Udruženje inžinjera medicinske radiologije u FBiH

Radiološke tehnologije – Časopis iz oblasti radiološke tehnologije

Volumen 17 | Novembar/Studeni 2026. godine

# Optimizacija CT protokola u pedijatrijskoj radiologiji

**Authors:** **Damir Jaganjac1,2**

*1 Berg doo,Bosna i Hercegovina*

*2 Radiology Tech Academy, Bosna i Hercegovina*

Submitted: 03..October. 2026.

Accepted: 31.October.2026.

DOI: https://doi.org/10.48026/issn.26373297.2026.1.17.4

## SAŽETAK

Kompjuterizirana tomografija (CT) predstavlja važnu dijagnostičku metodu u pedijatrijskoj radiologiji, ali istovremeno zahtijeva strogo provođenje principa opravdanosti i optimizacije zbog veće radiosenzitivnosti djece i dužeg očekivanog životnog vijeka. Cilj ovog rada je sistematizirati ključne tehničke i organizacijske postupke kojima se može postići odgovarajuća dijagnostička kvaliteta uz primjenu najniže razumno ostvarive doze koja je primjerena kliničkom pitanju. Poseban naglasak stavljen je na pravilno pozicioniranje i centriranje pacijenta, izbor napona cijevi, automatsku modulaciju struje, vrijeme rotacije, pitch faktor, rekonstrukcijsku debljinu sloja, rekonstrukcijski kernel, standardnu devijaciju kao pokazatelj šuma te primjenu iterativnih i novijih metoda dubokog učenja u rekonstrukciji slike. Razmatraju se i CTDIvol, DLP i SSDE, kao i uloga pedijatrijskih dijagnostičkih referentnih nivoa. U radu su prikazani demonstracijski dozimetrijski primjeri preuzeti iz autorske edukativne prezentacije, koji ilustriraju kako promjene pojedinačnih parametara mogu biti povezane s promjenom CTDIvol i DLP. Ovi primjeri nisu predstavljeni kao kontrolirani klinički eksperiment, već kao edukativni prikaz procesa optimizacije. Zaključuje se da optimizacija pedijatrijskog CT-a nije posljedica jedne postavke uređaja, nego kontinuiranog procesa koji uključuje opravdanje pregleda, individualizaciju prema veličini i dobi djeteta, precizno pozicioniranje, ograničavanje opsega skeniranja, odgovarajuću akviziciju i rekonstrukciju te redovito praćenje dozimetrijskih pokazatelja i kvaliteta slike [1–3].

Ključne riječi: pedijatrijska radiologija; kompjuterizirana tomografija; optimizacija doze; CTDIvol; DLP; SSDE; iterativna rekonstrukcija; automatska modulacija; kvalitet slike.

This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/



Print: ISSN 2232-8726

Online: ISSN 2637-3297

## 1. UVOD

Kompjuterizirana tomografija ima značajnu ulogu u dijagnostici akutnih i hroničnih stanja kod djece. Brzina pregleda, široka dostupnost i visoka prostorna rezolucija čine CT posebno korisnim u traumi, hitnim abdominalnim stanjima, plućnoj patologiji, neurotraumi i drugim kliničkim indikacijama. Međutim, izlaganje ionizirajućem zračenju u dječjoj dobi zahtijeva posebno pažljiv pristup. ICRP naglašava da djeca, u prosjeku, imaju veći rizik od pojave radijacijom induciranog karcinoma pri istoj apsorbiranoj dozi u odnosu na odrasle, dijelom zbog veće osjetljivosti pojedinih tkiva i dužeg preostalog životnog vijeka [1].

Savremeni pristup ne podrazumijeva jednostavno „smanjivanje doze“, nego optimizaciju odnosa između doze i dijagnostičke informacije. Preniska doza može povećati šum i smanjiti kontrastno-šumovni odnos do mjere koja ugrožava pouzdanost dijagnostike, dok nepotrebno visoka doza ne donosi proporcionalnu korist. Zbog toga je osnovni cilj postići kvalitet slike dovoljan za konkretno kliničko pitanje, uz individualizaciju protokola prema dobi, tjelesnoj veličini, anatomskom području i vrsti pregleda [2,3].

Literatura pokazuje da se značajne redukcije doze mogu postići kombinacijom više strategija, uključujući niži napon cijevi, automatsku modulaciju struje, iterativnu rekonstrukciju i pažljivo definiranje opsega skeniranja. U novijim istraživanjima sve se više ispituju i algoritmi dubokog učenja, ali njihov doprinos treba procjenjivati zajedno s kliničkom prihvatljivošću kvaliteta slike, a ne samo na osnovu numeričkog smanjenja doze [3,9–11].

