

Zaštita od zračenja kod MSCT pretraga: Sustavni pregled literature

Franciska Čanaki^{1,2}, Krešimir Dolić^{2,3}

¹ Opća bolnica "Dr. Tomislav Bardek" Koprivnica, Koprivnica

² Sveučilište u Splitu, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Split

³ Klinički bolnički centar Split, Split

Corresponding author: **Franciska Čanaki**, Opća bolnica "Dr. Tomislav Bardek" Koprivnica, Koprivnica, e-mail: f.canaki@hotmail.com

DOI: <https://doi.org/10.55378/rv.47.2.6>

Sažetak

Sustavni pregled literature na temu „Zaštita od zračenja kod MSCT pretraga“ analizira prihvaćene i ustaljene, a naglašava moderne metode zaštite od zračenja u području višeslojne kompjutorizirane tomografije (*multislice computed tomography*, MSCT).

Cilj rada je upoznati čitatelja o osnovnim pojmovima vezanim uz zaštitu od zračenja, biološkom utjecaju ionizirajućeg zračenja isporučenog tijekom MSCT pretrage na ljudski organizam i mjerenju njegovih razina, parametrima koji utječu na smanjenje (ili nepravilnim korištenjem, povećanje) doze zračenja te načinima kako se pravilnom adaptacijom tih parametara može značajno utjecati na ozračenost pacijenta tijekom MSCT pregleda te sažeti najvažnije spoznaje glede optimizacije zaštite od zračenja i različite tehnike njenog postizanja. Zdravstvenim radnicima koji sudjeluju u provođenju postupaka MSCT dijagnostike ovaj rad može služiti kao podsjetnik temeljnih pojmova i važnosti savjesnog provođenja mjera zaštite od zračenja u svakodnevnoj praksi.

Uvod

Kako je kompjutorizirana tomografija daleko najveći kontributor doze ionizirajućeg zračenja prema stanovništvu u polju dijagnostičke radiologije, zaštita od zračenja pri njegovoj primjeni zaslužuje posebnu pažnju.

Postizanje slika optimalne kvalitete uz minimalnu dozu zračenja trebalo bi biti cilj svakom stručnjaku uključenom u zdravstvenu zaštitu stanovništva. Tim zdravstvenih djelatnika koji sudjeluje u provedbi dijagnostičkih MSCT pretraga zadužen je i odgovoran za prilagodbu protokola snimanja koji će kao izlazni rezultat imati isključivo dijagnostički vrijedne informacije uz što je moguće manju dozu zračenja, sukladno ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) principu.

To je moguće postići samo pretpostavkom da radiološko osoblje razumije važnost svih navedenih čimbenika:

- biološki utjecaj zračenja raspona doze generirane pri izvođenju MSCT pretraga
- mjerne veličine doze zračenja u MSCT pretragama
- pravilan odabir parametara snimanja
- primjerena indikacija za pretragu i procjena njene izvedivosti
- optimizacijske strategije zaštite od zračenja

Metodologija rada

Pretraživanje znanstvenih članaka izvodili smo koristeći baze podataka PubMed.gov i Science Direct. Ključne pojmove pretraživanja koristili smo u različitim kombinacijama: *computed tomography*, *radiation protection*, *dose optimisation*. Pretraga je rezultirala ukupno 4361 člankom dostupnim prema ključnim pojmovima. Zbog kontinuiranog razvoja tehnologije zaštite od zračenja u području kompjutorizirane tomografije, fokusirali smo se na radove objavljene na engleskom jeziku od 2016. do 2022. godine. Korištenjem navedenih faktora isključenja, broj korištenih članaka pri pisanju ovog rada je limitiran na njih 21, dok su se članci starijih datuma publikacije koristili kako bi se naveli izvorni autori citata sadržaja korištenih članaka.

Osim znanstvenih članaka, korišteni su i zakonski pravilnici RH i preporuke ICRP-a vezane uz dozno ograničenje stanovništva ionizirajućem zračenju iz medicinskih izvora.

Mjerenje doze zračenja u MSCT-u

Efektivna doza

Efektivna doza definira se kao "srednja apsorbirana doza od uniformnog ozračenja cijelog tijela koja rezultira istim stupnjem oštećenja kao i od neuniformnog zračenja odre-

denog njegovog dijela" [1], a uvedena je u svrhu zaštite od zračenja kao sredstvo za procjenu determinističkih rizika izloženosti ionizirajućem zračenju [2,3].

