuje elektručni ravnotežu.

Tokom kalibracije dioda određeni su sledeći kalibracioni faktori

- 1. Korekcioni faktor veličine polja (CF_{fs})
- Korekcioni faktor veličine SSD (CF_{SSD})
- 3. Korekcioni faktori ugla klina (wedge) (CF_{wedge})
- 4. Korekcioni faktor aksijalne simetrije (CF_{axial})
- 5. Korekcioni faktor transferzalne simetrije (CF_{trans})
- 6. Korekcioni faktor na udaljenost od centralne ose (CF_{off axis})

6.2.2.1. Korekcioni faktor veličine polja (CF_{fs})

Korekcioni faktor veličine polja se definise kao:

$$CF_{FS} = \frac{OF_{ic}(c)}{OF_{diode}(c)}$$

gde je OF:

$$OF(c) = \frac{R(c)}{R(10\,\mathrm{cm})}$$

a *c* je veličina polja u *cm.*

Korekcioni faktor veličine polja meren je za veličine polja od 4x4cm do 40x40cm, a razultati merenja, a izrafunatim korekcionim faktorima prikazani su u tabeli koja sledi.

SSD=100cm	IC [nC]	#1 [cGy]	korekcioni faktor	IC [nC]	#2 [cGy]	korekcioni faktor
4x4	19.90	95.40	0.98018	19.48	92.40	0.97860
5x5	20.25	96.40	0.98708	19.88	93.60	0.98589
6x6	20.53	97.40	0.99045	20.14	94.50	0.98928
8x8	20.94	99.00	0.99390	20.59	96.20	0.99351
10x10	21.26	99.90	1.00000	20.94	97.20	1.00000
12x12	21.52	101.30	0.99824	21.14	98.00	1.00131
14x14	21.71	102.00	1.00014	21.33	98.80	1.00213
15x15	21.79	102.20	1.00186	21.41	99.20	1.00183
16x16	21.87	102.40	1.00358	21.48	99.40	1.00308
18x18	22.01	103.00	1.00412	21.61	99.80	1.00511
20x20	22.13	103.50	1.00472	21.73	100.40	1.00465
30x30	22.52	105.20	1.00590	22.08	101.90	1.00581
40x40	22.58	105.50	1.00571	22.15	102.20	1.00603

Tabela 8. Korekcioni faktori veličine polja za dodu A (#1) i diodu B (#2).

Grafički prikaz korekcionih faktora obe diode dat je na graficima koji slede:



polja za diodu A (#1)

Slika 22. Korekcioni faktor veličine polja za diodu B (#2)

6.2.2.2. Korekcioni faktor veličine SSD-a (CF_{SSD})

Korekcioni faktor za veličinu SSD se definiše kao:

$$CF_{SSD} = \frac{\frac{R_{ic} (z_{max}, 10x10 \,\text{cm}^2, \text{SSD})}{R_{ic} (z_{max}, 10x10 \,\text{cm}^2, \text{SSD} = 100 \,\text{cm})}}{\frac{R_{diodes} (10x10 \,\text{cm}^2, \text{SSD})}{R_{diodes} (10x10 \,\text{cm}^2, \text{SSD} = 100 \,\text{cm})}}$$

Dioda se postavlja na površinu plastičnog fantoma. Veličina polja je konstantna i iznosi 10x10 cm u izocentru. Očitavanja diode za različite SSD normalizuje se na očitavanje diode pri vrednosti SSD od 100cm i poredi se sa očitavanjima FRAMER komore postavljene u fantom na dubini d_{max}. Tokom merenja, vrednost SSD se menjala od 70 do 130cm.

