

Određivanje korekcijskih faktora ionizacijskih komora za specifično referentno polje Leksellovog gama noža

Gabriela Jazvac*

Fizički odsjek, Prirodoslovno-matematički fakultet, Bijenička 32, Zagreb

(Dated: 31. siječnja 2023.)

Za Leksellov gama nož određivana je apsorbirana doza u vodi pomoću šest ionizacijskih komora. Mjeren je naboj sakupljen ionizacijskom komorom nazivnim naponom ionizacijske komore i dvostruko manjom vrijednošću napona. Zabilježeni su temperatura i tlak za svako mjerenje. Izračunati su korekcijski faktori za temperaturu i tlak te za rekombinaciju/saturaciju. Pomoću njih se izračunala brzina apsorbirane doze i relativna razlika brzine doze i referentne brzine doze. Za tri ionizacijske komore nije poznat korekcijski faktor komore za specifično referentno polje zračenja. On je određen usporedbom brzina doza komora s nepoznatim faktorom i brzina doza komora s poznatim korekcijskim faktorom.

I. UVOD

I.1. Leksellov gama nož

Leksellov gama nož je radioterapijski uređaj koji se upotrebljava u neurokirurgiji (radiokirurgiji) za liječenje tumora mozga i drugih benignih tvorbi. Uređaj sadrži 192 radioaktivna izvora ^{60}Co (gama emisija energije 1.17 i 1.33 MeV) koji su raspoređeni na plaštu krnjeg stošca. Nedostatak zračenja ciljnog volumena jednim poljem je, između ostaloga, to što se maksimum apsorbirane doze postiže vrlo blizu (0.5 cm) površine na koju snop udara, pa je nemoguće predati dozu na veće dubine bez da ona bude prevelika uz površinu. Budući da to nije pogodno za liječenje tumora koji se nalaze dublje u tkivu, koristi se velik broj snopova fotona koji se sijeku u izocentru. To rezultira velikom dozom zračenja u izocentru s vrlo strmim padom doze van tog područja.

Snopove oblikuju kolimatori, a njihove središnje osi sijeku se u jednoj točki koju nazivamo izocentar. Kolimatori oblikuju snopove gama zračenja na promjere polja zračenja od 4 mm, 8 mm i 16 mm u izocentru. Izvori su raspoređeni u 8 sektora, a svaki sektor ima zasebne postavke kolimatora. Time se mogu postići razni oblici raspodjela apsorbirane doze zračenja. Obično se za jedan tumor superponiraju raspodjele doza kako bi željena izodozna linija obuhvatila ono što smatramo kliničkim ciljnim volumenom i planiranim ciljnim volumenom (CTV/PTV, eng. *clinical target volume, planning target volume*).

Točna lokalizacija ciljanog volumena provodi se oslikavanjem nuklearnom magnetskom rezonancom (MR). Na glavu pacijenta fiksira se stereotaktički okvir od titana na koji se stavi plastični nastavak s kanalima modre galice. Modra galica je paramagnetična, te se njezini kanali vide na nizu (transverzalnih/transaksijalnih) slika MR-a. Oni definiraju Kartezijev koordinatni sustav pomoću kojeg se određuju granice ciljnog volumena. Glava gama noža sadrži šupljinu u koju se smješta glava

pacijenta kod zračenja, gdje se nalazi i položaj izocentra zračenja. Pacijent se preko titanijevog okvira fiksira na stol uređaja, koji je pomičan do submilimetarske preciznosti. Prije početka terapije položaj pacijenta provjerava se računalnom tomografijom konusnog tipa (CBCT, eng. *cone beam computed tomography*) u sklopu gama noža.

Strmi pad doze zračenja i geometrijska točnost lokalizacije ciljnog volumena omogućuju postizanje velike tumoricidne doze u ciljnom volumenu i male doze na okolnom zdravom tkivu uz poštedu rizičnih organa. Gama nož se uglavnom koristi za liječenje tumora koji položajem nisu dostupni za kirurgiju.



Slika 1. Leksellov gama nož s fantomom i ionizacijskom komorom. Ruka CBCT-a nalazi se u spušenom položaju.

I.2. Dozimetrija

Da bi se mogla predati točna doza zračenja ciljnom volumenu u pacijentu, potrebno je provoditi provjere apsolutne doze zračenja. Za provođenje mjerenja apsolutne doze potrebna je kalibrirana ionizacijska komora, elektrometar i fantom u kome se mjerenje provodi. Za gama nož koristi se fantom oblika kugle načinjen od materijala koji ima svojstva apsorpcije i raspršenja fotona ekvivalentna vodi, odnosno mekom tkivu. U središte fantoma stavlja se ionizacijska komora koja mjeri struju ili naboj proizveden ionizirajućim zračenjem.