U polju dijagnostičke radiologije, efektivna doza izražena u Sievertima (Sv) je određena umnoškom DLP vrijednosti s pripadajućim koeficijentom koji ovisi o pacijentovoj dobi i specifičnoj anatomskoj regiji koja se snima.

Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Trenutno većina modernih MSCT uređaja nakon skeniranja izvještava o mjerama doza zračenja u obliku MSCT indeksa doze (CTDI) [4].

Definiran je kao prosječna doza u uzdužnom središtu cilindričnog fantoma tijekom aksijalnog skeniranja čija je duljina skena mnogo veća od širine snopa. Kako bi se izračunao dozni indeks za kontinuirana spiralna snimanja, izveden je $CTDI_{vol}$. $CTDI_{vol}$ pruža jedinstveni parametar doze zračenja u kompjutoriziranoj tomografiji, temeljen na izravno i lako izmjerenoj količini, koji predstavlja prosječnu dozu unutar skeniranog volumena za standardizirani (CTDI) fantom [5].

Dose Length Product (DLP)

Kako bi se bolje prikazala ukupna energija isporučena protokolom MSCT snimanja, apsorbirana doza može biti integrirana duljinom snimane regije kako bi se dobio Dose Length Product ili skraćeno, DLP gdje vrijedi:

$$DLP \text{ (mGycm)} = CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \times \text{scan length (cm)}$$

i izražava se u $mGy \cdot cm$. DLP odražava ukupnu apsorbiranu energiju (i na taj način, potencijalni biološki efekt) koji se može pripisati ukupnoj akviziciji snimanja [5].

Size-Specific Dose Estimates (SSDE)

SSDE je procjena doze zračenja pacijenta za MSCT pretragu koja uzima u obzir korekcije na temelju fizičkih karakteristika pacijenta, koristeći linearne dimenzije izmjerene na pacijentu tijekom akvizicije ili retrospektivno na slikama pacijenta. Dostupna literatura većinski temelji SSDE vrijednosti na volumnom indeksu CT doze ($CTDI_{vol}$), ali buduće izmjene mogu uključivati korekcijske faktore SSDE na temelju podataka o atenuaciji stečenih tijekom skeniranja pacijenta u postupku [6].

Biološki utjecaj zračenja raspona doze generirane pri izvođenju MSCT pretrage

U posljednja dva desetljeća, u mnogim zemljama svijeta provedeno je niz ispitivanja doza zračenja u polju kompjutorizirane tomografije. Jedno takvo istraživanje provedeno je u pet različitih zdravstvenih ustanova u Johoru, Malaziji. Cilj studije bio je procijeniti rizik incidencije karcinoma za određeni organ tijekom rutinskog MSCT pregleda.

Ovo istraživanje zabilježilo je da se najveći rizik od razvoja karcinoma tijekom MSCT pregleda toraksa razvija na plućima (1450 na milijun pregleda ili 0,0015%), dok kod MSCT pregleda abdomena najveći rizik razvija želudac (1147,9 na milijun pregleda ili 0,0015%) [3].

Iako postotak rizika od karcinoma na prvi pogled izgleda veoma nizak, treba imati na umu da su MSCT pretrage glave, prsnog koša i abdomena među najčešće izvođenim pretragama u polju dijagnostičke radiologije. Kako s godinama broj učinjenih MSCT pretraga kontinuirano raste, proporcionalno tome raste i rizik nastanka zračenjem induciranih karcinoma.

MSCT parametri koji utječu na dozu zračenja pacijenta i optimizacijske strategije njene redukcije

Doza zračenja i kvaliteta radiološke slike u kompjutoriziranoj tomografiji izravno ovise o izboru parametara ekspozicije korištenih pri izvođenju pretrage. Preduvjet optimizacije je razumijevanje MSCT parametara koji utječu na dozu zračenja.

Vršni napon cijevi (kVp) i njegova redukcija

Napon cijevi (kVp – *kilovoltage peak*; vršni napon) određuje energiju distribucije rendgenskog snopa. Varijacija u naponu cijevi uzrokuje znatnu promjenu u dozi zračenja, jednako kao i u kontrastu i šumu radiološke slike. Napon cijevi koji se može odabrati pri izvođenju MSCT pretrage kreće se u rasponu od 80 do 140 kV te može biti efektivan način smanjenja doze zračenja tijekom MSCT pretraga [4].

