

UNIVERZITET U BEOGRADU

MEDICINSKI FAKULTET

Milica S. Stojadinović

**OPTIMIZACIJA PROTOKOLA  
KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE ZA  
PREOPERATIVNO PLANIRANJE I  
POSTOPERATIVNU EVALUACIJU TOTALNE  
ARTROPLASTIKE KOLENA**

doktorska disertacija

Beograd, 2024.

UNIVERSITY OF BELGRADE

FACULTY OF MEDICINE

Milica S. Stojadinović

**OPTIMIZATION OF COMPUTERIZED  
TOMOGRAPHY PROTOCOLS FOR  
PREOPERATIVE PLANNING AND  
POSTOPERATIVE EVALUTION OF TOTAL  
KNEE ARTROPLASTY**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2024.

**Mentor doktorske disertacije:**

*Prof. dr Dragan Mašulović*, redovni profesor Medicinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu

**Komentor doktorske disertacije:**

*Prof. dr Marko Kadija*, redovni profesor Medicinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu

**Članovi komisije:**

*Prof. Dr Ružica Maksimović*, predsednik, redovni profesor Medicinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu

*Prof. Dr Ivan Milošević*, vanredni profesor Medicinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu

*Prof. Dr Radiša Vojinović*, vanredni profesor Fakulteta medicinskih nauka Univerziteta u Kragujevcu

**Zahvaljujem se:**

Svom mentoru, *prof. dr Draganu Mašulović*, na neizmernoj pomoći i podršci tokom izrade disertacije, kao i tokom zajedničkog rada.

Svom komentoru, *prof. dr Marku Kadiji*, na savetima i bezrezervnoj podršci tokom izrade disertacije.

**Članovima komisije:**

*Prof. dr Ružici Maksimović,*

*Prof. dr Ivanu Milošević,*

*Prof. dr Radiši Vojinović,*

na pomoći u realizaciji disertacije.

*Prof. Dr Nataši Milić*, na pomoći prilikom obrade i tumačenja statističkih podataka.

Svim zaposlenima na *Odeljenju urgentne radiologije, Centra za radiologiju UKCS*, na pomoći prilikom izrade disertacije, kao i tokom zajedničkog rada.

*Porodici i prijateljima*, na ljubavi, strpljenu i podršci.

**Takođe, se zahvaljujem koautorima radova koji su proizašli kao rezultat istraživanja u okviru ove doktorske teze jer su učestvovali u:**

1. Kreiranju koncepta teze: *prof. dr Dragan Mašulović, prof. dr Marko Kadija;*
2. Prikupljanju podataka: *kl.ass. Darko Milovanović;*
3. Formalnoj analizi: *kl.ass. Darko Milovanović;*
4. Istraživanju: *prof. dr Dragan Mašulović, prof. dr Marko Kadija;*
5. Metodologiji: *prof. dr Nataša Milić, dr Ksenija Marković;*
6. Superviziji: *prof. dr Olivera Ciraj-Bjelac;*
7. Pisanju - originalni nacrt: *prof. dr Dragan Mašulović,*
8. Pisanju - recenzija i uređivanje: *prof. dr Dragan Mašulović, prof. dr Marko Kadija, prof. dr Olivera Ciraj- Bjelac;*

# OPTIMIZACIJA PROTOKOLA KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE ZA PREOPERATIVNO PLANIRANJE I POSTOPERATIVNU EVALUACIJU TOTALNE ARTROPLASTIKE KOLENA

## SAŽETAK

**Uvod:** Totalna artroplastika kolena (TKA) je metoda izbora za tretman uznapredovalog osteoartritisisa. Kurtz i saradnici prognoziraju porast broja TKA za 673% u Sjedinjenim Državama u periodu između 2005. i 2030. godine. Ključni faktori za uspešnost TKA procedure su precizno pozicioniranje komponenti proteze i pravilno podešavanje mekih tkiva. *Perth* CT protokol je metod koji je veoma efikasan za preoperativno planiranje i postoperativnu procenu poravnjanja, posebno rotacionog poravnjanja. Svaki oblik snimanja koji uključuje upotrebu jonizujućeg zračenja predstavlja potencijalni rizik od genetskog oštećenja i razvoja maligniteta.