* gjazvac.phy@pmf.hr

Ionizacijska komora	$N_{D,w}$ (Gy/C)	V_1 (V)	$k_{f_{msr}}$
PTW Semiflex TM31010	$3.046 \cdot 10^8$	+400	1.0037
PTW Pinpoint 3D TM31022	$2.597 \cdot 10^9$	+300	1.0040
PTW Pinpoint TM31014	$2.363 \cdot 10^9$	+400	nepoznat
PTW Semiflex 3D TM31021	$5.825 \cdot 10^8$	+400	nepoznat
IBA CC04	$9.786 \cdot 10^8$	+300	1.0107
IBA RAZOR Chamber	$3.381 \cdot 10^9$	+300	nepoznat

Tablica I. Ionizacijske komore i karakteristične veličine. $N_{D,w}$ je kalibracijski koeficijent ionizacijske komore, V_1 je nazivni napon ionizacijske komore, a $k_{f_{msr}}$ je korekcijski faktor za specifično referentno polje.

Apsorbirana doza u vodi na referentnoj dubini z_{ref} u vodi, u snopu fotona kvalitete Q u odsustvu ionizacijske komore dana je s

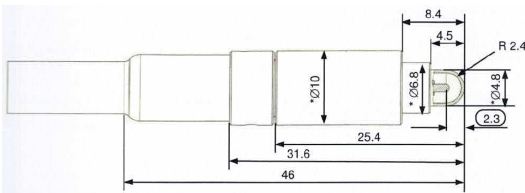
$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}, \quad (1)$$

gdje je M_Q očitavanje ionizacijske komore tako da se referentna točka ionizacijske komore nalazi na z_{ref} , i koje je korigirano za veličine koje mogu utjecati na mjerenje. Te veličine su temperatura i tlak, kalibracija elektrometra, izbor polarizirajućeg napona te rekombinacija iona. Q_0 je referentna kvaliteta snopa, a N_{D,w,Q_0} je kalibracijski koeficijent ionizacijske komore. On daje vezu doze upadnog zračenja i struje, odnosno naboja koje to zračenje proizvodi. k_{Q,Q_0} je za ionizacijsku komoru specifični korekcijski faktor kvalitete snopa. Referentna kvaliteta snopa Q_0 je po konvenciji ^{60}Co , tako da u slučaju gama noža vrijedi $k_{Q,Q_0} = 1$.

Navedeni način određivanja apsorbirane doze u vodi temelji se na protokolu za određivanje apsorbirane doze u radioterapiji vanjskim snopovima IAEA TRS 398. Međutim, referentni uvjeti za određivanje apsorbirane doze u vodi u snopovima fotona proizvedenih linearnim akceleratorom ili ^{60}Co jedinicama za zračenje bitno se razlikuju od referentnih uvjeta za gama nož. Protokol IAEA TRS 483 određuje uvjete i način provođenja mjerenja za uređaj specifične referentne dozimetrije (eng. *machine specific refrence calibration*).

U slučaju uređaja koji proizvode snopove fotona kod kojih nije moguće postići konvencionalno referentno polje zračenja veličine 10 cm x 10 cm (f_{ref}), uvodi se specifično referentno polje za uređaj (msr polje, eng. *machine specific refrence field*) f_{msr} . Za gama nož to je najveće moguće polje, točnije polje promjera 16 mm.

Kalibracijski koeficijent najbolje je odrediti direktno u



Slika 2. Presjek ionizacijske komore IBA CC04 s naznačenim dimenzijama.

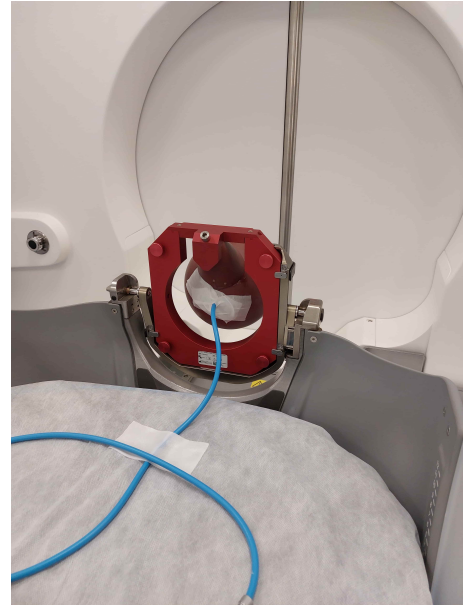
msr polju. Međutim, on se najčešće određuje u konvencionalnom referentnom polju f_{ref} . Tada je potreban korekcijski faktor za specifično referentno polje $k_{f_{msr}}$. On korigira razliku odziva ionizacijske komore u polju f_{ref} i odziva u polju f_{msr} . Naposljetku dobijemo izraz za apsorbiranu dozu u vodi