Doza zračenja mijenja se sa kvadratom vrijednosti kVp, a redukcija s vrijednosti 120 kV na vrijednost 100 kV smanjuje dozu zračenja za 33%, dok daljnje smanjenje na vrijednost od 100 kV smanjuje dozu za čak do 65% [5,7]. Koristeći smanjenje kVp kao metodu redukcije doze zračenja, treba posebno biti oprezan zbog posljedično mogućeg automatskog povećanja razine mAs.

Struja grijanja katode/vrijeme ekspozicije i automatska modulacija cijevi

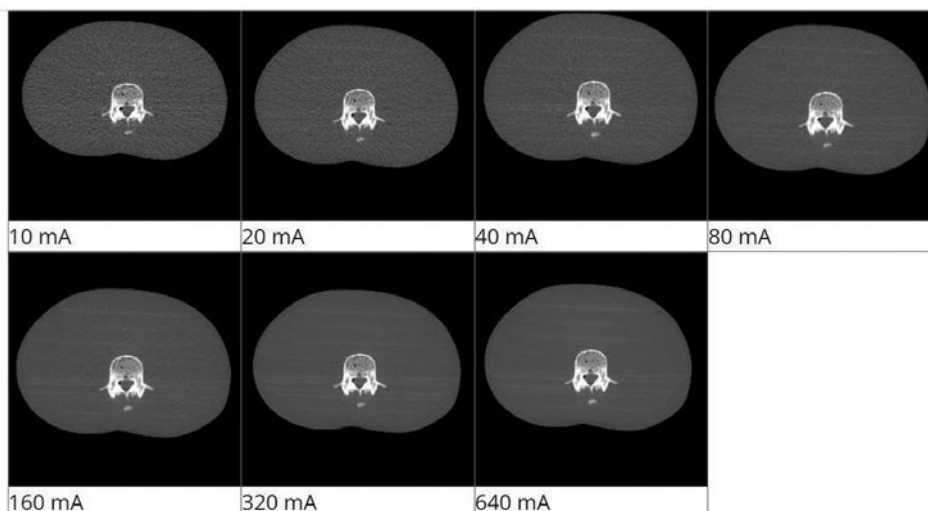
Umnožak struje grijanja žarne niti katode (mA) i vremena ekspozicije (s) označava mjeru količine zračenja korištenog za generiranje svake radiološke snimke (mAs) [5].

Sljedeće slike prikazuju utjecaj promjene vrijednosti mA na šum i dijagnostičku kvalitetu MSCT radiološke slike.

Osnovna tehnika redukcije doze zračenja pacijenta prilikom izvođenja MSCT pretrage, a koja manipulira količinom mAs-a korištenim pri akviziciji slike je **automatska modulacija struje cijevi (tube current modulation; TCM)** [5]. Ovaj računalni softver automatski povećava mA u dijelovima tijela s najvećom atenuacijom i smanjuje mA u dijelovima tijela s nižom atenuacijom.

TCM može reducirati dozu ionizirajućeg zračenja za 14% do 38% kod MSCT pretrage prsnog koša, za 20% do 35% za MSCT pretrage abdomena te za 35% kod MSCT pretrage glave. Također, tehnologija automatske modulacije struje cijevi se i dalje razvija pa se očekuje da će redukcija u dozi biti još i veća.

Ova tehnika ima i svoja ograničenja. Ključni faktor nužan za pravilno djelovanje tehnologije TCM-a je precizno pozicioniranje pacijenta u izocentru snimanja. Nadalje, kod pretilih pacijenata TCM tehnike povećavaju dozu



Slika 1. Poprečne projekcije antropomorfno fantoma. Svaka od projekcija snimljena je i rekonstruirana identičnim tehnikama, osim varijacija struje rendgenske cijevi koja se povećava s 10 mA (gornji lijevi prikaz) na 640 mA (donji desni prikaz).

Izvor: CT Radiographic Techniques. Upstate Medical University. Preuzeto s: <https://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/ct/technique.php>

zračenja kako bi održali konstantnu kvalitetu radiološke slike. Ograničenje tehnologije TCM uzrokuje i prisutnost implantata, osobito onih metalnih, naime MSCT uređaj implantate ne prepoznaje kao strano tijelo već samo kao područje visoke atenuacije, što dovodi do značajnog porasta doze zračenja [7]. Nabrojena ograničenja ne bi trebala rezultirati umanjnim korištenjem tehnologije modulacije doze već bi radiološki tehnolozi s njima trebali biti upoznati kako bi ih ispravno koristili u svakodnevnoj praksi.