**Cilj:** Cilj istraživanja je da pokaže mogućnosti optimizacije *Perth* CT protokola uz zadržavanje zadovoljavajućeg kvaliteta slike.

**Materijal i metode:** U studiji preseka učestvovalo je 16 bolesnika za preoperativno planiranje i postoperativnu evaluaciju TKA. Svi bolesnici su pregledani na 160 detektorskom CT aparatu (Toshiba, Aquilion Prime Otawara, Japan) prema standardnom i optimizovanom *Perth* CT protokolu uz korišćenje naprednih tehnika (automatske kontrole ekspozicije (*Sure expose*), iterativne rekonstrukcije slike (*Adaptive Iterative Dose Reduction 3D-AIDR 3D*) kao i SEMAR (*single-energy projection-based MAR (metal artifact reduction)* tehnike za redukciju artefakata od proteze)). Postproceduralno, efektivna doza zračenja je određivana na osnovu doznog izveštaja tj. korišćene su vrednosti CTDIvol(mGy) i DLP (mGy×cm) prema formuli:  $E=k \times DLP$  (mSv). Kvalitet slike je određivan prema subjektivnim (vizuelni skor) i objektivnim (vrednostima odnosa signala i šuma (SdNR) i *figure of merit* (FOM)) kriterijumima.

**Rezultati:** Efektivna doza zračenja kod optimizovanog protokola je značajno niža u odnosu na standardni protokol ( $0.180 \pm 0.013$  prema  $0.900 \pm 0.034$ , ( $p < 0.001$ )). Interesantno je da se efektivna doza zračenja kod pacijenata sa protezom kolena sa optimizovanim protokolom povećava značajno manje u odnosu na standardni protokol. Nema statistički značajne razlike u subjektivnim kriterijumima za kvalitet slike između protokola ( $p > 0.05$ ). Prema analizi objektivnih kriterijuma za kvalitet slike, SdNR i FOM, evidentno je da su vrednosti SdNR kod optimizovanog protokola niže, a FOM-a više. Nema statistički značajne razlike u kvalitetu slike koristeći SdNR i FOM u specifičnim protokolima prema delu ekstermiteta. Takođe, nema statistički značajne razlike u kvalitetu slike koristeći SdNR i FOM u specifičnim protokolima u odnosu na postojanje proteze. Interesantno je da su vrednosti SdNR kod bolesnika sa protezom kolena kod optimizovanog protokola više u odnosu na one bez proteze, što se objašnjava upotrebom SEMAR tehnike.

**Zaključak:** Poštujući ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) principe, moguće je optimizovati *Perth* CT protokol. Prvo, redukcijom vrednosti kV i mAs kao i promenom kolimacije i povećanjem pič faktora. Takođe, napredne tehnike iterativne rekonstrukcije (IR) su korišćenje u oba protokola, a automatske kontrole ekspozicije (AEC) samo u optimizovanom. Efektivna doza zračenja se može smanjiti pet puta, a da kvalitet slike bude zadovoljavajući.

**Ključne reči:** totalna artroplastika kolena, *Pert* CT protokol, optimizacija

**Naučna oblast:** medicina

**Uža naučna oblast:** radiologija i nuklearna medicina

**UDK broj:** \_\_\_\_\_

# OPTIMIZATION OF COMPUTERIZED TOMOGRAPHY PROTOCOLS FOR PREOPERATIVE PLANNING AND POSTOPERATIVE EVALUATION OF TOTAL KNEE ARTHROPLASTY

## ABSTRAKT

**Introduction:** Total knee arthroplasty (TKA) has become the treatment of choice for advanced osteoarthritis. Kurtz et al. have projected a 673% increase in total knee arthroplasty (TKA) in the United States between 2005 and 2030. Accurate positioning of the component and proper adjustment of soft tissue are recognized as crucial factors in achieving a successful knee arthroplasty. Perth CT Protocol is method which is highly effective for preoperative planning and postoperative assessment of alignment, particularly rotational alignment. Any form of imaging that involves the use of ionizing radiation poses a potential risk of genetic damage and malignancy.