$$D_w = M N_{D,w} k_{elec} k_{pol} k_{TP} k_S k_{f_{msr}}, \quad (2)$$

gdje je k_{elec} korekcijski faktor kalibracije elektrometra, k_{pol} korekcijski faktor polarizacije, k_{TP} korekcijski faktor za temperaturu i tlak i k_S korekcijski faktor za rekombinaciju/saturaciju. Kao što smo već naveli, vrijedi $k_{Q,Q_0} = 1$.

II. EKSPERIMENTALNE METODE

Mjerenja su provedena na Leksellovom gama nožu Elekta Icon u Kliničkom bolničkom centru Zagreb. Eksperimentalni postav se sastoji od gama noža, fantoma načinjenog od materijala Solid Water, šest cilindričnih



Slika 3. Fiksirani fantom i ionizacijska komora.

Ionizacijska komora	$M1$ (nC)	$T1$ (°C)	$P1$ (hPa)	$M2$ (nC)	$T2$ (°C)	$P2$ (hPa)
PTW Semiflex TM31010	6.6869 ± 0.0004	23.4 ± 0.1	993.3 ± 0.1	6.6671 ± 0.0003	23.4 ± 0.1	993.6 ± 0.1
PTW Pinpoint 3D TM31022	0.7839 ± 0.0001	23.5 ± 0.1	993.8 ± 0.1	0.7821 ± 0.0001	23.6 ± 0.1	993.9 ± 0.1
PTW Pinpoint TM31014	0.8481 ± 0.0001	23.5 ± 0.1	994.8 ± 0.1	0.8435 ± 0.0001	23.6 ± 0.1	994.9 ± 0.1
PTW Semiflex 3D TM31021	3.5048 ± 0.0002	23.5 ± 0.1	994.4 ± 0.1	3.4992 ± 0.0003	23.6 ± 0.1	994.5 ± 0.1
IBA CC04	2.0890 ± 0.0001	19.7 ± 0.1	1007.6 ± 0.1	2.0841 ± 0.0002	19.5 ± 0.1	1007.6 ± 0.1
IBA RAZOR Chamber	0.6068 ± 0.0001	19.7 ± 0.1	1007.3 ± 0.1	0.6013 ± 0.0008	19.7 ± 0.1	1007.3 ± 0.1

Tablica II. Rezultati mjerenja. $M1$, $T1$ i $P1$, odnosno $M2$, $T2$ i $P2$, su srednje vrijednosti naboja, temperature i tlaka za mjerenja na višem i nižem naponu.

Ionizacijska komora	k_{TP1}	k_{TP2}	k_S	\dot{D}_w (Gy/min)	$\dot{D}_{w,ref}$ (Gy/min)	$R_{\dot{D}_w}$ (%)
PTW Semiflex TM31010	1.03 ± 0.03	1.03 ± 0.02	1.0010 ± 0.0001	2.11 ± 0.06	2.079	2 ± 3
PTW Pinpoint 3D TM31022	1.03 ± 0.01	1.03 ± 0.02	1.0008 ± 0.0001	2.11 ± 0.04	2.079	2 ± 2
PTW Pinpoint TM31014	1.03 ± 0.02	1.03 ± 0.01	1.0018 ± 0.0001	-	2.079	-
PTW Semiflex 3D TM31021	1.03 ± 0.01	1.03 ± 0.01	1.0005 ± 0.0001	-	2.079	-
IBA CC04	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.03	1.0008 ± 0.0001	2.08 ± 0.06	2.073	0 ± 3
IBA RAZOR Chamber	1.00 ± 0.02	1.01 ± 0.01	1.0031 ± 0.0004	-	2.073	-

Tablica III. Korekcijski faktori i brzine doze. k_{TP1} je korekcijski faktor za temperaturu i tlak pri višem, a k_{TP2} pri nižem naponu. k_S je korekcijski faktor za rekombinaciju/saturaciju. \dot{D}_w je brzina apsorbirane doze, a $\dot{D}_{w,ref}$ je referentna brzina apsorbirane doze. $R_{\dot{D}_w}$ je relativna razlika brzine apsorbirane doze u odnosu na referentnu brzinu apsorbirane doze.

ventiliranih ionizacijskih komora, dva elektrometra, termometra i barometra.