Organ-based tube current modulation (OTCM) tehnika reducira struju rendgenske cijevi (mA) tijekom akvizicije prednjeg dijela tijela pacijenta sa svrhom minimizacije izloženosti zračenju površinskih radiosenzitivnih organa kao što su oči, štitna žlijezda i dojke. [10] Postoje različiti pristupi implementaciji OTCM tehnike. Jedan pristup radi na principu smanjenja vrijednosti mA tijekom rotacije rendgenske cijevi u području anteriornog kvadranta opsega tijela te povećanja vrijednosti mA tijekom rotacije u području lateralnih i posteriornog kvadranta kako bi se održala optimalna kvaliteta slike, što je zaključno dovelo do vidljivog povećanja u dozi zračenja. U drugom pristupu mA vrijednost se smanjuje kada rendgenska cijev rotira u području anteriornog dijela pacijentovog tijela, bez povećanja vrijednosti mA tijekom rotacije lateralnim i posteriornom dijelu, ali to je s druge strane dovelo do povećanje količine šuma na radiološkim slikama.

OTCM sustav rezultira slikama s nešto većom količinom šuma, ali bitno smanjuje dozu zračenja radiosenzitivnih organa. U području glave, korištenje kombinacije automatske modulacije struje cijevi (TCM) i OTCM sustava rezultiralo je smanjenjem doze zračenja očne leće za do 13% u odnosu na korištenje isključivo TCM sustava. U prsnom košu, redukcija doze zračenja područja dojke bila je do 10% [8].

Pitch

U multidetektorskoj, spiralnoj eri kompjutorizirane tomografije, pitch je definiran kao pomak stola po rotaciji podijeljen s kolimacijom snopa. [12] Vrijednost pitcha <

1 predviđa stvaranje preklapanja između susjednih akvizicija, vrijednost pitcha > 1 predviđa stvaranje praznina među njima, dok pitch vrijednost = 1 predviđa stvaranje graničnih akvizicija, bez preklapanja i bez praznina [10].

Manji pitch, sa povećanim preklapanjem anatomskih struktura i povišenim uzorkovanjem na istim lokacijama rezultira povećanom dozom zračenja. Alternativno tome, veći pitch sa prisutnim prazninama rezultira smanjenom dozom. Kao rezultat, ukoliko su svi ostali parametri nepromijenjeni, povećanje vrijednosti pitcha reducira dozu zračenja na linearan način [10].

Tradicionalno je smatrano da je pitch vrijednost povezana sa niskom kvalitetom slike, ali napretkom tehnologije (osobito one dual-source MSCT-a), ovo više ne vrijedi. Najnoviji dual-source uređaji nude tehniku visokog pitcha ili *flash mode* akvizicije s vrijednosti pitcha > 3, posljedično snižavajući vrijeme skeniranja i dozu zračenja. Takve tehnike imaju i svoje negativne strane: iako podaci predviđaju da flash akvizicije pružaju signifikantnu redukciju doze kod pregleda vaskularnih struktura prsnog koša, nije poznato da li u stvari postoje uštede doze zračenja kod pregleda koji nisu vaskularne naravi. Stoga pri izvođenju nevascularnih pretraga, a kod kojih brzina akvizicije nije od primarne važnosti, korištenje tehnika visokog pitcha može dovesti do uskih ušteda doze zračenja, a potencijalno većih oštećenja kvalitete slike [11].

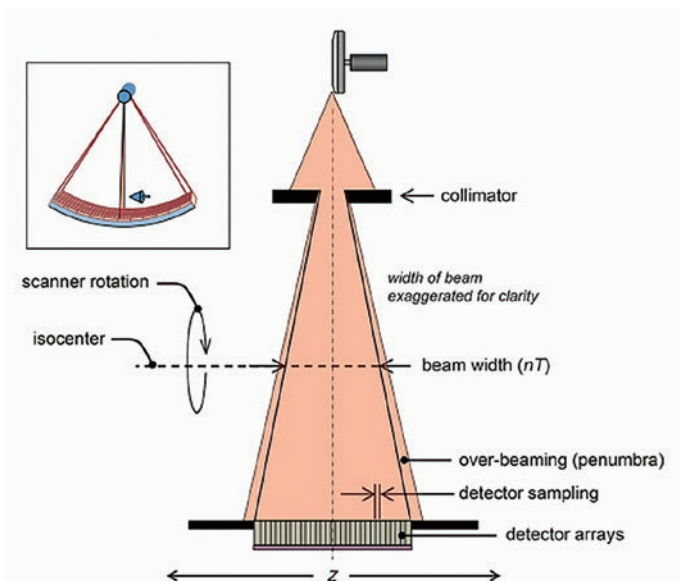
Kolimacija snopa zračenja, debljina sloja i over-beaming

Kolimacija snopa zračenja i debljina sloja su povezani s detektorskom konfiguracijom korištenom pri MSCT snimanju [5].