**Aim:** The aim of this paper was to show the possibilities of optimization Perth CT protocol which maintaining satisfactory image quality.

**Material and methods:** The cross-sectional study comprised 16 patients for preoperative planning or postoperative evaluation TKA. All patients were examined on a 160 detector CT scanner (Toshiba, Aquilion Prime Otawara, Japan) according to the standard and optimized Perth CT protocol with using advance technique (automatic exposure control (Sure expose), iterative image reconstruction (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D-AIDR 3D) as well as SEMAR (single-energy projection-based MAR (metal artifact reduction) algorithm) for eliminating prosthesis artifacts). Postprocedurally, the effective radiation dose was determined based on the dose report (values of CTDIvol(mGy) and DLP (mGy×cm)) according to the formula:  $E=k \times DLP$  (mSv). Imaging quality is determined according to subjective (the visual scores) and objective (values of signal to noise ratio (SdNR) and figure of merit (FOM)) criteria.

**Results:** The effective radiation dose with optimized protocol is significantly lower compared to the standard protocol ( $0.180 \pm 0.013$  vs  $0.900 \pm 0.034$ , ( $p < 0.001$ )). It is interesting that the effective dose of radiation in a patient with the knee prosthesis with the optimized protocol increased significantly less compared to the standard protocol. No significant difference is observed in the subjective evaluation of image quality between protocols ( $p > 0.05$ ). Upon analyzing the objective criteria for image quality, namely SdNR and FOM, it is evident that optimized protocols result in lower SdNR values and higher FOM values. No significant difference of image quality is determined using the SdNR and FOM as per the specified protocols and parts of extremities. Also, no significant difference of image quality is determined using the SdNR and FOM as per the specified protocols and the presence of prosthesis. Interesting, SdNR in patients with knee prosthesis in optimized protocol was larger compared to those without prosthesis, which can be explained by using SEMAR technique.

**Conclusion:** Retrospecting the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principles, it is possible to optimized the Perth CT protocol. First by reducing the kV and mAs values, as well as by changing the collimation and increasing the pitch factor Also, advanced iterative reconstruction (IR) techniques were used in both protocols and automatic exposure control



(ACE) in optimized protocol. The effective dose of radiation can be reduced five times and the image quality will be satisfactory.

**Keywords:** total knee arthroplasty, Pert CT protocol, optimization

**Scientific field:** medicine

**Scientific sub-field:** radiology and nuclear medicine

**UDK number:** \_\_\_\_\_

## SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
1.1. OSTEOARTRITIS I TOTALNA ARTROPLASTIKA KOLENA .....	1
1.2. PROTOKOLI KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE ZA TKA .....	8
1.2.1. <i>Perth</i> CT protokol.....	8
1.3. PROTOKOLI KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE I IZLOŽENOST ZRAČENJU ..	10
1.3.1. CT protokoli za TKA i doze zračenja.....	10
1.3.2. Međunarodna udruženja za zaštitu od zračenja i efekti zračenja.....	11
1.3.3. Sistem dozimetrijskih veličina i jedinica .....	12
1.3.4. Specifične CT dozimetrijske veličine.....	13
1.4. ZAŠTITA OD ZRAČENJA PRI MEDICINSKOM IZLAGANJU .....	17
1.4.1. Nastanak CT slike.....	17
1.4.2. Faktori koji utiču na dozu i kvalitet slike.....	18
1.4.3. Procena kvaliteta CT slike.....	25
2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA.....	29
3. MATERIJAL I METODE.....	30
3.1. DIZAJN STUDIJE I ISPITANICI .....	30
3.2. PROTOKOL ISPITIVANJA .....	30
3.3. BAZA PODATAKA.....	31
3.4. STATISTIČKA ANALIZA .....	32
4. REZULTATI.....	33
5. DISKUSIJA.....	42
6. ZAKLJUČCI.....	50
7. LITERATURA.....	51