## 2. MATERIJALI I METODE

Rad je koncipiran kao stručni pregled i edukativna analiza principa optimizacije pedijatrijskog CT-a. Korišteni su međunarodni stručni dokumenti i literatura koja obuhvata zaštitu od zračenja, pedijatrijske dijagnostičke referentne nivoe, SSDE, strategije smanjenja doze i savremene metode rekonstrukcije [1–11]. Posebna pažnja posvećena je praktičnim parametrima koji su pod direktnom ili indirektnom kontrolom CT operatera i radiološkog tima.

Demonstracijski primjeri u radu potiču iz autorske prezentacije „Pedijatrijske doze“ i prikazuju promjene CTDIvol i DLP pri različitim postavkama. Budući da prezentacija ne sadrži kompletnu metodologiju potrebnu za kontrolirani eksperimentalni dizajn, prikazani podaci se ne interpretiraju kao dokaz uzročno-posljedične veze niti kao univerzalne vrijednosti za sve CT uređaje, pacijente ili protokole. Njihova svrha je ilustracija kako pojedine tehničke promjene mogu utjecati na dozimetrijske pokazatelje u konkretnom demonstracijskom scenariju.

## 3. OPRAVDANOST PREGLEDA I ZAŠTITA PEDIJATRIJSKIH PACIJENATA

Prvi korak optimizacije nije tehnička postavka uređaja nego opravdanost pregleda. CT treba izvesti kada očekivana dijagnostička korist opravdava izlaganje ionizirajućem zračenju. Ako odgovarajuće kliničko pitanje može biti riješeno metodom koja ne koristi ionizirajuće zračenje, poput ultrazvuka ili magnetne rezonance, takva alternativa treba biti razmotrena kada je klinički prikladna [1].

Nakon odluke da je CT opravdan, potrebno je definirati najmanji opseg pregleda koji odgovara kliničkom pitanju. Nepotrebno produžavanje skeniranog područja povećava DLP i ukupno izlaganje bez nužnog povećanja dijagnostičke koristi. Novija istraživanja pokazuju da precizno definiranje scan-range kod djece može smanjiti z-coverage i DLP uz očuvanje potrebne anatomske pokrivenosti [11].

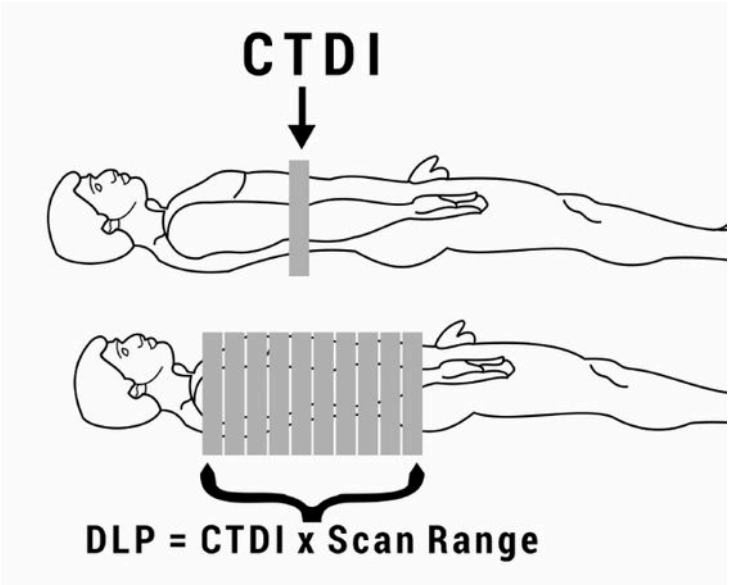
## 4. CTDIVOL, DLP, SSDE I DIJAGNOSTIČKI REFERENTNI NIVOI

CTDIvol je standardizirani pokazatelj izlazne doze CT uređaja za određenu akviziciju, dok DLP uzima u obzir i dužinu skeniranog područja. U pojednostavljenom obliku odnos se može prikazati kao:

$$\mathbf{DLP = CTDIvol \times L}$$

gdje je L dužina skeniranog područja. CTDIvol i DLP korisni su za praćenje i poređenje protokola, ali sami po sebi ne predstavljaju individualnu apsorbiranu dozu pacijenta. Kod djece je zbog velike varijabilnosti tjelesne veličine posebno važno razmatrati SSDE, koji prilagođava CTDIvol veličini pacijenta [4,5]. AAPM je objavio posebne preporuke za SSDE u tjelesnom CT-u i dodatne smjernice za head CT [4–6].

Dijagnostički referentni nivoi (DRL) nisu granice koje pojedinačni pregled ne smije premašiti. Oni predstavljaju alat za identifikaciju protokola i ustanova čije su tipične vrijednosti više od očekivanih za odgovarajuću populaciju i indikaciju. Evropske smjernice za pedijatrijsko snimanje naglašavaju potrebu za dobi i veličini prilagođenim referentnim nivoima [7]. Velika američka analiza na više od 1,5 miliona pedijatrijskih CT pregleda dodatno je pokazala značaj stratifikacije prema dobi i veličini pacijenta [8].