Merene vrednosti očitavanja dioda i FARMER komore, kao i odgovarajući korekcioni faktori dati su u tabeli koja sledi:

SSD [cm]	IC [nC]	#1 [cGy]	korekcioni faktor	IC [nC]	#2 [cGy]	korekcioni faktor
70	43.22	210.30	0.96691	42.41	202.30	0.97672
80	33.20	158.90	0.98300	32.56	154.00	0.98505
90	26.29	124.70	0.99189	25.84	121.30	0.99249
100	21.34	100.40	1.00000	20.97	97.70	1.00000
110	17.65	82.70	1.00410	17.36	80.60	1.00348
120	14.89	69.30	1.01088	14.60	67.50	1.00773
130	12.68	58.80	1.01457	12.47	57.30	1.01393

Tabela 9. Korekcioni faktori promene SSD za diodu A (#1) i diodu B (#2)



Grafički prikaz korekcionih fatkora obe diode dati su na uporednim graficima koji slede:



Slika 24. Korekcioni faktor promene veličine SSD diode B

6.2.2.3. Korekcioni faktori ugla klina (wedge) (CF_{wedge})

Korišćenjem dimaničkog klina u polju dolazi do smanjenja brzine doze kao i same doze. Pošto osetljivost diode zavisi i od energije i od brzine doze, očekujemo da će korekcioni faktor biti različit od 1 kad se koristi klin. Korekcioni faktor klina se definise kao odnos faktora transmisije klina za polje 10x10 cm, meren FARMER komorom u fantomu na dubini builup-a i faktora transmisije klina za istu veličinu polja diodom postavljenom na površini fantoma.

faktori dati su u tabeli koja sledi:

Merene vrednosti očitavanja dioda i FARMER komora kao i odgovarajuči korekcioni

ugao klina		#1	korekcioni		#2	korekcioni
[°]		[cGy]	faktor		[cGy]	faktor
0	21.13	99.50	1.0000	20.68	100.40	1.0000
10	19.98	94.60	0.9946	19.57	95.10	0.9991
15	19.43	92.40	0.9902	19.65	92.50	1.0313
20	18.89	89.90	0.9895	18.52	90.00	0.9990
25	18.35	87.50	0.9875	17.98	87.50	0.9976
30	17.80	85.00	0.9861	17.44	85.10	0.9949
45	15.94	76.80	0.9774	15.62	76.90	0.9861
60	13.46	65.90	0.9618	13.18	66.00	0.9695

Tabela 10. Pregled korekcionih faktora dinamičkog klina diode A (#1) i diode B (#2)



Grafički prikaz korekcionih faktora prikazan je na uporednim slikama koje slede:

Slika 25. Korekcioni faktori dinamičkog klina diode A



6.2.2.4. Korekcioni faktor aksijalne simetrije (CF_{axial})

Merenje direktne ugaone zavisnosti diode postavljene u aksijalnom pravcu u odnosu na rotaciju glave aparata (gentrija) vrši se na taj način što se dioda postavlja na fantom u izocentru, veličina polja je 10x10cm, doza od 100 MU. Fantom komora se postavlja u fantom na dubini builup-a i belezi se samo vrednost u referentnim uslovima a to je za ugao rotacije od 0°, iz razloga sto je odgovor komore nezavistan od pravca polja koje na nju deluje. Varijacije diodnog signala sa uglom rotacije glave aparata u axijalnoj postavci diode kao i odgovarajući korekcioni faktori obe diode prikazani su na tabeli koja sledi:

ugao gentrija [°]	IC [nC]	#1 [cGy]	korekcioni faktor	#2 [cGy]	korekcioni faktor
270 (-90)	21.16	101.90	0.98528	102.20	0.96869
280 (-80)	21.16	101.20	0.99209	101.40	0.97633
290 (-70)	21.16	100.10	1.00300	100.30	0.98704
300 (-60)	21.16	99.30	1.01108	99.50	0.99497
310 (-50)	21.16	99.00	1.01414	99.10	0.99899
320 (-40)	21.16	98.90	1.01517	98.90	1.00101
330 (-30)	21.16	98.80	1.01619	98.90	1.00101
340 (-20)	21.16	98.90	1.01517	98.90	1.00101
350 (-10)	21.16	98.90	1.01517	99.00	1.00000
0	21.16	100.40	1.00000	99.00	1.00000
10	21.16	100.00	1.00400	99.20	0.99798
20	21.16	99.70	1.00702	99.20	0.99798
30	21.16	99.50	1.00905	99.30	0.99698
40	21.16	99.70	1.00702	99.40	0.99598
50	21.16	99.80	1.00601	99.70	0.99298
60	21.16	100.20	1.00200	100.00	0.99000
70	21.16	100.90	0.99504	100.80	0.98214
80	21.16	102.00	0.98431	102.00	0.97059
90	21.16	102.80	0.97665	102.70	0.96397