## 1. UVOD

### 1.1. OSTEOARTRITIS I TOTALNA ARTROPLASTIKA KOLENA

#### 1.1.1. Definicija osteoartritis

Osteoartritis (OA) zahvata više od 240 miliona ljudi širom sveta i najčešći je razlog ograničenja njihove aktivnosti (1). Primarni tj. degenerativni osteoartritis je vodeći tip artritisa. Može zahvatiti bilo koji zglob, ali najčešće se javlja na rukama, kolenima, kukovima i stopalima (1,2). Procenjuje se da 28% starije populacije (> 60 godina starosti) ima osteoarthritis (3).

Po definiciji, Međunarodnog Udruženja Istraživača Osteoartritis (Osteoarthritis Research Society International - OARSI), OA je poremećaj koji zahvata pokretne zglobove, karakteriše se ćelijskim stresom i degeneracijom ekstracelularnog matriksa usled mikro i makro povreda koje se aktiviraju zbog neprilagođenog odgovora na reparaciju uključujući proinflatorne puteve urođenog imuniteta. Bolest se prvo manifestuje na molekularnom nivo kao poremećaj metabolizma tkiva zgloba, a zatim kao anatomska i/ili fiziološki poremećaj koga karakteriše degeneracija hrskavice, remodelovanje kostiju, formiranje osteofita, zapaljenje zgloba i gubitak normalne funkcije što može voditi u oboljenje tj. slabost (1,4).

OA predstavlja degeneraciju zglobova, uključujući zglobnu hrskavicu i subhondralnu kost, ali i ligamente, kapsulu, sinovijalnu membranu, mišiće, meniskuse i periartikularnu mast što dovodi do bola, ukočenosti i gubitka funkcije (1,2). Faktori rizika za njegov razvoj su: godine starosti (> 40 godina), ženski pol, gojaznost, genetska predispozicija i velike povrede zgloba (1,2,5). Protektivni faktori za razvoj OA su redovno vežbanje i viši stepen obrazovanja (5). OA je direktno povezan sa povećanjem vode u hrskavici zgloba, a s druge strane smanjenjem sadržaja proteoglikana. Kako nivo kolagenaza raste, održivi kolagen postaje ozbiljno narušen. Sa povišenim nivoom proteolitičkih enzima i inflamatornih citokina, začarani krug se nastavlja i zahvaćeni zglob postaje više artritičan i bolan (2).

#### 1.1.2. Patofiziologija osteoartritis

Histološki, u kosti se vide lezije koštane srži koje sadrže mikrofrakture sa koštanim fragmentima, nekrozu, fibrozu i poremećenje adipocite koji ukazuju na fokusna područja oštećenja i remodelovanje usled neodgovarajućeg opterećenja (1).

Sinovitis se obično registruje kod osteoartritis i to sa prevagom makrofaga dok sinovitis kod reumatoidnog artritisa (RA) ima prevagu T ćelija. On ukazuje na aktivaciju urođenog imunološkog odgovora u zglobovima sa OA, verovatno zbog oštećenih tkiva zgloba koji rezultiraju hroničnom povredom po tipu rane u okolini. OA je fokusniji u odnosu na RA i obično se nalazi u suprapatelarnom recesusu. Sinovitis ima značajnu ulogu u destrukciji zgloba kod RA dok je njegov uticaj u progresiji OA rezervisan na manju subgroupu pojedinaca (1).

