

Efikasan analitički simulator CT skenera sa geometrijom paralelnih zraka za analizu niskodoznih protokola sa ograničenim brojem projekcija

Dimitrije Popović
Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet
Beograd, Srbija
dimitrije@etf.bg.ac.rs

Miloš Vujisić
Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet
Beograd, Srbija
vujsa@etf.rs
ORCID: 0000-0001-5929-411X

Abstract—U radu je predstavljen simulator CT skenera, razvijen u softverskom paketu MATLAB. Simulator modelira geometriju paralelnih tomografskih zraka i tretira slabljenje uskih snopova X zraka analitički, saglasno Beer-Lambert-ovom zakonu. Primenljivost simulatora u analizi protokola skeniranja sa malim brojem projekcija demonstrirana je na primeru virtuelnog fantoma poznatih geometrijskih i materijalnih svojstava. Pomoću simulatora su proračunavane apsorbovane doze u unutrašnjim regijama fantoma i generisani sinogrami na osnovu kojih su rekonstruisane tomografske slike fantoma. Dobijeni rezultati iskorišćeni su za ispitivanje uticaja smanjenja broja projekcija na kvalitet tomografske slike i uštedu u dozi predatoj fantomu. Pokazano je da simulator predstavlja pouzdanu i korisnu alatku za brzu optimizaciju niskodoznih protokola skeniranja, u pogledu izbora broja projekcija koji daje sliku zadovoljavajućeg kvaliteta.

Ključne reči—CT skener, simulator, apsorbovana doza, tomografija, kvalitet slike

I. UVOD

Kompjuterizovana tomografija X zracima (eng. *CT – computed tomography*) je modalitet medicinskog slikanja koji je poslednjih decenija postao nezamenljiva dijagnostička tehnika u klinikama širom sveta. Rekonstrukcijom slika poprečnih preseka kroz telo pacijenta, iz projekcija generisanih CT skenom, dobija se volumetrijska predstava regije od interesa, sa visokom rezolucijom kontrasta i submilimetarskom prostornom rezolucijom, koja pruža mogućnost pouzdanog razlučivanja zdravih i obolelih tkiva, kao i detaljan uvid u anatomske promene tkiva. Rasprostranjenost i porast primene CT skenera stavljaju poseban akcenat na prateći radijacioni rizik. Kao i kod drugih dijagnostičkih metoda koje primenjuju jonizujuće zračenje, unapređenja tehnike kreću se u smeru smanjenja apsorbovane doze koju pacijent prima [1]–[2].

Jedan od načina da se snizi doza za pacijenta jeste implementacija protokola skeniranja sa manjim brojem projekcija [1]–[4]. Da bi kod ovakve akvizicije kvalitet rekonstruisanih slika ostao na zadovoljavajućem nivou, potrebno je spovesti prekliničke analize korelisanosti uštede u dozi i dijagnostičke sadržajnosti slike. U takvim ispitivanjima, posebno su korisne softverske alatke koje verno simuliraju CT skener. U ovom radu predstavljen je simulator CT skenera, razvijen u softverskom paketu MATLAB [5], koji modelira geometriju paralelnih tomografskih zraka i tretira slabljenje uskih snopova X zraka analitički, saglasno Beer-Lambert-ovom zakonu.

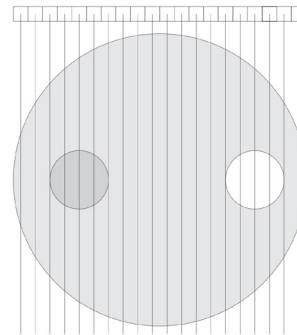
Simulator omogućava proračun zadatog broja projekcija i apsorbovane doze u geometrijskim strukturama koje predstavljaju organe unutar virtuelnog fantoma poznatih geometrijskih i materijalnih svojstava. Na osnovu sinograma sintetisanih pomoću simulatora moguće je rekonstruisati slike slojeva u fantomu i uporediti ih po kvalitetu za razne nivoe doze u unutrašnjosti fantoma. Dobijeni rezultati mogu da posluže kao smernice za definisanje niskodoznih protokola skeniranja sa ograničenim brojem projekcija. Rezultati predstavljeni u radu pokazuju da razvijeni simulator, uz sve aproksimacije koje sadrži, predstavlja pouzdanu i korisnu alatku za optimizaciju niskodoznih protokola skeniranja, u pogledu izbora broja projekcija koji daje sliku zadovoljavajućeg kvaliteta.

