

KALIBRACIJA DOZIMETARA U KOMPJUTERIZOVANOJ TOMOGRAFIJI

Olivera Ciraj Bjelac, Mladen Vukčević, Milojko Kovačević, Srboj Stanković
Institut za nuklearne nauke Vinča, Laboratorija za zaštitu od zračenja i zaštitu životne sredine, Beograd

Sadržaj – Primena kompjuterizovane tomografije (CT) u dijagnostičkoj radiologiji značajno je porasla u protekle dve decenije. Kompjuterizovana tomografija je danas dominantan faktor u doprinosu ukupnoj dozi za populaciju od medicinskih izvora zračenja. Za merenje osnovnih dozimetrijskih veličina u CT koriste se specijalne cilindrične jonizacione komore, kalibrisane preko proizvoda kerme u vazduhu i dužine. Cilj rada je uspostavljanje metoda za kalibraciju dozimetara u kompjuterizovanoj tomografiji u skladu sa najnovijim preporukama u metrologiji jonizujućih zračenja. Testirana metoda, zasnovana na parcijalnom ozračivanju aktivne zapremine komore predstavlja optimalnu geometriju za kalibraciju CT komora.

1. UVOD

Kompjuterizovana tomografija (CT) je danas veoma značajna tehnika u dijagnostičkoj radiologiji. Zahvaljujući veoma brzom razvoju CT tehnologija, pre svega spiralnih i multidetektoriskih CT sistema (MDCT), značajano je proširena klinička primena CT. S druge strane, istraživanja u Velikoj Britaniji ukazuju da je doprinos CT kolektivnoj dozi udvostručen u protekloj deceniji i sada iznosi 47%, pri čemu je CT zastupljen sa samo 9% u ukupnoj broju pregleda u dijagnostičkoj radiologiji [1]. Globalni porast primene CT tokom protekle dve decenije iznosi preko 800% [2], dok je u SAD u periodu 1992-2002, zabeležen porast broja CT pregleda od oko 20% na godišnjem nivou [3]. Savremeni CT uređaji omogućavaju skeniranje velikih zapremina ljudskog organizma za samo nekoliko sekundi, čime su stvoreni uslovi za razvoj novih složenih dijagnostičkih i intereventnih procedura, što nedvosmisleno ukazuje na potencijal za porast doza za pojedince i populaciju [4,5].

2. DOZIMetriJA U KOMPJUTERIZOVANOJ TOMOGRAFIJI

Cilj dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji je kvantifikacija izloženosti u cilju optimizacije odnosa kvaliteta slike – pacijentna doza, pri čemu su dozimetrijske veličine i protokoli prilagođeni dominantnim rizicima za pacijente [6]. Izloženost pacijenata kvantifikuje se merenjem specifičnih dozimetrijskih veličina (dose descriptors) pri čemu korišćena merila moraju biti kalibrisana preko odgovarajuće osnovne dozimetrijske veličine u snopovima X-zračenja specifičanog kvaliteta. Kalibracija instrumenata se realizuje najčešće u Sekundarnim Standardnim Dozimetrijskim Laboratorijama (SSDL).

Dozimetrija u CT odlikuje se izvesnim specifičnostima u odnosu na konvencionalnu radiologiju. Kao dozimetrijski pokazatelj u CT koristi se CT dozni indeks (CTDI) [7]. S obzirom da je referentna dozimetrijska veličina u dijagnostičkoj radiologiji kerma u vazduhu, to je CTDI integral profila kerme u vazduhu $K_a(z)$, duž ose rotacije gentryja, z , po pojedinačnom preseku [6]:

$$C_K = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} K_a(z) dz = \frac{P_{KL}}{T} \quad (1)$$

gde je C_K CT indeks kerme u vazduhu a T nominalna debljina preseka. P_{KL} predstavlja proizvod kerme i dužine a izračunava se kao integral kerme u vazduhu po dužini L u pravcu paralelnom sa osom toracije skenera:

$$P_{KL} = \int_L K_a(L) dL \quad (2)$$

Jedinica za C_K je Gy a za P_{KL} Gy·cm. Za MDCT, sa N_i preseka debljine T_j , C_K ima oblik [6]:

$$C_K = \frac{P_{KL}}{N_i T_i} \quad (3)$$

Za merenja u standardnom CT dozimetrijskom fantomu, analogno dozimetrijskim veličinama u vazduhu definišu se odgovarajuće dozimetrijske veličine u polimetilmetakrilatu (PMMA): CT indeks kerme u vazduhu, $C_{K,PMMA}$, ponedrisani CT indeks kerme u vazduhu, $C_{K,PMMA,w}$, normalizovani CT indeks kerme u vazduhu, ${}_n C_{K,PMMA,w}$ i proizvod kerme u vazduhu i dužine, $P_{KL,CT}$ [6,7]:

$$P_{KL,CT} = \sum_j C_{K,PMMA,w_j} T_j N_j P_{H_j} \quad (4)$$

gde j predstavlja skeniranu sekvencu tokom CT pregleda, P_{H_j} proizvod jačine struje i vremena ekspozicije (mAs), N_j broj preseka debljine T_j . $P_{KL,CT}$ je veličina preko koje se definišu dijagnostički referentni nivoi u CT. Pomoću ove veličine moguće je proceniti i doze za pojedine organe primenom odgovarajućih konverzionih koeficijenata [8].

3. KALIBRACIJA DOZIMETARA U KOMPJUTERIZOVANOJ TOMOGRAFIJI

U dozimetriji u CT koriste se specijalne cilindrične jonizacione komore [9] a u novije vreme i specijalno dizajnirani poluprovodnički detektori [10]. Nominalna dužina aktivne zapremine ovakve komore iznosi 10 cm a prečnik osnove 0.9 cm [11]. Dozimetri u CT mere C_K . Svrha merenja C_K je procena doza za određenu CT dijagnostičku proceduru, poređenje doza za različite dijagnostičke procedure i određivanje performansi CT sistema. Za navedene potrebe, prihvatljiva je proširena merna nesigurnost od 10% [12].

Jonizacione komore koje se koriste u CT dizajnirane su tako da mere srednju vrednosti CT indeksa kerme u vazduhu tokom nekoliko uzastopnih CT sekvenci. U realnim uslovima, primarni snop ne zauzima više od 10% ukupne zapremine komore [9]. Pitanje kalibracione metode u ovom slučaju je specifično, s obzirom da je aktivna zapremina jonizacione komore daleko veća u odnosu na komore koje se

koriste u drugim imidžing tehnikama ili radioterapiji. Tradicionalna kalibracija CT komora podrazumeva ozračivanje celokupne zapremine, što je metrološki korektnije ali je na ovaj način elimisan doprinos rasejnog zračenja [13]. Kalibracijom u velikim poljima dobija se isključivo informacija o odgovoru komore, dok se dužina aktivne zapremine samo pretpostavlja. Ovakav pristup ima nekoliko nedostataka. Prvo, aktivna zapremine komore nije uvek poznata i može da odsupa i do 20% u odnosu na nominalnu vrednost [14]. Drugo, razlika u geometriji i dimenzijama ozračenog zapremine u laboratorijskim uslovima i tokom kliničke primene uzrok je netačnosti prilikom određivanja kalibracionog koeficijenta za dozimetre u CT.

Međunarodna elektrotehnička komisija (IEC) preporučuje kalibracione procedure po kojima se ozrači najviše 50% ukupne zapremine komore, pri čemu je centar komore pozicioniran duž centralne ose snopa [15].

Cilj rada je realizacija procedure za kalibraciju dozimetara u CT (najčešće jonizacione komore) na bazi ozračivanja dobro definisane i poznate frakcija aktivne zapremine detektora. Na ovaj način simulirani su uslovi sličini uslovima u kliničkoj praksi. Pri tome, deo zapremine komore koji nije izložen primarnom snopu registruje rasejano zračenje što utiče na tačnost kalibracije, pa je neopходно uvesti odgovarajuće korekcije. Doprinos rasejanog zračenja je reda veličine nekoliko procenata za širinu aperture od 20 mm [14].

Kalibracije instrumenata u dijagnostičkoj radiologiji realizuje se preko merenja kerme u vazduhu u snopovima odgovarajućeg kvaliteta, u zavisnosti od namene instrumenta. Kvalitet snopa odgovara relanim uslovim, pri čemu je od suštinske važnosti da sve MDL svoje kalibracije realizuju u snopovima istog kvaliteta [16]. Kvalitet snopa definisan je naponom rendgenske cevi (kVp), ukupnom filtracijom snopa i prvom i drugom debljinom poluslabljenja (HVL_1 i HVL_2) [17].

Kalibracija CT komora ostvaruje se u homogenom polju X-zračenja, poznate jačine kerme, ozračivanjem dobro definisane frakcije korisne zapremine komore. Prema zahtevu IEC, CT komore se kalibrišu preko proizvoda kerme u vazduhu i dužine u snopu RQT [17].