Kolimacija snopa utječe na ukupno vrijeme snimanja, šum, kontrast radiološke slike i debljinu sloja najtanje izvedive rekonstrukcije. Kako bi se postigla najbolja kvaliteta slike, preporuča se korištenje najuže moguće detektorske konfiguracije. Neke rekonstrukcije, osobito one veoma uske, su manje efikasne po pitanju doze zračenja.

Kolimacija mora biti odabrana prospektivno ovisno o željenoj debljini rekonstruiranih slojeva. Također, detektorska konfiguracija ima utjecaja na ukupno vrijeme skeniranja, na što treba obratiti pozornost zbog moguće pojave artefakata disanja i vremenske usklađenosti sa fazom snimanja kod kontrastnih pretraga [12].

Over-beaming: je pojava koja se javlja kada se snop zračenja usmjeren prema pacijentu proteže izvan aktivnog područja detektora te se dio tog snopa zračenja ne iskorištava za proizvodnju radiološke slike. [13] Napredak u tehnologiji MSCT dijagnostike, osobito u polju zaštite od zračenja, doveo je do razvoja tehnika smanjenja učinka over-beaminga, koristeći tehnologiju aktivnih detektora. Kako utjecaj overbeaminga u MSCT uređajima varira ovisno o broju detektorskih konfiguracija, širini snopa i geometriji skeniranja, utjecaj overbeaminga specifičan je za svaki skener posebno [14].



Slika 2. Shematski prikaz pojave over-beaminga.

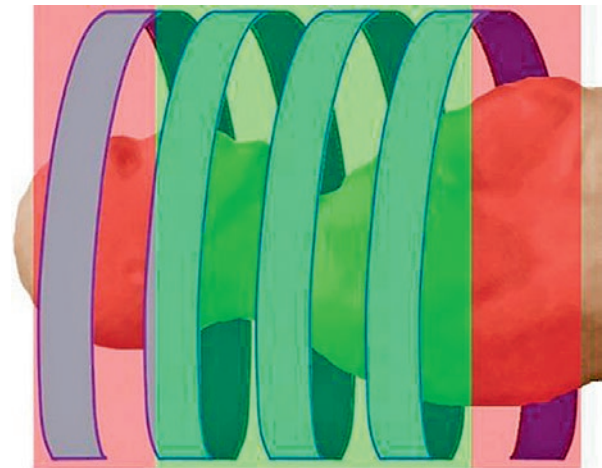
Izvor: Computed Tomography, Radiology Key, dostupno na: <https://radiologykey.com/computed-tomography-15/>

Debljina sloja utječe na razinu šuma na radiološkim slikama. Ukoliko se koriste tanji slojevi, zbog povećane razine šuma potrebno je prilagoditi vrijednost mAs kako bi se šum snizio na prihvatljivu razinu [15].

Scan range i over-ranging

Scan range ili duljina skeniranja određuje opseg dijela tijela koji se tijekom skeniranja nalazi u primarnom snopu zračenja u smjeru z i izravno je proporcionalna pacijentovoj izloženosti zračenju. Treba biti postavljen na najmanju moguću vrijednost koja će omogućiti zadovoljavanje kliničkih zahtjeva [5].

U tehnologiji spiralnog MSCT-a, planirana duljina polja pregleda je u stvari produljena na oba kraja. To neizbježno produljenje duljine polja pregleda naziva se *over-ranging* i posljedica je nuspojave interpolacije podataka potrebnih za rekonstrukciju slojeva u spiralnom MSCT-u. Iako *over-ranging* ne rezultira stvaranjem slika izvan planirane duljine polja pregleda, potreban je za generaciju prvog i



Slika 3. Područje interesa (zeleno) i područje over-ranging-a (crveno).

Izvor: Schilham A, van der Molen AJ, Prokop M, de Jong HW. Over-ranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure. *Radiographics*. 2010; 30(4):1057-1067. doi:10.1148/rg.304095167

posljednjeg sloja snimanog volumena. U kliničkoj praksi to znači da su svi organi koji su bili precizno pozicionirani uz rub polja snimanja, zapravo, u potpunosti izloženi primarnom snopu zračenja.