Tabela 11. Merene vrednosti odgovora dioda i korekcioni faktori axijalne zavisnosti dioda A (#1) i B (#2)

Grafički prikaz korekcionih faktora aksijalne simetrije za diode A i B dati su na uporednim graficima koji slede:



Slika 27. Korekcioni faktori aksijalne simetrije diode A (#1)

Slika 28. Korekcioni faktori aksijalne simetrije diode B (#2)

6.2.2.5. Korekcioni faktor transferzalne simetrije (CF_{trans})

Slično aksijalnoj simetriji, transferzalna zavisnost diodnog odgovora vrši se postavljannjem diode na površinu fantoma u izocentru, veličina polja 10x10cm i doza od 100 MU, razlika u odnosu na aksijalnu simetriju je orijentacija diode na fantomu, koja se sad rotira za ugao od 90° i na taj nafin postavlja transferzalno u odnosu na rotaciju glave aparata (gentrija).

Varijacije diodnog odgovora kao i odgovarajući korekcioni faktori prikazani su u tabeli koja sledi:

ugao		#1	korekcioni	#2	korekcioni
gentrija [°]		[cGy]	faktor	[cGy]	faktor
270 (-90)	21.16	78.80	1.2589	84.50	1.1728
280 (-80)	21.16	93.70	1.0587	94.60	1.0476
290 (-70)	21.16	97.90	1.0133	98.40	1.0071
300 (-60)	21.16	100.00	0.9920	100.00	0.9910
310 (-50)	21.16	99.60	0.9960	99.30	0.9980
320 (-40)	21.16	99.10	1.0010	98.90	1.0020
330 (-30)	21.16	99.60	0.9960	99.50	0.9960
340 (-20)	21.16	100.10	0.9910	100.00	0.9910
350 (-10)	21.16	100.20	0.9900	100.00	0.9910
0	21.16	99.20	1.0000	99.10	1.0000
10	21.16	98.20	1.0102	97.90	1.0123
20	21.16	97.80	1.0143	97.50	1.0164
30	21.16	97.50	1.0174	97.30	1.0185
40	21.16	96.90	1.0237	97.00	1.0216
50	21.16	95.60	1.0377	95.90	1.0334
60	21.16	94.30	1.0520	94.50	1.0487
70	21.16	93.20	1.0644	93.60	1.0588
80	21.16	92.30	1.0748	92.10	1.0760
90	21.16	92.00	1.0783	91.60	1.0819

Tabela 12. Merene vrednosti diodnih odgovora i korekcioni faktori transferzalne simetrije dioda A (#1) i B (#2)

Grafički prikaz korekcionif faktora transferzalne zavisnosti prikazani su na uporednim graficima, za diode A i B, koji slede:



6.2.2.6. Korekcioni faktor na udaljenost od centralne ose (CF_{off axis})

Zavisnost udaljenosti diode od centralne ose glave aparata, odnosto od izocentra vršena je na taj način sto se dioda pomerala od izocentra na jednu stranu za po 5mm, odnosno pomeranje pacijentni sto u lateralnom pravcu, i belezen je njen odgovor, odnosno očitana vrednost. Korekcioni faktor računao se u odnosu na referentnu vrednost koja je bila u izocentru, veličine polja 10x10 cm i doze od 100 MU. Dioda se postavlja na površinu fantoma, a FARMER komora je postavljana u fantom na dubini builup-a. Izmeren vrednosti kao i odogovarajuči korekcioni faktori dioda prikazani su u tabeli koja sledi:

pomeranje [mm]	IC [nC]	#1 [cGy]	korekcioni faktor	IC [nC]	#2 [cGy]	korekcioni faktor
0	21.18	100.20	1.0000	20.67	100.40	1.0000
5	21.19	100.30	0.9995	20.71	100.50	1.0009
10	21.24	100.30	1.0018	20.75	100.70	1.0009
15	21.27	100.50	1.0013	20.82	101.10	1.0003
20	21.34	100.80	1.0016	20.87	101.50	0.9987
25	21.40	100.90	1.0034	20.93	101.90	0.9977
30	21.42	101.10	1.0023	20.96	102.10	0.9971
40	21.22	100.90	0.9949	20.80	101.90	0.9915

Tabela 13. Zavisnost odgovora diode u odnosu na lateralno pomeranje pacijentnog stola, kao i korekcioni faktori dioda A (#1) i B(#2).