Mnogi proinflammatorni citokini i faktori rasta su identifikovani u OA zgobovima. Citokini prisutni u relativno visokom nivou u sinovijalnoj tečnosti kod OA su: IL-6, MCP-1, VEGF, IP-10 i MIG. Proinflammatorni faktori odgovorni za destrukciju i remodelovanje zgloba kroz stimulaciju enzima degradacije matriksa, uključujući matriks metaloproteinaze. Faktori rasta koji bi normalno stimulisali proizvodnju matriksa i reparaciju tkiva zgloba su preopterećeni proinflammatornim medijatorima. Određeni faktori rasta, uključujući TGF  $\beta$  i BMP-2 promovišu formiranje osteofita i doprinose subhondralnoj sklerozi. Proinflammatorne medijatore i anaboličke faktore proizvode ćelije lokalno unutar zahvaćenih tkiva, uključujući zglobne hondroците, sinovijalne fibroblaste i imune ćelije sinovije, inflamatorne ćelije u periartikularnoj masti kao i ćelije u kostima uključujući ostoblaste, osteocite, ostoklaste i mezenhimne matične ćelije koštane srži. Citokini su potencijalne mete za modifikaciju bolesti kod OA. Međutim, trenutno nije poznato koji su citokini primarni pokretači destrukcije zgloba, a koji su sekundarno uključeni (1).

### ***1.1.3. Epidemiološke karakteristike osteoartritisa***

Najčešće su osteoartritisom zahvaćeni zglob kolena i kuka. Smatra se da blizu 30% starijih od 45 godina imaju radiografske promene koje ukazuju na OA kolena, a oko polovine njih imaju simptome (1). Razvija se sporo, progresivnog je toka i može zahvatati jednu ili sve tri glavne zglobne površine zgloba kolena (2). Češće je zastupljen kod žena. Jedna velika kohortna studija je pokazala da je prevalenca simptomatskog radiografskog OA kolena kod žena bila 11,4 %, a kod muškaraca 6,8 %, a druga velika studija je pokazala da je ta prevalenca kod žena bila 18,7% dok je kod muškaraca bila 13,5 % (6,7). Prevalenca OA kolena kod gojaznih (BMI>30kg/m<sup>2</sup>) osoba je veća u odnosu na negojazne sa odnosom 19,7% prema 10,9% (8). Intrenacionalno je pokazano da postoji visoka prevalenca OA kod starijih žena i pravih Amerikanaca i da su belci češće zahvaćeni u odnosu na afričke Amerikance (9). Stopa OA se povećava u Sjedinjenim Državama (*United States*, U.S.) i intrenacionalno poslednjih godina (2). Framingamska studija o osteoartritisu je pronašla da je prevalenca bola u kolenu i simptomatskog OA u U.S., grubo, dvostruko veća kod žena i trostruko veća kod muškaraca za vreme dvadesetogodišnje studije, u skladu sa godinama starosti i BMI (10). U Švedskoj i Finskoj incidenca OA skoro desetostruko raste u periodu od 1986. do 2003 (11). Predhodna trauma, kao što je ruptura prednjeg ukrštenog ligamenta i fraktura skočnog zgloba povećavaju rizik za razvoj i predstvaljaju 12 % uzroka OA (12). Sa povećanjem stope OA postoji i prateći porast procedura totalne artroplastike kolena (TKA).

### ***1.1.4. Klinička prezentacija osteoartritisa***

Tipična prezentacija OA su bol i ukočenost zahvaćenog zgloba. Ukočenost se pogoršava ujutro ili kod ustajanja posled dužeg sedenja, a prolazi unutar 30 minuta. Bol je u početku vezan za upotrebu zgloba, a vremenom postaje manje predvidiv. Iako je nekada OA posmatran kao bolest neumoljivog pogoršanja, studije pokazuju da većina bolesnika ne prijavi značajno povećanje simptoma unutar šest godina posmatranja (1,2).