II. METODE I MODELI

Simulator CT skenera predstavljen u ovom radu realizovan je u programskom paketu MATLAB (verzija 2023a) [5] i zasniiva se na jednostavnom modelu eksponencijalnog slabljenja uskih snopova X zraka, opisanom Beer-Lambert-ovim zakonom:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

gde je I_0 intenzitet (fluens) uskog snopa na ulasku u posmatranu sredinu, $I(x)$ intenzitet snopa na dubini x u toj sredini, dok je μ linearni koeficijent atenuacije na energiji snopa. Pretpostavljeno je da je geometrija tomografskih zraka paralelna i da se slabljenje uskog snopa fotona koji propagira duž svakog pojedinačnog tomografskog zraka odvija prema jenačini (1), u zavisnosti od dužina odsečaka zraka unutar materijalnih sredina korišćenog virtuelnog fantoma.



Sl. 1 Aksijalni poprečni presek virtuelnog fantoma korišćenog za proračune u simulatoru. Na slici su prikazani paralelni tomografski zraci i dekseli linijskog detektora.

Ovaj rad je nastao uz finansijsku podršku Ministarstva nauke, tehnološkog razvoja i inovacija Republike Srbije, u okviru ugovora broj: 451-03-65/2024-03/200103.

Virtuelni fantom implementiran u simulatoru je cilindar ispunjen vodom i okružen vakuumom, prečnika 20 cm i beskonačne visine, unutar kog se nalaze dva manja cilindra istih dimenzija (prečnika 4 cm i takođe beskonačne visine), izrađena od mišićnog tkiva i kortikalne kosti (slika 1). Izocentar simulatora skenera poklapa se sa osom cilindričnog fantoma, koja je usvojena za y osu pravougaonog koordinatnog sistema u kom je definisana geometrija simulatora. Može se smatrati da usvojeni fantom predstavlja torzo, dok dva unutrašnja manja cilindra modeluju organe. Materijalni sastavi dva manja cilindra izabrani su tako da jedan ima nizak, a drugi visok fizički kontrast u odnosu na okolnu vodenu sredinu.

A. Generisanje sinograma i rekonstrukcija tomografske slike

Akvizicija projekcija modelirana je za jednu presečnu ravan fantoma, na koju je osa fantoma normalna. Usvojeno je da je detektorki red ravan (linijski) sa 512 kvadratnih detektorskih elemenata (deksela) dimenzije $0,1 \times 0,1$ cm, efikasnosti detekcije od 100%. Svaka projekcija formirana je, dakle, sa 512 paralelnih tomografskih zraka, normalnih na linijski detektor u tačkama koje odgovaraju centrima deksela. Normalno rastojanje od centra fantoma (tj. od izocentra) do linijskog detektora (eng. *OID – object-to-detector distance*) iznosilo je 30 cm. Spektar X zraka generisan je pomoću programa Spektar [6], sa korakom energetske skale od $\Delta E = 1$ keV. Eksponecijalno slabljenje duž zraka proračunava se na osnovu izraza (1) za svaku energetsku komponentu spektra zasebno. Signal zabeležen na dekselu detektora obrazovan je kao suma transmitovanog broja fotona svih energija zastupljenih u spektru.

Od projekcija sintetisanih pod raznim uglovima generisan je sinogram u kom je svaka projekcija činila po jednu vrstu dužine 512 elemenata. Broj vrsta u sinogramu odgovarao je broju projekcija, koji je variran od jedne do druge simulacije.

Tomografska slika aksijalne presečne ravni fantoma za koju je generisan sinogram rekonstruisana je pomoću MATLAB naredbe *iradon*, koja implementira algoritam filtriranog projektovanja unazad (eng. *FBP – filtered back-projection*). Pri rekonstrukciji je korišćen Shepp-Logan-ov filter. Dobijena slika je dimenzija 512×512 piksela.