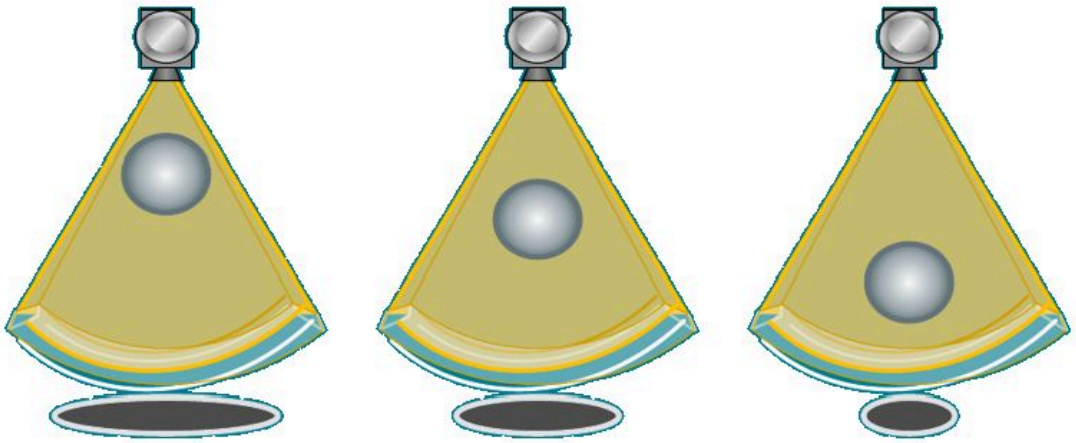

*Slika 1. Shema CTDIvol i DLP korištena u autorskoj edukativnoj prezentaciji. Izvor: autorska prezentacija.*


Print: ISSN 2232-8726
Online: ISSN 2637-3297

## 5. POZICIONIRANJE I CENTRIRANJE PACIJENTA

Pravilno pozicioniranje pacijenta u izocentar CT uređaja predstavlja jednu od najjednostavnijih, ali često zanemarenih komponenti optimizacije. Geometrija sistema za automatsku modulaciju struje i karakteristike snopa zračenja zavise od odnosa pacijenta prema izocentru. Pomjeranje pacijenta izvan optimalnog centra može dovesti do promjene procjene atenuacije i nepravilnog rada sistema automatske modulacije [2,3].

U autorskoj prezentaciji prikazani su demonstracijski primjeri u kojima su lateralni pomaci od 2,3 cm i 6 cm povezani s povećanjem prikazane doze. Te vrijednosti treba shvatiti isključivo kao ilustraciju konkretnog scenarija, a ne kao univerzalne procente povećanja doze. Stvarni efekat zavisi od uređaja, geometrije, tjelesne veličine, protokola i načina rada AEC sistema.

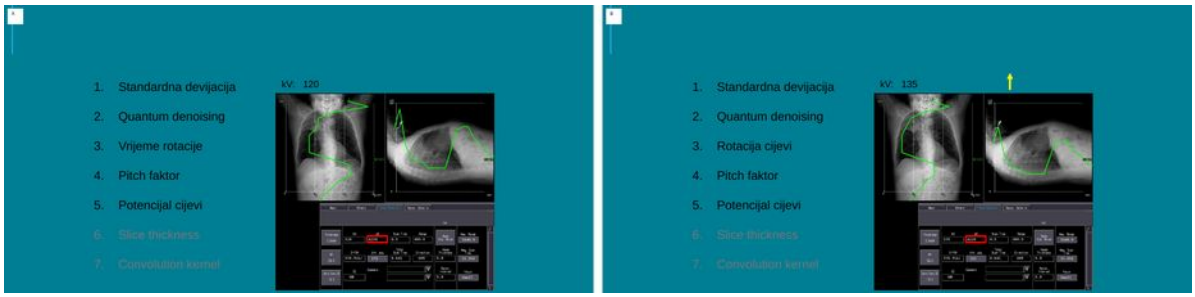


*Slika 2. Primjer pravilnog pozicioniranja i centriranja pacijenta u odnosu na izocentar. Izvor: autorska prezentacija.*

## 6. NAPON CIJEVI, STRUJA CIJEVI I AUTOMATSKA MODULACIJA

Izbor napona cijevi (kV) utiče na energijski spektar snopa i na odnos između kontrasta, šuma i doze. Kod određenih pedijatrijskih indikacija niži kV može povećati kontrast jodom i omogućiti smanjenje doze, ali samo ako sistem i protokol omogućavaju održavanje potrebnog kvaliteta slike. Pregled literature pokazuje da kombinacija niskog napona i iterativne rekonstrukcije može ostvariti značajne redukcije doze u pedijatrijskom CT-u [3].