Karakteristike snopa određene su merenjem kerme u vazduhu pomoću referentne jonizacione komore PTW M 23331 i elektrometra DI4/DL4. Snop X-zračenja generisan je pomoću industrijskog rendgen-aparat Philips MG 320, sa anodom od volframa. Talasnost viskog napona bila je manja od 0.7 kV/mA. U cilju kontrole stabilnosti radijacionog izlaza, tokom merenja korišćena je transmisiona monitorska komora sa elektrometrom IQ4. Za slabljenje niskoenergetskih komponenti spektra korišćeni su filtri od aluminijuma i bakra visoke čistoće 99.99 %, čija debljina je poznata sa nesigurnošću od 10 μ m. Za merenje debljine poluslabljenja snopa korišćena je standardna tehnika uskog snopa [16]. Prethodno kalibraciji, svi instrumenti ostavljeni su 2h u sobi za kalibraciju kako bi zahtev za aklimatizaciju merila bio ispoštovan. Tokom merenja, vreme između dve uzastopne ekspozicije bilo je najmanje pet puta duže od vremena trajanja same ekspozicije. Svako pojedinačno merenje bilo je korigovano za vrednost izmerenu

monitorskom transmisionom komorom, nakon čega je uneta odgovarajuća korekcija za temperaturu i pritisak.

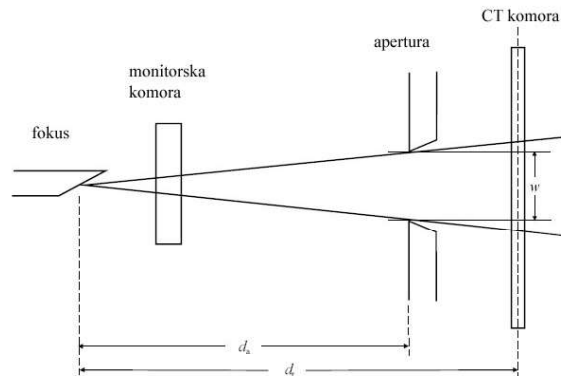
Kalibracijom se određuje vrednost kalibracionog koeficijenta, koju su slučaju primene monitorske komore ima sledeći oblik [16].

$$N_{K,Q_0}^{user} = N_{K,Q_0}^{ref} \cdot \frac{M^{ref} k_{TP}^{ref}}{M^{user} k_{TP}^{user}} \cdot \frac{(mk_{TP})^{user}}{(mk_{TP})^{ref}} \quad (5)$$

gde su M^{ref} i M^{user} očitane vrednosti na referentnoj i korisničkoj komori, respektivno, N_{K,Q_0}^{ref} i N_{K,Q_0}^{user} odgovarajući kalibracioni faktori, $(mk_{TP})^{ref}$ i $(mk_{TP})^{user}$ vrednosti očitane sa monitorske komore a k_{TP} korekcionni faktor za temepraturu i pritisak (P i T) u odnosu na referentne uslove ($P_0=101325$ Pa, $T_0=20^\circ C$):

$$k_{TP} = \frac{P_0}{P} \frac{273.15 + T}{273.15 + T_0} \quad (6)$$

Pravougaona apertura od volframa širine 2 cm i visine koja odgovara dvostrukom prečniku komore korišćena je za definisanje veličine polja. Apertura je postavljena na udaljenosti 5 cm od jonizacione komore. Geometrija tokom kalibracije CT komore prikazana je na Sl. 1. Primenjen je metod supstitucije. Jonizacione komore bile su postavljene normlno u odnosu na osu katoda-anoda, kako bi uticaj Heel efekta bio što je moguće manji.



Sl. 1. Shema kalibracije jonizacionih komora u CT

Širina i visina aperture, w , bile su (2.00 ± 0.01) cm, dok je divergencija snopa određena odnosom d_r/d_a , gde su d_r i d_a rastojanja od fokusa do referentne tačke i od fokusa do aperture, respektivno. Referentna tačka bila je postavljena na udaljenosti 75 cm od fokusa rendgenske cevi. Referentna i korisnička komora bile su postavljene na kalibracionu klupu i fiksirane pomoću odgovarajućih držača, čime je obezbeđena reproducibilnost merenja a merna nesigurnost usled pozicioniranja svedena na minimum. Pozicioniranje je izvršeno pomoću laserskog sistema. Prilikom kalibracije značajno je da rastojanje između aperture i jonizacione komore bude što je moguće manje, kako bi efekt polusenke bio manji a ozračen dužina jonizacione komore što tačnije određena. S obzirom da su varijacije odgovora komore duž

aktivne zapremine manje u centralnom delu komore, primarni snop bio je usmeren ka centru komore koja se kalibriše. Kalibracioni koeficijent izračunat je tada na osnovu izraza [16]:

$$N_{P_{kl}, Q_0} = (K \cdot w) / \overline{M} \cdot \frac{d_r}{d_a} \quad (7)$$

gde je \overline{M} srednja korigovana vrednost očitana sa jonizacione komore a K kerma u vazduhu u referentnoj tečki dobijena kombinacijom izraza (5) i (6). Q_0 označava kvalitet snopa u kome je izvršena kalibracija.