Budući da je sadašnji trend razvoja MSCT uređaja koncentriran na smanjenje vremena skeniranja povećanjem duljine skeniranja u jednoj rotaciji, *over-ranging* postaje sve veći problem jer daje značajan doprinos efektivnoj dozi pacijenta [16].

Kako bi smanjili *over-ranging* dozu, proizvođači su uveli dinamičke ili adaptivne kolimatore. To su mehanički listovi koji se kreću unutar i izvan područja zračenja kako bi blokirali irelevantno zračenje [21]. Ovaj koncept smanjuje dozu zračenja tako da se dijelovi rendgenskog snopa koji izlažu zračenju tkivo izvan volumena skeniranja blokiraju u z-smjeru dinamički podešenim kolimatorima na mjestima početka i kraja CT akvizicije [18].

Pozicioniranje pacijenta

U istraživanju autora Li et al., 95% pacijenata u preglednim studijama bilo je neadekvatno pozicionirano od strane radiološkog tehnologa u gentryju uređaja. [19] Pravilno pozicioniranje pacijenta ima znanan utjecaj na dozu zračenja i šum radiološke slike. Postoje dokazi u literaturi kako neprecizno centriranje može dovesti do povećanja površinske doze zračenja od 23% i povećanja šuma slike za 7%. [20] Poseban oprez potreban je prilikom rada na dual source uređajima. Glavni uzrok povezanosti između adekvatnog pozicioniranja i doze zračenja pacijenta je upotreba „bowtie“ filtera u modernim MSCT uređajima koji kompenziraju atenuaciju pacijenta tijekom rotacije rendgenske cijevi što rezultira povišenim intenzitetom RTG zraka u najdebljim područjima pacijentova tijela i sniženim intenzitetom u tanjim dijelovima, a djeluju pod pretpostavkom da je pacijent ispravno pozicioniran na stolu uređaja.

U svakodnevnoj praksi, pravilno pozicioniranje pacijenta u vertikalnoj ravnini može biti izazovno: kod pacijenata sa izraženom skoliozom ili onih koji nisu u mogućnosti potpuno ravno leći na stol uređaja, dijelovi pacijentovog tijela

će neizbježno biti van izocentra gentrja. Ove pogreške moraju biti prevenirane povećanom pažnjom pri obučavanju radioloških tehnologa, koji trebaju za cilj imati apsolutno ispravno pozicioniranje pacijenta, i isključivanje automatske modulacije cijevi ukoliko postoji poteškoća u pravilnom pozicioniranju pacijenta u izocentar uređaja [11].

Iteracijski rekonstrukcijski algoritmi (IRA)

Iteracijski rekonstrukcijski algoritmi, kao što im samo ime govori, iteriraju rekonstrukciju slike nekoliko puta kako bi bolje procijenili matematičke algoritme i proizveli slike smanjene vrijednosti šuma i više rezolucije [21, 22, 23]. Sposobnost poboljšanja kvalitete slike iterativnih algoritama omogućava upotrebu MSCT tehnologije koristeći parametre redukcije doze zračenja poput snižavanja struje grijanja katode i napona cijevi [25]. Dakle, korištenje IRA samo po sebi ne smanjuje dozu zračenja, već omogućava korištenje nižih parametara snimanja, koji će rezultirati reduciranom dozom zračenja uz održanu kvalitetu slike.

Diagnostic Reference Levels (DRL)

Prema ICRP-ovoj publikaciji 135. iz 2017. godine, Diagnostic Reference Levels (DRL) je pojam koji se koristi u svrhu optimizacije zaštite od zračenja u medicinskoj izloženosti pacijenata ionizirajućem zračenju pri izvođenju dijagnostičkih i interventnih postupaka.

Svi pojedinci koji imaju ulogu u izlaganju pacijenta zračenju u medicinske svrhe trebaju biti upoznati s DRL-ovima kao alatom za optimizaciju zaštite, ali primjena DRL postupaka sama po sebi nije dovoljna za njenu optimizaciju. Doza ispod vrijednosti DRL ne ukazuje na to da se postupak izvodi na optimiziranoj razini. Ako je medijan vrijednosti DRL-a u nekoj ustanovi niži od vrijednosti medijana na razini nacije, u procesu optimizacije treba smatrati većim prioritetom kvalitetu slike, a ne količinu korištene doze zračenja [6].