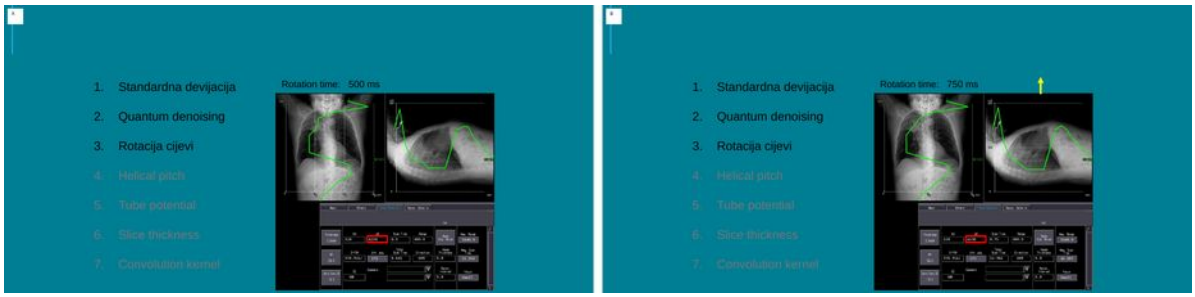
Struja cijevi (mA) i automatska modulacija cijevne struje predstavljaju ključne mehanizme prilagođavanja doze anatomiji pacijenta. Umjesto korištenja jedne fiksne vrijednosti kroz cijelo skenirano područje, AEC sistemi mogu mijenjati ekspoziciju prema longitudinalnim i/ili ugaonim promjenama atenuacije. U pedijatrijskoj populaciji takav pristup treba kombinirati s pravilnim centriranjem i odgovarajućim noise targetom.




*Slika 3. Demonstracijski primjer promjene napona cijevi (kV) i prikazanih dozimetrijskih vrijednosti. Izvor: autorska prezentacija.*

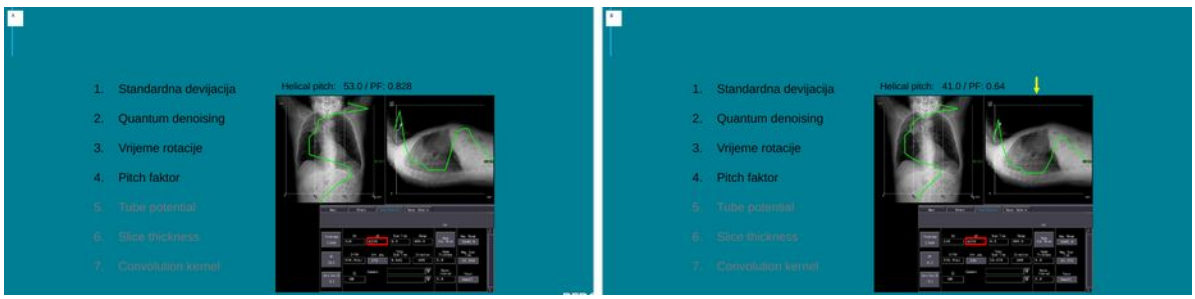
## 7. VRIJEME ROTACIJE I PITCH FAKTOR

Vrijeme rotacije utiče na vrijeme akvizicije i količinu podataka prikupljenih u jednoj rotaciji. Kod pedijatrijskih pacijenata, naročito kod nemirnih pacijenata, brža akvizicija može biti korisna za smanjenje artefakata pokreta i potrebe za ponavljanjem pregleda. Međutim, sama promjena vremena rotacije ne treba se posmatrati izolirano od mA, pitcha i načina rada automatske modulacije.




*Slika 4. Demonstracijski primjer promjene vremena rotacije: 500 ms naspram 750 ms. Izvor: autorska prezentacija.*

Pitch predstavlja odnos pomjeranja stola tokom jedne rotacije i ukupne kolimacije snopa. Njegova promjena može uticati na brzinu pregleda, preklapanje podataka i dozimetriju. U demonstracijskom primjeru autorske prezentacije vrijednosti pitch 0,828 i 0,64 dale su vrlo slične CTDIvol vrijednosti, uz određenu razliku u DLP-u. To potvrđuje potrebu da se pitch ne interpretira kao izolirani „parametar za smanjenje doze“, nego u kontekstu cjelokupnog protokola.