Grafički prikaz korekcionih faktora dioda u odnosu na pomeranje dioda od centralne ose prikazan je na uporednim graficima koji slede:



Slika 31. Korekcioni faktori zavisnosti diode A od pomeranja pacijentnog stola od centralne ose



Slika 32. Korekcioni faktori zavisnosti diode B od pomeranja pacijentnog stola od centralne ose

7. Klinička primena

Uvođenje u kliničku primenu bilo je moguće tek pošto su izvršena sva prekalibraciona i kalibraciona merenja i nakon što je izvršena validacija rezultata dobijenih merenjem. Prva provera sistema za in vivo dozimetriju sprovedena je na sledeći način. U sistemu za planiranje radioterapije isplanirana su 3 plana zračenja koja su se sprovodila na fantomu. Karakteristike ta tri plana su sledeće:

- Plan 1: dioda u izocentru, SSD=100cm, veličina polja je 10x10cm, a broj isporučenih monitorskih jedinica je 268 MU. Očekivana vrednost doze, preračunata sistemom za planiranje je 266,7 cGy. Izmerena vrednost in vivo dozimetrijom je 267,7 cGy. Što daje grešku od 0,37%
- 2) Plan 2: dioda u izocentru, SSD=90cm, veličina polja 10x10cm, a broj isporučenih monitoskih jedinica je 222 MU. Očekivana vrednost doze, preračunata sistemom za planiranje i sa uračunatim kalibracionim faktorima je 271,8 cGy. Izmerena vrednost doze in vivo dozimetrijom je 274,9 cGy, što daje grešku od 1,12%
- 3) Plan 3: dioda u izocentru, SSD=100cm, veličina polja 15X15cm, a broj isporučenih monitorskih jedinica je 255 MU. Očekivana vrednost dobijena sistemom za planiranje je 261,1 cGy, a izmerena vrednost in vivo dozimetrijom iznosi 260,1 cGy. Što daje grešku od 0.38%

Nakon izvršenih probnih merenja pristupilo se merenju ulaznih doza na samim pacijentima. U prilog ovog rada, vršeno je merenje isporučene doze na 3 pacijenta. Pacijenti su različitog pola, godina i imaju različite terapeutske indikacije. U tabeli koja sledi data su merene i očekivane vrednosti doza za tri pacijenta.

Pol	Mesto zračenja	Očekivana vrednost	Izmerena vrednost	Greška
М	CNS	0.538 Gy	0.536 Gy	0.8 %
М	CNS	2.685 Gy	2.724 Gy	1,4 %
Ž	Dojka	1,237 Gy	1,299 Gy	4,8 %

Tabela 14. Prikaz pacijenata na zralenju sa očekivanim i izmerenim vrednostima doza zračenja

Iz tabele možemo zaključiti da je greška koja se javlja kod zračenja dojki veća, a razlog tome je težina fiksiranja položaja tela tokom tog zračenja, dok je kod zračenja CNS-a, odnosno glave pacijenta, glava fiksirana maskom, i pomeranja pacijenta su samim time svedena na minimum.

Tokom merenja, diode su postavljane na krst končanice u slučaju CNS-a koji se lako moze utvrditi na maski pacijenta, dok je kod zračenja dojke, mesto na koje se stavlja dioda određeno na osnovu sistema za planiranje.

8. Zaključak

U ovom radu dat je opis kako prekalibracionih tako i kalibracionih merenja opreme za in vivo dozimetriju, kao i uvodjenje same tehnike u kliničku upotrebu u zdravstvenoj ustanovi koja se bavi dijagnostičkim i terapeutskim poslovima u radiološkoj terapiji. Na konkretnom primeru pacijenata dat je konačni ishod ovog rada uz zaključak da je metoda pogodna za korišćenje u kliničkoj primeni jer je pouzdana i ne uvodi veliku grešku u ceo sistem planiranja i terapije paciejnata. Dozvoljene vrednosti odstupanja kompletnog sistema su do 5%, a doprinos ovakvog sistema je daleko ispod granice greške.