Merna nesigurnost određivanja kalibracionog koeficijenta zavisi od brojnih faktora u koje se ubrajaju:

- Merne nesigurnosti laboratorijskih standarda;
- Merne nesigurnosti instrumenta koji se kalibriše;
- Nesigurnosti usled pozicioniranja prilikom kalibracije;
- Nesigurnosti tokom evaluacije metode.

Tabela 1. Uslovi i rezultati određivanja kalibracionih koeficijenta za dva modela CT jonizacionih komora

Opšti podaci				
Temperatura i pritisak:	T = 16 °C i T=100,2 kPa			
Dozimetrijska veličina:	Proizvod kerme u vazduhu i dužine			
Pravac primarnog snopa:	Normalan na osu CT komore			
Orijentacija CT komore:	Normalna na pravac katoda-anoda			
Referentna tačka:	Centar uzdužnog preseka komore			
Rastojanje fokus – apertura (d_a):	70 cm			
Rastojanje fokus – referentna tačka (d_r):	75 cm			
Apertura:	Pravougaona, 2 cm x 2 cm			
Jačina struje	9 mA			
Vreme ekspozicije:	60 s			
Jonizaciona komora i elektrometar (referentni):	PTW DU4/DL4, M23331			
Kvalitet snopa X-zračenja				
Q_0	Referentni naopn (kVp)	Matrijal anode	Filtracija	HVL (mm Al)
RQT9	120	W	4 mm Al + 0.25 mm Cu	8.6
Jonizaciona komora i elektrometar (korisnički):			K_a (mGy)	N_{P_{kl}, Q_0}
RTI DCT-10, Barracuda, RTI Electronics			45.74	1.04
PTW W30009, PTW Unodose E			46.28	1.13

4. REZULTATI

Uslovi i rezultati određivanja kalibracionog koeficijenta preko proizvoda kerme u vazduhu i dužine prikazani su u Tabeli 1. Kalibracioni faktor određen je za dva modela CT jonizacionih komora zajedno sa odgovarajućim elektrometrima: W30009, Unidose E (PTW, Freiburg, Germany) i DCT-10, Barracuda (RTI, Goteborg, Sweden).

Budžet merne nesigurnosti prikazan je u Tabeli 2. Merne nesigurnosti tipa A i tipa B procenjene su za parametre koji figurišu u izrazima (5), (6) i (7) [16]. Relativna proširena merna nesigurnost ($k=2$) kalibracionog koeficijenta za

merenje proizvoda kerme u vazduhu i dužine procenjena je na 5%.

Tabela 2. Budžet merne nesigurnosti

Parametar	u_A (%)	u_B (%)
Merna nesigurnost referentnog unstrumenta		
Kalibracija		0.5
Reproducibilnost	0.2	
Gubici usled rekombinacije		<0.1
Curenje		<0.1
Merna nesigurnost korisničkog instrumenta		
Reproducibilnot	0.2	
Gubici usled rekombinacije		<0.1
Curenje		<0.1
Rezolucija		0.2
Merna nesigurnost metode		
Homogenost polja		0.5
Pozicioniranje		0.5
Gustina vazduha		0.3
Kvalitet snopa		2
Širina aperture i polusenka		0.5
Orijentacija CT komore		0.2
Doprinos rasejanog račenja		1
Relativna kombinovana merna nesigurnost ($k=1$)		2.5
Relativna proširena kombinovana merna nesigurnost ($k=2$)		5.0

4. ZAKLJUČAK

U radu je prikazana metoda za kalibraciju jonizacionih komora u CT preko proizvoda kerme u vazduhu i dužine. Metoda je testirana na dva modela CT jonizacione komore u MDL Instituta za nuklearne nauke „Vinča“. U odnosu na prethodno korišćenu tehniku, pri kojoj je bila ozračena celokupna zapremina komore, inoviranom metodom dobijen je kalibracioni koeficijent koji sadrži informaciju o odgovoru komore i odgovarajućoj dužini dela CT komore, koji doprinosi odgovoru.

Kako bi kalibracioni koeficijent bio što tačnije određen neophodno je da tokom kalibracije bude ozračena ograničena i dobro definisana zapremina jonizacione komore, pri čemu je neophodna korekcija na rasejano zračenje koje registruje neozračen deo komore. Kalibracija mora biti relazovana u snopovima kvaliteta koji odgovaraju realnim snopovima, koje proizvode klinički CT uređaji.