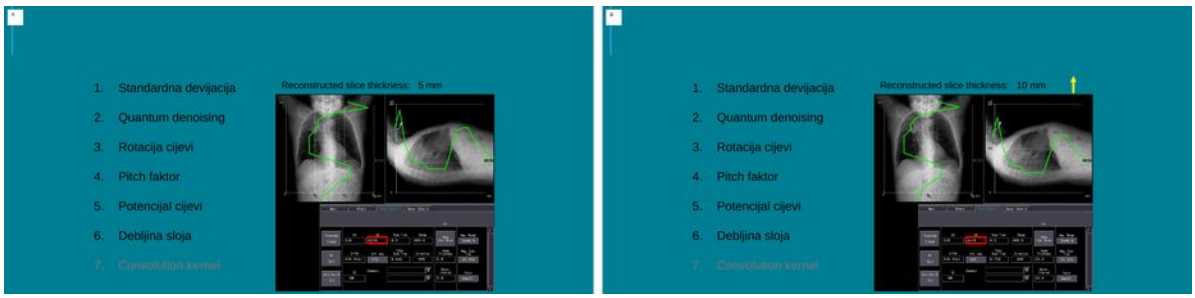

*Slika 5. Demonstracijski primjer promjene pitch faktora. Izvor: autorska prezentacija.*



Print: ISSN 2232-8726
Online: ISSN 2637-3297

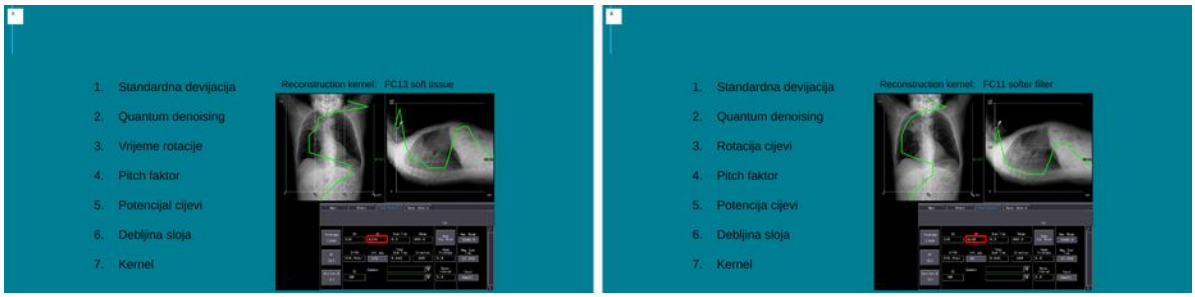
## 8. DEBLJINA SLOJA, REKONSTRUKCIJSKI KERNEL I STANDARDNA DEVIJACIJA

Debljina rekonstruiranog sloja prvenstveno utiče na prikaz anatomije, prostornu rezoluciju u z-osi i nivo šuma. Deblji slojevi mogu imati niži šum zbog većeg volumena podataka, ali nisu automatski ekvivalentni nižoj akvizicijskoj dozi. Važno je razlikovati parametre akvizicije od parametara rekonstrukcije. U praksi se često primjenjuju tanke primarne rekonstrukcije, uz dodatne deblje rekonstrukcije za određene kliničke potrebe.



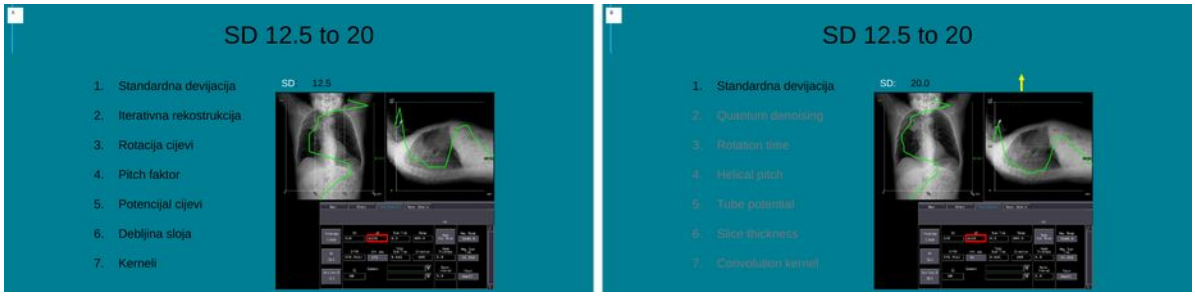

*Slika 6. Demonstracijski primjer promjene rekonstrukcijske debljine sloja (5 mm naspram 10 mm). Izvor: autorska prezentacija.*

Rekonstrukcijski kernel određuje kompromis između prostorne rezolucije i šuma. Oštriji kernel može bolje prikazati visoko-kontrastne strukture, ali povećava vizualni šum, dok mekši kernel može dati homogeniji prikaz uz potencijalni gubitak detalja. Izbor kernela zato mora biti vezan za anatomsko područje i kliničko pitanje, a ne isključivo za dozimetriju.