B. Proračun apsorbovane doze unutar virtuelnog fantoma

Za proračun apsorbovane doze u "organima" (tj. u manjim unutrašnjim cilindrima) usvojeno je da rekonstruisani aksijalni sloj ima debljinu jednaku visini detektorskog reda (0,1 cm), što je uz poznavanje gustine mišićnog tkiva i kortikalne kosti omogućilo da se izračunaju mase delova "organa" sadržanih u sloju, oblika cilindra prečnika 2 cm i visine 0,1 cm.

Energija deponovana u "organima" (tačnije u njihovim delovima sadržanim u rekonstruisanom sloju) određivana je pomoću tetiva (tj. odsečaka) tomografskih zraka koji kroz njih prolaze pri akviziciji projekcija pod raznim uglovima. Usvojena je aproksimativna pretpostavka da atenuaciji uskih snopova fotona duž tomografskih zraka unutar "organa" doprinosi isključivo fotoelektrična apsorpcija, odnosno da svi fotoni uklonjeni iz snopa deponuju celokupnu svoju energiju u "organu". U ovakvom slučaju, energija E_d koju fotoni deponuju duž tetive dužine d izračunava se kao:

$$E_d = \sum_i E_i (I' - I'') = \sum_i E_i I' (1 - e^{-\mu(E_i)d}) \quad (2)$$

gde su I' i I'' intenziteti fotonskog snopa na energiji E_i u tačkama preseka odgovarajućeg tomografskog zraka sa kružnom granicom "organa", dok sumiranje ide po svim energijama fotona zastupljenim u spektru. Nakon što se za jedan "organ" sabere energije deponovane duž svih tetiva pod svim uglovima, apsorbovana doza se izračunava kao količnik zbirne energije deponovane u "organu" i mase njegovog dela sadržanog u sloju.

Opisana aproksimacija u izračunavanju doze vodi njenom precenjivanju, jer se u realnosti neki od fotona uklonjenih iz snopa rasejavaju, pri čemu u regiji u kojoj dožive interakciju deponuju samo deo svoje energije. Dodatno je zanemarena mogućnost da fotoni rasejani iz slojeva koji leže iznad ili ispod posmatranog presečnog sloja deponuju energiju u aktuelnom sloju. Za potrebe analize primenljivosti simulatora, međutim, korišćene su vrednosti *relativne doze*, izražene u odnosu na dozu u "organu" za slučaj maksimalnog analiziranog broja projekcija, čime je u znatnoj meri otklonjen uticaj aproksimativnog određivanja doze na zaključke analize.

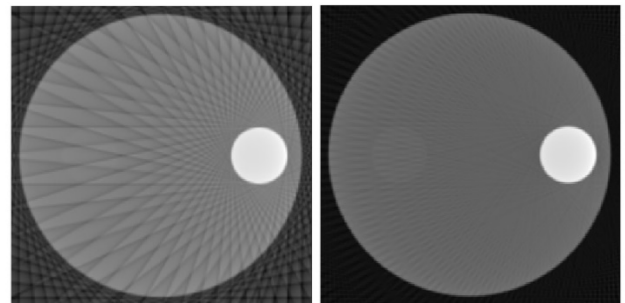
III. REZULTATI I DISKUSIJA

U svim simulacijama sprovedenim za potrebe rada korišćen je isti spektar X zraka, generisan pomoću *Spektar* programske biblioteke paketa MATLAB [5]–[6]. Kao materijal za anodu izabran je volfram, dok je za filtriranje niskoenergetskih fotona korišćen sloj aluminijuma debljine 1 mm. Zadato je da vršni napon na cevi iznosi 120 kV (eng. *kVp – kilovoltage peak*).

Prilikom generisanja sinograma broj projekcija je variran od 60 do 720, sa korakom od 30. Broj projekcija definiše korak ugla rotacije izvora i linijskog detektorskog reda, što utiče na kvalitet slike.