Korištene ionizacijske komore i njihove karakteristike dane su u Tablici I. Ionizacijske komore su kalibrirane zajedno sa elektrometrom istog proizvođača. To su elektrometri PTW Unidos E T10008 i IBA Dose 1. Mjerenja su provedena pri istom polaritetu napona kao i kalibracija, te u kvaliteti snopa ^{60}Co , stoga za sve navedene ionizacijske komore vrijedi da kalibracijski faktori iznose $k_{Q,Q_0} = 1$, $k_{elec} = 1$ i $k_{pol} = 1$. Za tri komore je $k_{f_{msr}}$ nepoznat, te ga želimo izračunati.

Fantom ima oblik kugle i može se rastaviti kako bi se mogli postaviti posebni umetci za svaku ionizacijsku komoru tako da se ona nalazi u središtu fantoma. Ukoliko umetak ne odgovara u potpunosti ionizacijskoj komori, koristi se gel za ultrazvuk kako ne bi bilo džepića zraka oko komore. Fantom je fiksiran na okvir koji se može pričvrstiti na stol gama noža. Ionizacijska komora se također nakon umetanja u fantom fiksira.

Prije mjerenja potrebno je provjeriti koordinate na kojima se nalazi ionizacijska komora. To se radi pomoću CBCT-a u sklopu gama noža. U računalnom sustavu za planiranje radioterapije definiraju se koordinate ionizacijske komore, odnosno izocentra zračenja i rub fantoma. Zračenje se provodi tako da su svi kolimatori postavljeni na 16 mm, a za izocentar uzima se referentna točka dana od proizvođača detektora. Referentna točka nalazi se na osi cilindra u središtu šupljine.

Svaka ionizacijska komora se predzrači nekoliko minuta, a zatim počinje mjerenje. Mjerenja se provode na dva različita napona, gdje je drugi napon upola manji od prvog. Prvi napon je nazivni napon ionizacijske komore. Za svaki napon provodi se deset mjerenja u trajanju od jedne minute te se za svako mjerenje bilježe temperatura i tlak zraka.

III. REZULTATI

U Tablici II dani su rezultati mjerenja. $M1$, $T1$ i $P1$, odnosno $M2$, $T2$ i $P2$, su srednje vrijednosti naboja, temperature i tlaka za mjerenja na višem i nižem naponu. Dane nepouzdanosti su standardne devijacije srednjih vrijednosti. Izračunate su uz pretpostavku da veličine nisu korelirane. Najveća relativna nepouzdanost naboja iznosi 0.13%, temperature 0.51%, a tlaka 0.01%. k_{TP1} je korekcijski faktor za temperaturu i tlak pri višem, a k_{TP2} pri nižem naponu. Najveća relativna nepouzdanost iznosi 3%. Korekcijski faktor za temperaturu i tlak računa se prema izrazu

$$k_{TP} = \frac{(273.15 + T) P_0}{(273.15 + T_0) P}, \quad (3)$$

gdje su $T_0 = 20^\circ\text{C}$ i $P_0 = 1013.25$ hPa referentna temperatura i tlak.

k_S je korekcijski faktor za rekombinaciju/saturaciju dan formulom

$$k_S = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \frac{M_1}{M_2}}. \quad (4)$$

Dobiveni rezultati imaju najveću relativnu nepouzdanost 0.04%. V_1 je nazivni napon za pojedinu ionizacijsku komoru dan u Tablici I, a V_2 je napon upola manji od nazivnog napona. M_1 je srednji naboj očitani na elektrometru za napon V_1 , a M_2 srednji naboj za napon V_2 .