Quality Assurance (QA)

Quality Assurance (QA) ili kontrola kvalitete je snažan alat optimizacije performansi radiološke opreme. Svjetska zdravstvena organizacija (WHO) kontrolu kvalitete u polju dijagnostičke radiologije definira optimalnom kvalitetom ukupnog dijagnostičkog postupka, odnosno dosljednom proizvodnjom adekvatnih dijagnostičkih informacija uz minimalnu izloženost ionizirajućem zračenju i pacijenata i radiološkog osoblja

Zadaci radioloških tehnologa u provođenju aktivnosti kontrole kvalitete u MSCT dijagnostici su sljedeće:

- osiguranje korištenja prikladnih protokola i tehničkih faktora pri izvođenju tražene MSCT pretrage
- osiguranje provedbe, interpretacije i bilježenja ispitivanja kontrole kvalitete – najbolji način je da je jedan radiološki tehnolog odgovoran za aktivnosti vezane uz kontrolu kvalitete dok mu ostali tehnolozi u ustanovi asistiraju
- bilježenje problema primijećenih uz oslikavanje
- sudjelovanje u kontinuiranom obra-
zovanju vezanom uz QA [25].

Zaštitna sredstva

Upotreba zaštitnih sredstava sa olovnom ili kasnije bizmutovom impregnacijom bila je desetljećima ustaljena praksa u području medicinske radiologije.

Kao što je ranije navedeno da TCM tehnologija može uzrokovati značajan porast doze zračenja zbog prisutnosti metalnih implantata, jednako tako i prisutnost osobnih zaštitnih sredstava u polju snimanja tijekom izvođenja MSCT pregleda neopravdano dovodi do povećanja doze zračenja pacijenta. Ukoliko se dio tijela kojeg štitimo zaštitnim sredstvom nalazi izvan polja snimanja, ozračenje tog istog dijela gotovo u potpunosti potječe od raspršenog zračenja iz unutrašnjosti pacijentova tijela [26]. Iz tih razloga, sukladno recentnim smjernicama ne preporuča se upotreba zaštitnih sredstava za pacijente prilikom izvođenja dijagnostičkih i intervencijskih postupaka uporabom ionizirajućeg zračenja jer njihovo korištenje ne doprinosi smanjenju predane apsorbirane doze, a može omesti pravilnu provedbu postupka i tako kompromitirati kvalitetu dobivene dijagnostičke informacije te doprinijeti dodatnom ozračenju pacijenta [27]. ■

Zaključak

Iako se u svakodnevnom radu možda nenamjerno zanemari važnost poviđenja ALARA principa, bilo zbog nedostatka opreme, neadekvatnih uvjeta rada ili žurbe, treba imati na umu da ukoliko nam se čini da redukcija doze zračenja u jednog pacijenta neće napraviti neku razliku, upravo taj pacijent tijekom života može biti uključen u veliki broj pretraga koje uključuju ionizirajuće zračenje, i da mi, radiološki tehnolozi, kao dio radiološkog tima na tjednoj, mjesečnoj, godišnjoj ili cjeloživotnoj bazi sudjelujemo u provođenju značajnog broja MSCT pretraga i na taj način uvelike utječemo na prosječnu ozračenost stanovništva u medicinske svrhe.

Kako je MSCT slikovna dijagnostička metoda koja je izvor neprocjenjivo vrijednih dijagnostičkih informacija i kako broj provedenih MSCT pretraga u kliničkoj praksi svaku godinu kontinuirano raste, a svjesnost o štetnim utjecajima zračenja je sve veća, implementiranje optimizacijskih strategija zaštite od zračenja ne bi trebalo biti opcionalno, već nužno i neizbježno za svaku osobu koja sudjeluje u provođenju radioloških postupaka. ■

Literatura

1. McCollough C, Bakalyar DM, Bostani M, et al. Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. AAPM Rep. 2014 Sep; 2014:6-23.
2. Turner AC, Zankl M, DeMarco JJ, et al. The feasibility of a scanner-independent technique to estimate organ dose from MDCT scans: using CTDI vol to account for differences between scanners. Med Phys. 2010 Apr; 37(4):1816-25.
3. Boone J, Strauss K, Cody D, et al. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT exams: Report of AAPM Task Group 204, 2011.
4. Gnannt R, Winklehner A, Eberli D, Knuth A, Frauenfelder T, Alkadhhi H. Automated tube potential selection for standard chest and abdominal CT in follow-up patients with testicular cancer: comparison with fixed tube potential. Eur Radiol. 2012;22(9):1937-1945.