Od znanja i veština koje se očekuju od fizičara kao odgovornog lica za rad sa ovakvom opremom očekuje se da ima afinitete i dobru manuelnu spretnost za rad u laboratorijskim uslovima kao i sposobnost za improvizaciju i korišćenje pribora i opreme. Znanje koje je potrebno svakako se odnosi na dozimetriju kao i elektroniku.

Pošto se radi o timskom radu i to u uslovima ograničenog vremena, rad sa pacijentima uz vrlo složenu instrumentaciju i organizaciju poslova od fizičara se očekuje da bude i dovoljno komunikativa ali i jasan i određen kod donošenja odluka.

Posebnu zahvalnost u izradi ovog rada izrazio bih doc. dr Borislavi Petrović kao i celom timu medicinskih fizičara zaposlenih na Institutu za onkologiju Vojvodine na odeljenju za radiološku terapiju, bez čije pomoći i upučivanja u materiju ovaj rad ne bi ni postojao.

9. Literatura

- 1. Radiation oncology physics; E.B. Podgoršak
- 2. Methods for In Vivo dosimetry in external radiotherapy; Jan Van Dam , Ginette Marinelo
- 3. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodws in external radiotherapy with photon beams (entrance dose); Dominique P. Huyskens, Ria Bogaerts, Jan Verstraete
- 4. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy, American association of physicist ist medicine
- 5. IVD2 reference guide; SUN NUCLEAR corporation
- 6. IsoRad detector users guide, Photon detector for in vivo dosimetry, SUN NUCLEAR corporation
- 7. <u>www.iba-dosimetry.com</u>

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:	Robert Lakatoš
AU	
Mentor:	prof dr. Miroslav Vesković
MN	
Naslov rada:	In vivo dozimetrija – uvođenje u kliničku upotrebu
NR	
Jezik publikacije:	srpski (latinica)
	······
Jezik izvoda:	srpski/engleski
JI 7linhlihin	C-1::-
Zemija publikovanja: 7 D	Sroija
LF Uže geografsko podmučio:	Voivodina
UCD	vojvodina
Godina:	2012
CO	2012
Izdavač	Autorski reprint
IZ	
Mesto i adresa:	Prirodno-matematički fakultet Trg Dositeja Obradovića 4 Novi Sad
MA	
Fizički opis rada:	
FO	
Naučna oblast:	
NO	
Naučna disciplina:	
ND	
Predmetna odrednica/ ključne reči:	
PO	
UDK	
Čuva se: ČU	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
Važna napomena:	nema
VN	
Izvod:	
IZ	

Datum prihvatanja teme od NN veća: **DP**

Datum odbrane: DO	
Članovi komisije: KO	
Predsednik:	doc. dr Borislava Petrović
član:	prof. dr Miodrag Krmar
član:	prof. dr Miroslav Vesković (mentor)

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:	Robert Lakatoš
AU	
Mentor/comentor:	prof. dr Miroslav Vesković
MN	
Title:	In vivo dosimetry – implementation in clinical practise
TI	
Language of text:	Serbian (Latin)
Language of abstract:	English
	0.1.
Country of publication:	Serdia
CP Logality of publication:	Voivodine
Ι Ρ	vojvodina
Publication year:	2012
PV	2012
Publisher:	Author's reprint
PU	
Publication place:	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
PP	
Physical description:	
PD	
Scientific field:	
SF	
Scientific discipline:	
SD	
Subject/ Key words:	
SKW	
UC	
Holding data:	Library of Department of Physics, Irg Dositeja Obradovica 4
HD N	
Note:	попе
Abstract.	
AD	

Accepted by the Scientific Board: ASB

Defended on: DE Thesis defend board: DB President: Member: Member:

doc. dr Borislava Petrović prof. dr Miodrag Krmar prof. dr Miroslav Vesković (menthor)