*Slika 7. Demonstracijski primjer promjene rekonstrukcijskog kernela (FC13 naspram FC11). Izvor: autorska prezentacija.*

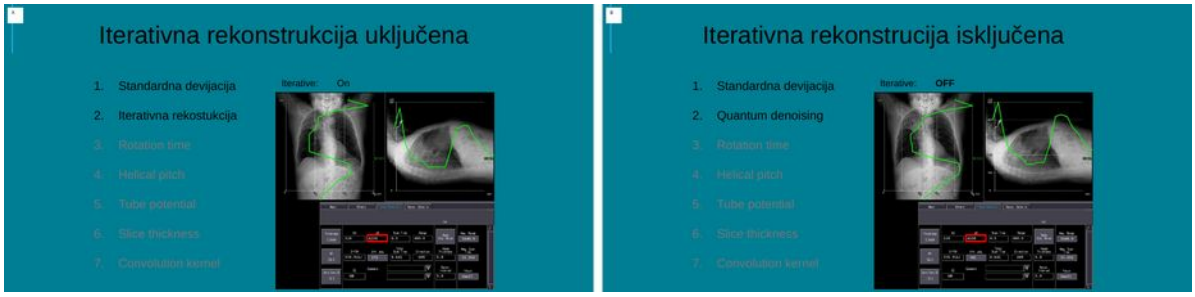
Standardna devijacija (SD) često se koristi kao objektivniji pokazatelj šuma u homogenom području slike. Međutim, određivanje prihvatljive SD vrijednosti mora biti povezano s kliničkom namjenom pregleda i karakteristikama uređaja. Povećanje tolerancije na šum može omogućiti smanjenje ekspozicije, ali samo do nivoa na kojem se očuva potrebna dijagnostička informacija.




*Slika 8. Demonstracijski primjer promjene ciljne standardne devijacije (SD). Izvor: autorska prezentacija.*

## 9. ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA I DEEP-LEARNING REKONSTRUKCIJA

Iterativne rekonstrukcijske metode koriste modele sistema i statističke pristupe za smanjenje šuma i artefakata u odnosu na konvencionalne metode rekonstrukcije. U pedijatrijskom CT-u njihova primjena može omogućiti smanjenje ekspozicije uz održavanje dijagnostički prihvatljivog kvaliteta slike [3,9]. U demonstracijskom primjeru autorske prezentacije uključivanje iterativne rekonstrukcije bilo je povezano s nižim prikazanim CTDIvol i DLP vrijednostima, ali zbog nedostatka potpunog opisa eksperimentalnih uslova nije moguće pripisati cijelu razliku isključivo algoritmu rekonstrukcije.




*Slika 9. Demonstracijski primjer primjene iterativne rekonstrukcije (IR). Izvor: autorska prezentacija.*

Deep-learning rekonstrukcija predstavlja noviju generaciju algoritama koji koriste modele zasnovane na mašinskom učenju za redukciju šuma i poboljšanje subjektivnog kvaliteta slike. Sistematski pregled iz 2026. godine pokazuje da savremene metode iterativne i deep-learning rekonstrukcije mogu doprinijeti značajnom smanjenju doze uz očuvanje dijagnostičke kvalitete, ali naglašava heterogenost protokola i studija [9]. U novijem radu na pedijatrijskom CT-u grudnog koša opisana je kombinacija niže doze i poboljšane subjektivne kvalitete uz deep-learning rekonstrukciju [10].

## 10. BROJ FAZA I DUŽINA SKENIRANJA

Jedan od najefikasnijih načina smanjenja doze je izbjegavanje nepotrebnih faza. Svaka dodatna akvizicija povećava ukupnu ekspoziciju, pa multiphasic protokol treba koristiti samo kada dodatna faza odgovara jasno definiranoj kliničkoj potrebi. Isto vrijedi i za dužinu skeniranog područja. Granice skeniranja treba postaviti na osnovu anatomskog cilja pregleda, a ne prema unaprijed zadatoj širokoj regiji.

Kod djece je posebno važno izbjeći ponavljanje pregleda zbog loše pripreme, pogrešnog centriranja, nepravilnog planiranja ili pokreta. Efikasna komunikacija s djetetom i roditeljem, odgovarajuća imobilizacija kada je potrebna i pažljivo planiranje mogu indirektno doprinijeti smanjenju ukupne doze kroz smanjenje broja ponovljenih akvizicija.