S obzirom da sa razvojem novih MDCT sa 256 detektora snop X-zračenja postaje sve širi, moguće je da trenutno aktuelne metode CT dozimetrije neće biti adekvatni ubuduće [18]. Poseban izazov u pogledu definisanja odgovarajućih dozimetrijskih metoda predstavljaju novi „cone beam“ CT uređaji sa „flat panel“ detektorima [19].

Za sada nema alternative kada je u pitanju dozimetrijski koncept u CT, odnosno dozimetrijska veličina koja najbolje kvantifikuje pacijentne doze u CT. To je i dalje CT indeks kerme u vazduhu [20,21]. Buduća istraživanja biće usmerena na razvoj novih metoda merenja CT indeksa kerme u vazduhu, u skladu sa novim tehnološkim rešenjima u CT.

LITERATURA

- [1] P. Shrimpton, M. Hiller, A. Lewis, et al. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 79 (2006): 968-980.
- [2] Frush, D.P., Soden, B., Frush, K.S., et al. Improved paediatric multidetector body CT using a size-based color-coded format. *Am. J. Roentgenol.* 178(2003), 721-726.
- [3] Fox, S.H. Emerging developments in multidetector CT. Presented at Advances in Multidetector CT Meeting, Washington, DC, September 13-14, 2003.
- [4] M. Prokop. General principles of MDCT. *Eur J Radiol* 45(2003):4-10.
- [5] Y. Imanishi, A. Fukui, H. Niimi et al. Radiation-induced temporary hair loss as radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA. *Eur Radiol* 15(2005):41-46.
- [6] International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging, ICRU Report 74, ICRU, 2006.
- [7] International Electrotechnical Commission. Medical Electrotechnical Equipment-Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC International Standard 60601-2-44, IEC, Geneva, 1999.
- [8] Commission of the European Communities (CEC). European guidelines and quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN eds. Bongertz G, et al. CEC, Brussels, 1998.
- [9] De Werd LA, Wagner L. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology, *App Rad Isot* 50(1999):125-136.
- [10] H. Karlsson. Development and evaluation of a new detector and software for measurements of CT dose profile, CTDI and CT tube current *variation*, Master's Thesis, Chalmers University of Technology and Göteborg University, 2004
- [11] J. Polletti. An ionization chamber based CT dosimetry system. *Phys Med Biol* 29(1984): 725-731.
- [12] K. Wagner et al. Recommendations on performance characteristics of diagnostic exposure meters: Report of AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Task Group No 6. *Med Phys* 19(1992):231-2
- [13] F. Bochud, M. Grecescu M, J. Valley. Calibration of ionization chambers in air kerma length. *Phys Med Biol* 46 (2001): 2477-2487.
- [14] A. Jensen, et al. Air-kerma length calibration of CT ionization chambers. *Med Phys* 33(2006): 2006.
- [15] International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging, IEC-61674, IEC, Geneva, 1998.
- [16] International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international Code of Practice, IAEA, Vienna, in press
- [17] International Electrotechnical Commission. Medical Diagnostic X-Ray Equipment—Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics. IEC Publication 61267, IEC, Geneva, 2004.
- [18] S. Mori, M. Endo, K. Hishizawa et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone beam CT and need for modified dosimetry. *Med Phys* 32 (2005): 1061-1069.
- [19] W. Roos, D. Cody and J. Hazle. Design and performance characteristics of a digital flat-panel computed tomography system. *Med. Phys.* 33 (2006), 1888-1901
- [20] J. Boone. The trouble with CTDI₁₀₀. *Med. Phys.* 34 (2007): 1364-1371.
- [21] S. Mori, K. Nishizawa, M. Ohno, et al. Conversion factor for CT dosimetry to assess patient dose using a 256-slice CT scanner, *Br. J. Radiol.* 79 (2006), 888-892.

Abstract – The use of computed tomography in diagnostic radiology has been increased dramatically, as well as its contribution to total population dose. For dosimetry in computed tomography special pencil ionisation chambers are used. The chambers are calibrated in terms of air kerma length product. The aim of this study is to establish a calibration methodology specific to dosimeters, particularly ionization chambers used in computed tomography, according to recent recommendations in metrology of ionising radiation. It has been shown that the optimum geometry for calibration is based on partial chamber volume irradiation.

CALIBRATION OF DOSIMETERS USED IN COMPUTED TOMOGRAPHY

Olivera Ciraj-Bjelac, Mladen Vukčević, Milojko Kovačević, Srboj Stanković