Vrednosti masenih koeficijenata atenuacije, kao i gustine mišićnog i koštanog tkiva za "organe" unutar fantoma preuzete su iz NIST baze podataka. Linearni koeficijenti atenuacije su interpolirani na energetsku skalu spektra X zraka i korišćeni su za proračun apsorbovanih doza unutar "organa", kao i za određivanje projekcionih podataka, koji služe za formiranje sinograma.

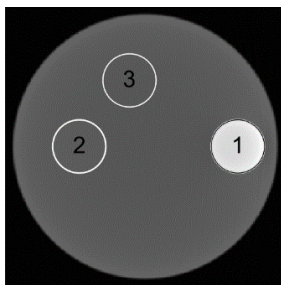
Veza između doze apsorbovane u "organima" i broja projekcija je približno linearna (što je potvrđeno kroz niz proračuna koji nisu prikazani u radu), zbog čega je u analizi simulatora moguće pratiti zavisnost kontrasta i neuniformnosti tomografske slike od relativne doze, tj. odnosa vrednosti doza u odnosu na maksimalnu vrednost (za slučaj akvizicije 720 projekcija).



Sl. 2 Tomografske slike aksijalnog sloja virtuelnog fantoma rekonstruisane na osnovu 60 i 180 projekcija.

Kontrast je za potrebe analize simulatora definisan kao odnos srednjih vrednosti nivoa sive u "organima" i pozadinske kružne

regije na slici. Kao posledica rekonstrukcije aksijalne slike pomoću FBP algoritma javljaju se zvezdasti i prugasti artefakti (eng. *streaking artifacts*), posebno izraženi oko i između regija na slici sa većim intenzitetom, tj. oko i između "organa" (slika 2). Stoga se pozadinska regija za izračunavanje kontrasta bira u oblasti u kojoj su ovi artefakti manje izraženi (slika 3).



Sl. 3 Kružne regije od interesa za proračun kontrasta tomografske slike. Regije 1 i 2 su unutar preseka cilindara koji modeluju kost i mišić, respektivno, dok je regija 3 deo vodene pozadine.

Na slikama 4 i 5 prikazane su zavisnosti kontrasta koštanog i mišićnog tkiva od relativne doze, respektivno. U oba slučajja javljaju se fluktuacije kontrasta na nižim relativnim dozama. Za niske doze, nivo sive u organima znatno zavisi od rasporeda projekcija po uglovima – određene regije na slici neće biti rekonstruisane sa istim skupom podataka, zbog čega dolazi do odstupanja srednjeg nivoa sive u traženim oblastima na slici. Sa povećanjem broja projekcija dolazi do smanjivanja varijacija nivoa sive u regijama "organa", kao i u pozadinskim regijama, što se može uočiti na graficima za oblasti relativnih doza većih od $\approx 0,4$. Sa daljim povećanjem doze ne dolazi do znatnog poboljšanja kontrasta "organa" u odnosu na pozadinsku regiju.

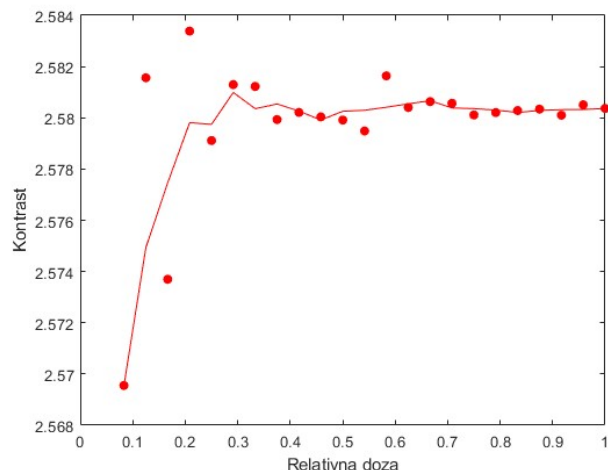
Drugi faktor kvaliteta slike analiziran kroz simulacije je neuniformnost sloja. Za pravac kroz prečnik većeg fantoma koji ne seče ni jedan od dva "organa" u idealnom slučaju očekuje se uniformna raspodela nivoa sive, odnosno ravan profil vrednosti piksela. Međutim, u realnom slučaju, zbog neželjenih pojava kao što su prugasti artefakt i činijasti artefakt (eng. *cupping artifact*), koji se javlja kao posledica otvrdnjavanja snopa (eng. *beam hardening*), dolazi do odstupanja u uniformnosti nivoa sive u vidu konkavnosti profila.