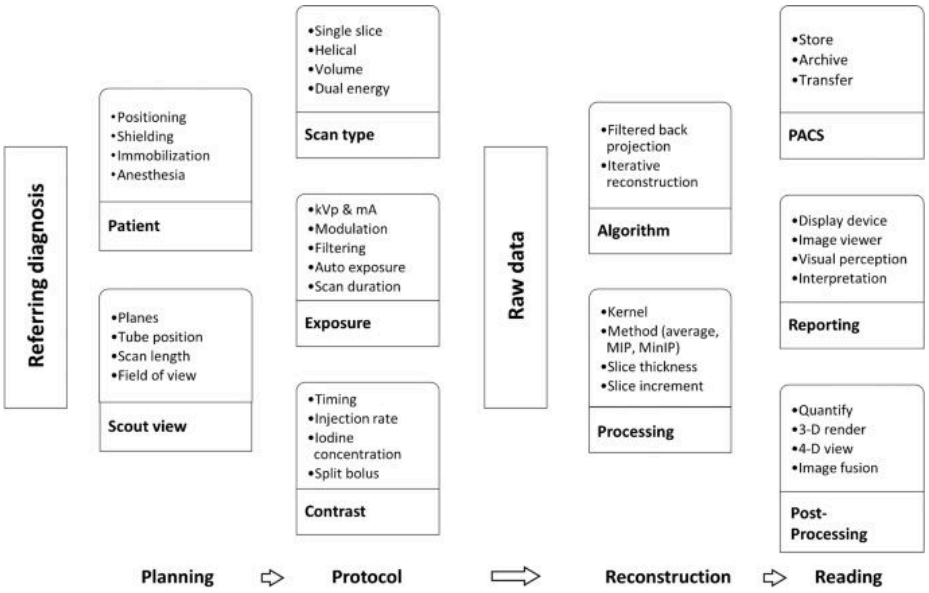
## 11. PRAKTIČNI KONTROLNI POSTUPAK PRIJE CT PREGLEDA

Na osnovu principa iz literature i praktičnih aspekata rada može se predložiti kratki kontrolni postupak prije svakog pedijatrijskog CT pregleda:

1. provjeriti opravdanost pregleda i mogućnost adekvatne alternative bez ionizirajućeg zračenja;


Print: ISSN 2232-8726
Online: ISSN 2637-3297

2. definirati tačno kliničko pitanje i anatomsko područje;
3. odrediti dob i tjelesnu veličinu pacijenta te odabrati odgovarajući pedijatrijski protokol;
4. precizno pozicionirati i centrirati pacijenta u izocentar;
5. ograničiti scan range na stvarno potrebnu anatomiju;
6. odabrati odgovarajući kV, AEC/noise target i ostale parametre akvizicije;
7. odrediti odgovarajuće vrijeme rotacije i pitch u skladu s kliničkim ciljem;
8. odabrati rekonstrukciju, debljinu sloja i kernel prema anatomiji i zadatku;
9. koristiti IR/DL rekonstrukciju kada je dostupna i validirana za konkretan protokol;
10. nakon pregleda pratiti CTDIvol, DLP i, gdje je moguće, SSDE te periodično analizirati kvalitet slike i ponovljene preglede.




*Slika 10. Praktični workflow za optimizaciju pedijatrijskog CT pregleda. Izvor: autorska prezentacija.*

## 12. ULOGA RADIOLOŠKOG TIMA

Optimizacija CT protokola nije isključivo odgovornost radiologa niti radiološkog tehnologa/inženjera. Radiolog definira klinički cilj i zahtijevani nivo dijagnostičke informacije, dok radiološki tehnolog/inženjer ima ključnu ulogu u pravilnom pozicioniranju, izboru i provjeri tehničkih parametara, komunikaciji s pacijentom te prepoznavanju situacija koje mogu dovesti do ponavljanja pregleda. Medicinski fizičar doprinosi dozimetrijskom nadzoru, validaciji protokola, analizi DRL/SSDE vrijednosti i procjeni tehničkih promjena. Efikasna optimizacija zahtijeva kontinuiranu saradnju svih članova tima.

## 13. DEMONSTRACIJSKI DOZIMETRIJSKI PRIMJERI

Tabela 1 prikazuje vrijednosti iz autorske edukativne prezentacije. One služe za demonstraciju odnosa između odabranih postavki i prikazanih dozimetrijskih parametara. Nisu rezultat prospektivnog ili retrospektivnog istraživanja s unaprijed definiranom metodologijom, niti se mogu koristiti kao referentne vrijednosti za druge uređaje ili ustanove.

| Parametar / postavka | CTDIvol (mGy) | DLP (mGy·cm) |
|---|---|---|
| SD 12,5 | 20,5 | 502 |
| SD 20 | 11,0 | 272 |
| IR ON | 20,5 | 502 |
| IR OFF | 36,6 | 969 |
| Rotacija 500 ms | 20,5 | 502 |
| Rotacija 750 ms | 20,8 | 497 |
| Pitch 0,828 | 20,5 | 502 |
| Pitch 0,64 | 20,6 | 512 |
| Sloj 5 mm | 20,5 | 502 |
| Sloj 10 mm | 12,4 | 297 |
| Kernel FC13 | 20,5 | 502 |
| Kernel FC11 | 10,2 | 250 |

*Tabela 1. Demonstracijske dozimetrijske vrijednosti iz autorske prezentacije. Vrijednosti nisu univerzalne referentne vrijednosti i ne predstavljaju rezultate kontroliranog eksperimenta.*

Iz prikazanih podataka vidljivo je da promjene parametara mogu imati različit efekat na CTDIvol i DLP. Posebno je važno uočiti da promjena jednog parametra može biti praćena promjenom drugih parametara zbog načina na koji CT uređaj automatski prilagođava ekspoziciju. Zbog toga se pojedinačni broj ne smije interpretirati bez informacija o cijelom protokolu, pacijentu, uređaju i rekonstrukciji.