5. Alsafi KG. Radiation Protection in X-Ray Computed Tomography: Literature Review. *Int J Radiol Imaging Technol* 2:016, 2016.
6. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Ann ICRP*. 2017;46(1):1-144..
7. Paul JF. Individually adapted coronary 64-slice CT angiography based on precontrast attenuation values, using different kVp and tube current settings: evaluation of image quality. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2011;27 Suppl 1:53-59..
8. Papadakis AE, Damilakis J. Evaluation of an organ-based tube current modulation tool in pediatric CT examinations. *Eur Radiol*. 2020;30(10):5728-5737.
9. Guberina N, Lechel U, Forsting M, Ringelstein A. Efficacy of high-pitch CT protocols for radiation dose reduction. *J Radiol Prot*. 2016;36(4):N57-N66..
10. Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol*. 2008;36(2):57-76.
11. Raman SP, Mahesh M, Blasko RV, Fishman EK. CT scan parameters and radiation dose: practical advice for radiologists. *J Am Coll Radiol*. 2013;10(11):840-846.
12. McNitt-Gray M. Radiation safety in CT. A virtual symposium. University of California, San Francisco May 8-10.2013.
13. ICRP, 2007. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). ICRP Publication 102. *Ann. ICRP* 37 (1)
14. Urikura A, Hara T, Yoshida T, et al. Overranging and overbeaming measurement in area detector computed tomography: A method for simultaneous measurement in volume helical acquisition. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(7):160-165.
15. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37 (2-4)
16. Schilham A, van der Molen AJ, Prokop M, de Jong HW. Overranging at multislice CT: an underestimated source of excess radiation exposure. *Radiographics*. 2010;30(4):1057-1067.
17. Booij R, Dijkshoorn ML, van Straten M. Efficacy of a dynamic collimator for overranging dose reduction in a second- and third-generation dual source CT scanner. *Eur Radiol*. 2017; 27(9):3618-3624.
18. Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender WA. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multislice spiral CT. *Radiology*. 2009;252(1):140-147.
19. Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *AJR Am J Roentgenol*. 2007; 188(2):547-552.
20. Habibzadeh MA, Ay MR, Asl AR, Ghadiri H, Zaidi H. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med*. 2012; 28(3):191-199.
21. Hsieh J, SPIE (Society). *Computed Tomography: Principles Design Artifacts and Recent Advances*. 2nd ed. Wiley Interscience ; SPIE Press 2009.
22. Singh S, Kalra MK, Hsieh J, et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. *Radiology*. 2010; 257(2):373-383.
23. Singh S, Kalra MK, Gilman MD, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study. *Radiology*. 2011; 259(2):565-573.
24. Padole A, Ali Khawaja RD, Kalra MK, Singh S. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. *AJR Am J Roentgenol*. 2015; 204(4):W384-W392
25. International Atomic Energy Agency, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, Human Health Series No. 19, IAEA, Vienna; 2012.
26. Marsh RM, Silosky M. Patient Shielding in Diagnostic Imaging: Discontinuing a Legacy Practice. *AJR Am J Roentgenol*. 2019;212(4):755-757. doi: 10.2214/AJR.18.20508. Epub 2019 Jan 23. PMID: 30673332.
27. Marsh RM, Silosky M. Patient Shielding in Diagnostic Imaging: Discontinuing a Legacy Practice. *AJR Am J Roentgenol*. 2019 Apr;212(4):755-757. doi: 10.2214/AJR.18.20508. Epub 2019 Jan 23. PMID: 30673332.

Radiation protection in MSCT diagnostics: A systematic literature review

Abstract

The systematic literature review "Radiation protection in MSCT diagnostics" analyses the accepted and established methods, while emphasizing modern methods of radiation protection in the field of Multi-Slice Computed Tomography (MSCT).

The aim of the article is to familiarize the reader with: the basic terms related to radiation protection; the biological impact of ionizing radiation delivered to the human body during MSCT examination and measurement of its levels; the parameters that affect the reduction (or due to improper use, increase) of the radiation dose, and the ways in which proper adaptation of these parameters can significantly influence the radiation exposure of the patient during the MSCT examination; and summarize the most important findings regarding the optimization of radiation protection and the various techniques for achieving it.

This article can serve as a reminder of the basic concepts and the importance of conscientious implementation of radiation protection measures in everyday practice for healthcare workers who participate in the implementation of MSCT diagnostic procedures.