Parametar neuniformnosti NU (eng. *non-uniformity*) definiše se kao:

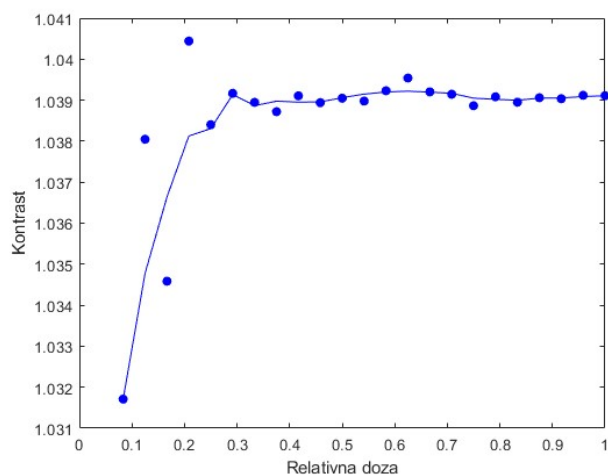
$$NU = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}} \quad (3)$$

gde je L_{\max} najveća, a L_{\min} najmanja vrednost nivoa sive za posmatrani profil. Na slici 6 prikazana je zavisnost parametra NU od relativne doze u "organu" sačinjenom od koštanog tkiva, proračunata na osnovu izraza (3). Najveće odstupanje uniformnosti javlja se za najmanje vrednosti relativnih doza, u kom slučaju je prugasti artefakt najizraženiji. Povećavanjem relativne doze uočava se znatno smanjenje neuniformnosti, nakon čega grafik ulazi u zasićenje.

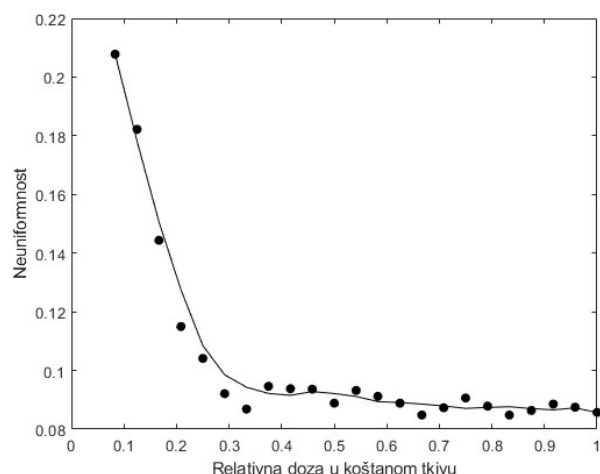
Analizom dobijenih rezultata može se odrediti prag doze za koji su kontrast "organa" i uniformnost slike optimalni, odnosno mogućnost snižavanja broja projekcija u niskodoznom protokolu skeniranja bez značajnije degradacije kvaliteta rekonstruisane tomografske slike.



Sl. 4 Zavisnost kontrasta kružnog preseka koštanog cilindra na tomografskoj slici od relativne doze u tom "organu".



Sl. 5 Zavisnost kontrasta kružnog preseka mišićnog cilindra na tomografskoj slici od relativne doze u tom "organu".



Sl. 6 Zavisnost NU tomografske slike od relativne doze u koštanom tkivu.

IV. ZAKLJUČAK

U radu je demonstrirana primenljivost simulatora CT skenera, razvijenog u softverskom paketu MATLAB, za definisanje niskodoznih protokola skeniranja sa ograničenim brojem projekcija. Simulator sadrži sve segmente potrebne za analizu odnosa kvaliteta slike i uštede u apsorbovanoj dozi koju primaju različiti organi. Jednostavnost implementiranih fizičkih modela izbalansirana je korišćenjem relativnih parametara za procenu kvaliteta slike i doze po organima.