\dot{D}_w je brzina apsorbirane doze koju dobijemo dijeljenjem izraza (2) s trajanjem mjerenja, u ovom slučaju $\Delta t = 1$ min,

	PTW Pinpoint TM31014	PTW Semiflex 3D TM31021	IBA RAZOR Chamber
PTW Semiflex TM31010	1.02 ± 0.03	1.00 ± 0.03	1.02 ± 0.03
PTW Pinpoint 3D TM31022	1.02 ± 0.02	1.00 ± 0.01	1.02 ± 0.02
IBA CC04	1.00 ± 0.03	0.99 ± 0.02	1.00 ± 0.03

Tablica IV. $k_{f_{msr}}$ za tri nepoznate ionizacijske komore. U prvom retku su ionizacijske komore čiji $k_{f_{msr}}$ nas zanimaju, a u prvom stupcu su referentne ionizacijske komore.

$$\dot{D}_w = \frac{D_w}{\Delta t}. \quad (5)$$

Dobijemo najveću relativnu nepouzdanost 2.88%. $\dot{D}_{w,ref}$ je referentna brzina apsorbirane doze. $R_{\dot{D}_w}$ je relativna razlika brzine apsorbirane doze u odnosu na referentnu brzinu apsorbirane doze

$$R_{\dot{D}_w} = \frac{\dot{D}_w - \dot{D}_{w,ref}}{\dot{D}_{w,ref}}. \quad (6)$$

Budući da apsorbirana doza u vodi mora biti ista za različite ionizacijske komore, odnosno vrijedi

$$D_w^{(1)} = D_w^{(2)}, \quad (7)$$

možemo izračunati $k_{f_{msr}}$ za nepoznate ionizacijske komore preko poznatih. (Trebalo uzeti u obzir raspad ^{60}Co .) Ako uzmemo da nam je $k_{f_{msr}}$ nepoznat za ionizacijsku komoru 2, a poznat za ionizacijsku komoru 1, koristeći jednadžbe (2) i (7) možemo izraziti nepoznati $k_{f_{msr}}$:

$$k_{f_{msr}}^{(2)} = \frac{M^{(1)}N_{D,w}^{(1)}k_{TP}^{(1)}k_S^{(1)}}{M^{(2)}N_{D,w}^{(2)}k_{TP}^{(2)}k_S^{(2)}}k_{f_{msr}}^{(1)}. \quad (8)$$

Uzeli smo u obzir da je $k_{elec} = 1$ i $k_{pol} = 1$. Usporedili smo svaku nepoznatu ionizacijsku komoru sa svakom poznatom. Rezultati su dani u Tablici IV. Najveća relativna nepouzdanost je 3%.

IV. DISKUSIJA

Za ionizacijske komore PTW Semiflex i PTW Pinpoint 3D je relativna razlika brzine doze $R_{\dot{D}_w}$ veća u odnosu na očekivanja. Razlog tome je nepotpuno postizanje toplinske ravnoteže ionizacijske komore s okolinom prije mjerenja, te povišena temperatura zraka u prostoriji u kojoj su mjerenja provedena. Da bi mjerenja bila čim točnija, potrebno je ostaviti ionizacijsku komoru u prostoriji dovoljno dugo da ona dođe u toplinsku ravnotežu s okolinom. U odnosu na ostale veličine koje utječu na rezultate mjerenja, temperatura ima najznačajniji doprinos. Treba napomenuti da je zbog duljine trajanja jednog mjerenja (1 minuta) moguća promjena temperature

zraka tijekom samog mjerenja. To dodatno doprinosi nepouzdanosti rezultata.

Usporedbom relativne razlike brzine doze za IBA CC04 ionizacijsku komoru s navedenim komorama, vidimo da je puno manja, odnosno izmjerena brzina doze $\dot{D}_w = 2.08 \pm 0.04$ Gy/min je vrlo bliska referentnoj brzini doze $\dot{D}_{w,ref} = 2.073$ Gy/min. Ionizacijska komora stigla je postići toplinsku ravnotežu i srednja temperatura mjerenja je oko 4°C niža od srednje temperature pri kojoj su provedena mjerenja za prve dvije ionizacijske komore. Time je smanjena nepouzdanost mjerenja.

U Tablici IV vidimo da je $k_{f_{msr}}$ dobiven usporedbom s PTW Semiflex i PTW Pinpoint 3D za svaku komoru vrlo bliskog iznosa, jedina razlika je u nepouzdanosti mjerenja. Usporedbom s IBA CC04 dobivaju se vrijednosti $k_{f_{msr}}$ koje od njih odstupaju. Razlog tome je već diskutirana razlika u uvjetima u kojima su provedena mjerenja. Greške pri izračunu brzine doze za PTW Semiflex i PTW Pinpoint 3D se propagiraju i utječu na izračun $k_{f_{msr}}$. Očekujemo da je $k_{f_{msr}} > 1$. Vrijednost $k_{f_{msr}}$ za PTW Pinpoint izračunata preko IBA CC04 je $k_{f_{msr}} = 0.99 \pm 0.02$, što je manje od 1, ali nepouzdanost obuhvaća očekivanu vrijednost.