## 14. OGRANIČENJA RADA

Glavno ograničenje rada jeste heterogenost dostupnih dokaza i činjenica da se pedijatrijski CT protokoli razlikuju prema proizvođaču, generaciji uređaja, softverskim mogućnostima, indikaciji i veličini pacijenta. Demonstracijski podaci iz autorske prezentacije nemaju sve elemente potrebne za reproduktivnu eksperimentalnu studiju: nisu detaljno navedeni svi parametri akvizicije, veličina i dob pacijenta, karakteristike fantoma ili pacijenta, način mjerenja kvaliteta slike, statistička analiza niti kontrola konfuznih faktora. Zbog toga su vrijednosti prikazane kao edukativni primjeri, a ne kao naučni dokaz efekta pojedinačnog parametra.

Dodatno, brojna savremena istraživanja o deep-learning rekonstrukciji, photon-counting CT-u i drugim tehnologijama koriste različite uređaje i protokole, zbog čega rezultate nije moguće direktno prenijeti na svaku ustanovu. Svaka nova tehnika treba biti lokalno validirana prije rutinske primjene.


Print: ISSN 2232-8726
Online: ISSN 2637-3297

## 15. ZAKLJUČAK

Optimizacija CT protokola u pedijatrijskoj radiologiji predstavlja kontinuiran proces čiji je cilj postići dovoljnu dijagnostičku kvalitetu uz najmanje razumno ostvarivo izlaganje ionizirajućem zračenju. Najvažniji elementi tog procesa uključuju opravdanost pregleda, individualizaciju prema veličini i dobi djeteta, precizno pozicioniranje i centriranje, kontrolu kV i AEC parametara, odgovarajući pitch i vrijeme rotacije, racionalan izbor rekonstrukcijske debljine i kernela, primjenu iterativnih ili validiranih deep-learning metoda rekonstrukcije te ograničavanje broja faza i dužine skeniranja [1–3,7–11].

CTDIvol i DLP predstavljaju važne alate za praćenje protokola, dok SSDE pruža bolji kontekst za procjenu doze u odnosu na veličinu pacijenta [4–6]. Pedijatrijski DRL-ovi trebaju se koristiti kao alat za optimizaciju, a ne kao stroge granice pojedinačnog pregleda [7,8]. Konačno, kvalitetna optimizacija zavisi od multidisciplinarnog rada radiologa, radiološkog tehnologa/inženjera i medicinskog fizičara, uz redovito praćenje dozimetrijskih pokazatelja i kvaliteta slike. Prikazani demonstracijski primjeri pokazuju da tehničke promjene mogu značajno utjecati na dozimetrijske parametre, ali se njihov stvarni efekat mora procjenjivati u kontekstu konkretnog uređaja, pacijenta i protokola.

## 16. LITERATURA

1. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology. ICRP Publication 121. Ann ICRP. 2013;42(2).
2. Al Mahrooqi KMS, Ng CKC, Sun Z. Pediatric Computed Tomography Dose Optimization Strategies: A Literature Review. J Med Imaging Radiat Sci. 2015;46(2):241–249. doi:10.1016/j.jmir.2015.03.003.
3. Nagayama Y, Oda S, Nakaura T, et al. Radiation Dose Reduction at Pediatric CT: Use of Low Tube Voltage and Iterative Reconstruction. Radiographics. 2018;38(5):1421–1440. doi:10.1148/rg.2018180041.
4. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No. 204. College Park, MD: AAPM; 2011.
5. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT. AAPM Report No. 220. College Park, MD: AAPM; 2014.
6. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Size-Specific Dose Estimate (SSDE) for Head CT. AAPM Report No. 293. College Park, MD: AAPM; 2019. doi:10.37206/185.
7. European Commission. European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging. Radiation Protection No. 185. Luxembourg: Publications Office of the European Union; 2018. doi:10.2833/486256.
8. Kanal KM, Butler PF, Sengupta D, et al. U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Pediatric CT Examinations. Radiology. 2022;302(1):164–174. doi:10.1148/radiol.2021211241.
9. Patil NB, et al. Optimisation of radiation dose and image quality in paediatric chest and abdominal CT examinations: A systematic review. Radiography. 2026;32(5):103478. doi:10.1016/j.radi.2026.103478.
10. Bianco I, et al. Optimizing pediatric chest CT: superior image quality and lower radiation dose with deep learning reconstruction. Eur J Radiol. 2026;199:112799. doi:10.1016/j.ejrad.2026.112799.
11. Yang F, et al. Optimising chest computed tomography (CT) scan ranges in paediatric patients to reduce radiation exposure. Clin Radiol. 2026;100:107420. doi:10.1016/j.crad.2026.107420.