### **1.1.5. Dijagnostika osteoartritis**

Na osteoartritis se može posumnjati na osnovu istorije bolesti i kliničkog pregleda. Radiografija pokazuje ozbiljnost strukturalnog oštećenja i poboljšava specifičnost kada su prisutni ostofiti i suženje zglobnog prostora. Patološke promene i pojava simptoma OA se mogu javiti pre nego što se pojave promene na radiografiji tj. normalna radiografija ne isključuje osteoartritis (1). Marginalni osteofiti, suženje zglobnog prostora, subhondralne degenerativne ciste i subhondralna skleroza su radiografske promene karakteristične za osteoartritis kolena (2). OA se gradira u četiri stepena prema *Kellgren-Lawrence* grading sistemu (gradus 0 - bez patoloških promena; gradus 1 - suspekti osteofiti; gradus 2 - sigurni osteofiti; gradus 3 - početno suženje zglobnog prostora i gradus 4 - izraženo suženje zglobnog prostora) (1).

MR je retko indikovana u proceni i lečenju OA kolena. Ona detektuje promene u hrskavici, meniskusu, kostima i sinoviji obezbeđujući detaljniju sliku patoloških promena. Zbog svoje visoke senzitivnosti MR se koristi za istraživačke studije za procenu ranog OA i dokumentovanje strukturalnih promena tokom vremena. U kliničkoj praksi MR može biti korisna ako postoji sumnja na stanja kao što su: subhondralna fraktura, tumor ili infekcija koja bi zahtevala drugačije i hitnije lečenje od OA (1).

Ultrazvuk (*ultrasound*, US) može da vizuelizuje zglobni izliv, ostofite i druge karakteristike. U poređenju sa MR US ima senzitivnost i specifičnost za otkrivanje osteofita preko 85 %, ali nije precizan u proceni suženja zglobnog prostora kao MR. Pošto je jeftiniji i mobilan, US se dosta koristi u Evropi, a sve više i u američkim centrima u dijagnostici OA i proceni progresije (1).

### **1.1.6. Tretman osteoartritis**

Inicijalni tretman OA kolena podrazumeva nefarmakološke mere kao što je: gubitak telesne mase, aerobne vežbe, ortotičke i osteopatske manipulativne tretmane. Za dalji tretman, ako nema poboljšanja, savetuju se farmakološke mere tj. upotreba lekova sledećih grupa: nesteroidni antiinflamatorni lekovi (NSAIL), kortikosteroidne i injekcije hijaluronske kiseline kao i primenu glukozamina, dok se za uznapredovale forme OA savetuju invazivne metode (1,2,13,14).

### **1.1.7. Definicija totalne artroplastike kolena**

Totalna artroplastika kolena (*Total Knee Arthroplasty*, TKA) je invazivna metoda lečenja. Indikovana je kod uznapredovalih stadijuma bolesti, kada su iscrpljene sve neoperativne mogućnosti, nakon kontinuiranog bola i šestomesečnog konzervativnog tretmana (1,2,15,16,17). Prema preporukama Američke Akademije Ortopedskih Hirurga (*American Academy of Orthopaedic Surgeons*, AAOS) postoji nekoliko hiruških intervencija koje se razmatraju između neoperativnog tretmana i TKA, a to su: artroskopija sa debrimanom artritičnih osteofita, meniskektomija zbog rascepa istog, parcijalna artroplastika i visoka tibijalna osteotomija (2,13,14,15,16). Međutim, “najjače” preporuke su za valgus proksimalnu tibijalnu osteotomiju kod pacijenata sa simptomastkim OA medijalnog kompartmana zgloba kolena (15,16).