V. ZAKLJUČAK

Kako bismo izračunali apsorbiranu dozu u vodi za Leksellov gama nož, mjereno je naboje sakupljen ionizacijskom komorom za nazivni napon komore i za napon jednak pola nazivnog napona. Tijekom mjerenja praćena je temperatura i tlak. Mjerenja su provedena za šest ionizacijskih komora: PTW Semiflex TM31010, PTW Pinpoint 3D TM31022, PTW Pinpoint TM31014, PTW Semiflex 3D TM31021, IBA CC04 i IBA RAZOR Chamber.

Odredili smo korekcijske koeficijente za temperaturu i tlak k_{TP} za oba napona i za svaku komoru, te korekcijski koeficijent za rekombinaciju/saturaciju k_s . Budući da se radi o dozimetriji malih polja, potreban nam je i korekcijski faktor za specifično referentno polje $k_{f_{msr}}$. Za tri ionizacijske komore, PTW Pinpoint TM31014, PTW Semiflex 3D TM31021 i IBA RAZOR Chamber, nije poznat korekcijski faktor. Njega možemo izračunati pomoću činjenice da za svaku ionizacijsku komoru apsorbirana doza u vodi mora biti ista (uzimajući u obzir raspad ^{60}Co).

Brzina doze može se izračunati za one ionizacijske komore kojima znamo $k_{f_{msr}}$. Rezultati za PTW Semiflex i PTW Pinpoint 3D imaju veća odstupanja od referentne brzine doze, dok je brzina doze za komoru IBA CC04 u

vrlo dobrom slaganju s referentnom vrijednost. To demonstrira veliki utjecaj temperature ionizacijske komore i fantoma na mjerenja. IBA CC04 imala je dovoljno vremena kako bi dostigla temperaturu prostorije u kojoj su mjerenja provedena. PTW Semiflex i PTW Pinpoint 3D su imali kraći period prilagodbe.

Usporedbom brzine doze za ionizacijske komore kojima su poznati $k_{f_{msr}}$ s onima kojima su nepoznati, dobiveni su iznosi $k_{f_{msr}}$ za preostale komore. Komore su uspoređivane svaka sa svakom. Usporedbom dobivenih korekcijskih faktora uočavamo propagaciju nepouzdanosti od nepotpunog postizanja toplinske ravnoteže

ionizacijskih komora PTW Semiflex i PTW Pinpoint 3D. Rezultati bi se mogli poboljšati ujednačavanjem uvjeta mjerenja i dovoljnom toplinskom prilagodbom ionizacijskih komora prije mjerenja.

VI. ZAHVALA

Zahvaljujem mentoru dr.sc. Tomislavu Bokuliću i dr.sc. Hrvoju Hršaku na pomoći, trudu i vremenu ulozenim u izradu ovog seminara.

-
- ¹ R. Liščák, *Gamma Knife Radiosurgery* (Nova Science Publishers, New York, 2013)
- ² IAEA, *Technical Reports Series No. 389* (IAEA, Vienna, 2000)
- ³ IAEA, *Technical Reports Series No. 483* (IAEA, Vienna, 2017)
- ⁴ PTW, *Ionizing Radiation Detectors 2012/2013* (PTW, Freiburg, 2012)
- ⁵ PTW, *Ionizing Radiation Detectors 2019/2020* (PTW, Freiburg, 2019)
- ⁶ IBA Dosimetry, *CC04 Ionization Chamber User's Guide* (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, 2020)
- ⁷ IBA Dosimetry, *RAZOR Chamber User's Guide* (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, 2020)
- ⁸ IRB, *Calibration Certificate Unidos E T10008 + Semiflex TM31010* (IRB, Zagreb, 2021)
- ⁹ IRB, *Calibration Certificate Unidos E T10008 + Semiflex 3D TM31021* (IRB, Zagreb, 2021)
- ¹⁰ IRB, *Calibration Certificate Unidos E T10008 + Pinpoint TM31014* (IRB, Zagreb, 2021)
- ¹¹ IRB, *Calibration Certificate Unidos E T10008 + Pinpoint 3D TM31022* (IRB, Zagreb, 2021)
- ¹² IBA Dosimetry, *Calibration Certificate IBA CC04* (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, 2022)
- ¹³ IBA Dosimetry, *Calibration Certificate IBA RAZOR Chamber* (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, 2022)