Najniži broj projekcija za koji je u radu sprovedena verifikacija simulatora bio je 60, ali je simulator primenljiv i za niži broj projekcija, uz modifikaciju algoritma za rekonstrukciju tomografske slike. Naime, da bi parametri korišćeni za procenu kvaliteta slike ostali pouzdana merila i pri manjem broju projekcija, slike bi trebalo rekonstruisati nekom od iterativnih metoda koje se oslanjaju na *a priori* informacije u tkivima u sloju i koje u svakom iterativnom koraku koriguju histogram slike shodno tim informacijama.

Grafici produkovani tokom analize simulatora svi iskazuju trend ulaska u zasićenje pri porastu relativne doze, što nedvosmisleno ukazuje na mogućnost uštede u pogledu pacijentne doze uz optimalan izbor broja projekcija koji je zadovoljavajući sa stanovišta kvaliteta rekonstruisane slike. Razvijeni simulator predstavlja korisnu alatku za brzu i jednostavnu optimizaciju ovakvih niskodoznih protokola skeniranja.

REFERENCE/LITERATURA

- [1] Li, Y., Jiang, Y., Liu, H., Yu, X., Chen, S., Ma, D., Gao, J., & Wu, Y. (2021). A phantom study comparing low-dose CT physical image quality from five different CT scanners. *Quantitative Imaging In Medicine And Surgery*, 12(1), 766-780. doi:10.21037/qims-21-245.
- [2] Rampinelli C, Origgi D, Bellomi M. Low-dose CT: technique, reading methods and image interpretation. *Cancer Imaging*. 2013 Feb 8;12(3):548-56. doi: 10.1102/1470-7330.2012.0049. PMID: 23400217; PMCID: PMC3569671
- [3] The MathWorks, Inc. (2022). MATLAB version: 9.14.0.2306882 (R2023a) Update 4
- [4] Siewerdsen, J & Waese, A & Moseley, D & Richard, Samuel & Jaffray, DA. (2004). Spektr: A computational tool for x-ray spectral analysis and imaging system optimization. *Medical physics*. 31. 3057-67. 10.1118/1.1758350.
- [5] Feghali JA, Russo RA, Mamou A, Lorentz A, Cantarinha A, Bellin MF, Meyrignac O. Image quality assessment in low-dose COVID-19 chest CT examinations. *Acta Radiol*. 2024 Jan;65(1):3-13. doi: 10.1177/02841851231153797. Epub 2023 Feb 6. PMID: 36744376; PMCID: PMC9905706.
- [6] Ghane B, Karimian A, Mostafapour S, Gholamiankhak F, Shojaerazavi S, Arabi H. Quantitative Analysis of Image Quality in Low-Dose Computed Tomography Imaging for COVID-19 Patients. *J Med Signals Sens*. 2023 May 29;13(2):118-128. doi: 10.4103/jmss.jmss_173_21. PMID: 37448548; PMCID: PMC10336910.

ABSTRACT

The paper presents a CT scanner simulator, developed in the MATLAB software package. The simulator models the geometry of parallel tomographic beams and treats the attenuation of narrow X-ray beams analytically, according to the Beer-Lambert law. Applicability of the simulator in the analysis of few-view scanning protocols is demonstrated on the example of a virtual phantom with known geometric and material properties. Using the simulator, absorbed doses in the inner regions of the phantom were calculated and sinograms were generated, on the basis of which tomographic images of the

phantom were reconstructed. The obtained results were used to examine the impact of reducing the number of projections on the quality of the tomographic image and on the savings in the dose delivered to the phantom. It has been shown that the simulator is a reliable and useful tool for rapid optimization of low-dose scanning protocols, in selecting the number of projections which provides an acceptable quality image.

An Efficient CT Scanner Analytical Simulator with Parallel Beam Geometry for the Analysis of Low-Dose Protocols with a Limited Number of Projections

Dimitrije Popović, Miloš Vujić