### ***1.1.8. Epidemiologija TKA***

Sa povećanjem stope gojaznosti, produženjem životnog veka i porastom sportskih povreda raste i stopa OA, a tako i porast procedura totalne artroplastike kolena (18). U Australiji je zabeležen porast primarne TKA zbog OA za 105 % u desetogodišnjem praćenju, u periodu od 2003. do 2013. godine (19). Kurtz i saradnici predviđaju porast stope primarne TKA za 673% u period od 2005 do 2030. godine u U.S. (20). Nedavno, Inacio i saradnici su predvideli porast volumena primarne TKA u U.S. sa 143% na 855% u period od 2012. do 2050. koristeći konzervativni i ekspanzivni scenario rasta (21). S druge strane, zahtevi za TKA se povećavaju kod mlađih pacijenata (ispod 55 godina starosti) koji ostaju duže aktivni u svom životu. Stoga, se predviđa da će potrebe za revizijom TKA porasti za 601% u periodu od 2005. do 2030. godine (20, 22).

### ***1.1.9. TKA: hiruška tehnika***

TKA se obično razmatra kao pozudana procedura sa stopom preživljavanja implanta više od 90 % u 10-15 godina praćenja (23). Cilj ove intervencije je oslobađanje bola i dobijanje bolje funkcije kolena što se postiže: pravilnim izborom pacijenata, analizom preoperativnih deformiteta, dizajna implanta, korektnom hiruškom tehnikom i učestvovanjem pacijenta u protokolu rehabilitacije. Nekoliko tehničkih zahteva za vreme TKA je važno za dobijanje dobrih rezultata: korekcija deformiteta, postizanje funkcionalnosti pokreta zgoba i stabilnost, optimalna uravnoteženost mekih tkiva i zadovoljavajuće poravnanje u frontalnoj, sagitalnoj i horizontalnoj ravni (23). Nekorektno poravnanje može voditi ka abnormalnom opterećenju, prevremenom mehaničkom "gubitku" komponenti i patelofemoralnim problemima (24).

U TKA proceduri se tri zglobne površine kolena (tibija, femur, patela) zamenjuju postavljanjem tri odgovarajuće komponente proteze. Tibijalna komponenta se sastoji od visokodenznog polietilena fiksiranog ili za metalni tibijalni plato ili na zamenjiv modularni uložak. Femoralna komponenta je metalna komponenta sa zaobljenim površinama koje imitiraju normalne konture femoralnih kondila. Patelarna komponenta je obično napravljena od visokodenznog polietilena, ali može imati metalnu potporu. Ove komponente mogu biti fiksirane sa ili bez cementa (polimetilmetakrilat /PMMA/), iako su sve komponente danas, najčešće, sa cementom. Na osnovu ove fiksacije proteze mogu biti: cementne, bezcementne ili hibridne. Bezcementni dizajn se oslanja na urastanje kosti u protezu koja se inicijalno drži na mestu trenjem. Danas u upotrebi postoji više od 150 različitio dizajniranih implanta kolena. Tipovi zamene kolena su u potpunosti određeni brojem zamenjenih kompartmana (parcijalna ili totalna), njihovog stepena ograničenja (slobodne, poluslobodne i totalno ograničenog dizajna), fiksacije polietilenom (fiksno ili mobilno ležište) i da li je posteriorni ukršeni ligament zadržan ili uklonjen (25,26).

Klasična hiruška procedura artroplastike kolena zahteva inciziju kože u dužini od 10-12 cm sa povredom m. vastus medialis i medijalne tetive kvadricepsa. Parapatelarni pristup sa disekcijom duže medijalne margine m. vastus medialis-a zahteva prilično dugu inciziju. Razvoj specijalnih veština i instrumenata dozvoljava da artroplastika bude načinjena kroz manju inciziju (8-10 cm) koja ne zahvata tetivu kvadricepsa pa se naziva poštedna kvadriceps procedura.

Takođe, postoji manja trauma parapatelarnog mekog tkiva, brže vreme za izvođenje i brži povratak funkcije kolena kao i smanjenje intraartikularnog gubitka krvi (25,26).

### ***1.1.10. TKA: poravnanje komponenti proteze***

Poravnanje komponentni odnosi se na razlike uglova između komponenti proteze i antero-posteriorne (AP), medio-lateralne (ML) i superiorno-inferiorne (SI) anatomske osovine ekstermiteta (27). Mehanička osa je prava linija koja prolazi kroz centar glave femura, centar kolena i centar gležnja, a anatomska osa prolazi kroz centar jedne kosti (23). Mehaničko poravnanje je najšire prihvaćeno korišćeno poravnanje tj. usklađivanje od uvođenja TKA u kliničku praksu, sedamdesetih godina prošlog veka. Ono ima za cilj perpedikularno presecanje distalnog dela femura i proksimalnog dela tibije do mehaničke ose u koronalnoj ravni tako da mehanička osa prolazi središtem zgloba kolena, a zglobna linija je normalna na mehaničku osu. Princip mehaničkog poravnanja je postizanje uravnotežene raspodele opterećenja između medijalnog i lateralnog kompartmana zgloba kolena, smanjenje polietilenskog opterećenja i prekomernog opterećenja kosti, kao i sprečavanje olabavljenja tj. “gubljenja” komponenti, a samim tim makimiziranje dugovečnosti proteze. Mehaničko poravnanje se postiže presecanjem distalnog femura i proksimalne tibije perpenikularno na mehaničku osu femura i tibije u koronalnoj ravni. Da bi se postigla odgovarajuća ekstenzija, fleksioni razmaci, praćenje patele, rotacija femoralne komponente debljina resekcije kosti i balans ligamenata vrši se primenom merene resekcije ili tehike balansiranja jaza. Stoga, faktori koji nisu koronalni kao što su fleksioni razmaci, rotacija tibijalne komponente, takođe, u velikoj meri utiču na klinički ishod TKA korišćenjem mehaničkog poravnanja (28).

Tehniku anatomske poravnanja uveo je Hungerford 1985. Ova tehnika je usmerena na neutralno poravnanje u kome mehanička osa cele noge prolazi kroz centar zgloba kolena, a zglobna linija je 2-3 stepena u varus poziciji u odnosu na mehaničku osu. Ova zglobna linija je više paralelna sa podlogom tokom hoda nego što je linija zgloba perpenikularna na mehaničku osovinu. Tibijalni rez je normalan na osu tibije u sagitalnoj ravni. Smatralo se da je zadnji nagib tibijalne komponente rezultirao posteriornom subluksacijom butne kosti u ekstenziji jer je prednji ukršteni ligament resekiran. Posteriorni femoralni rez je bio 4 mm iznad proteze da bi balansirao fleksioni razmak. Femoralna rotacija je definisana kao osa posteriornog femoralnog kondila. Međutim, prijavljeno je katastrofično polietilensko opterećenje iako su kratkoročni rezultati bili dobri. Nije bilo jasno šta je uzrok toga, da li je to poravnanje proteze, materijal ili dizajni polietilenskog umetka ili neki drugi razlog (28).

Kinematičko poravnanje uveli su Howell i saradnici 2008. godine. Princip kinematičkog poravnanja je predstavljanje tri kinematičke ose butne kosti (poprečna osa u kojoj se vrši fleksija i ekstenzija tibije; poprečna osa u kojoj se vrši fleksija i ekstenzija patele i longitudinalna osa u kojoj se vrši eksterna i interna rotacija tibije oko femura) i predstavlja prirodno preartritično poravnanje, ali pomoću posebnog MR instrumenta specifičnog za pacijenta. Kreira se 3D artritički model kolena pomoću MR pregleda, a zatim se on transformiše u “prirodno usklađen” normalan model kolena popunjavanjem defekta kosti i hrskavice, uklanjanjem osteofita i približavanjem zglobnoj površini i prirodno simulira preartritično poravnanje. Srednja vrednost postoperativne mehaničke ose izmerene CT pregledom je bila  $1,4 \pm 2,8$  stepeni u varus poziciji.

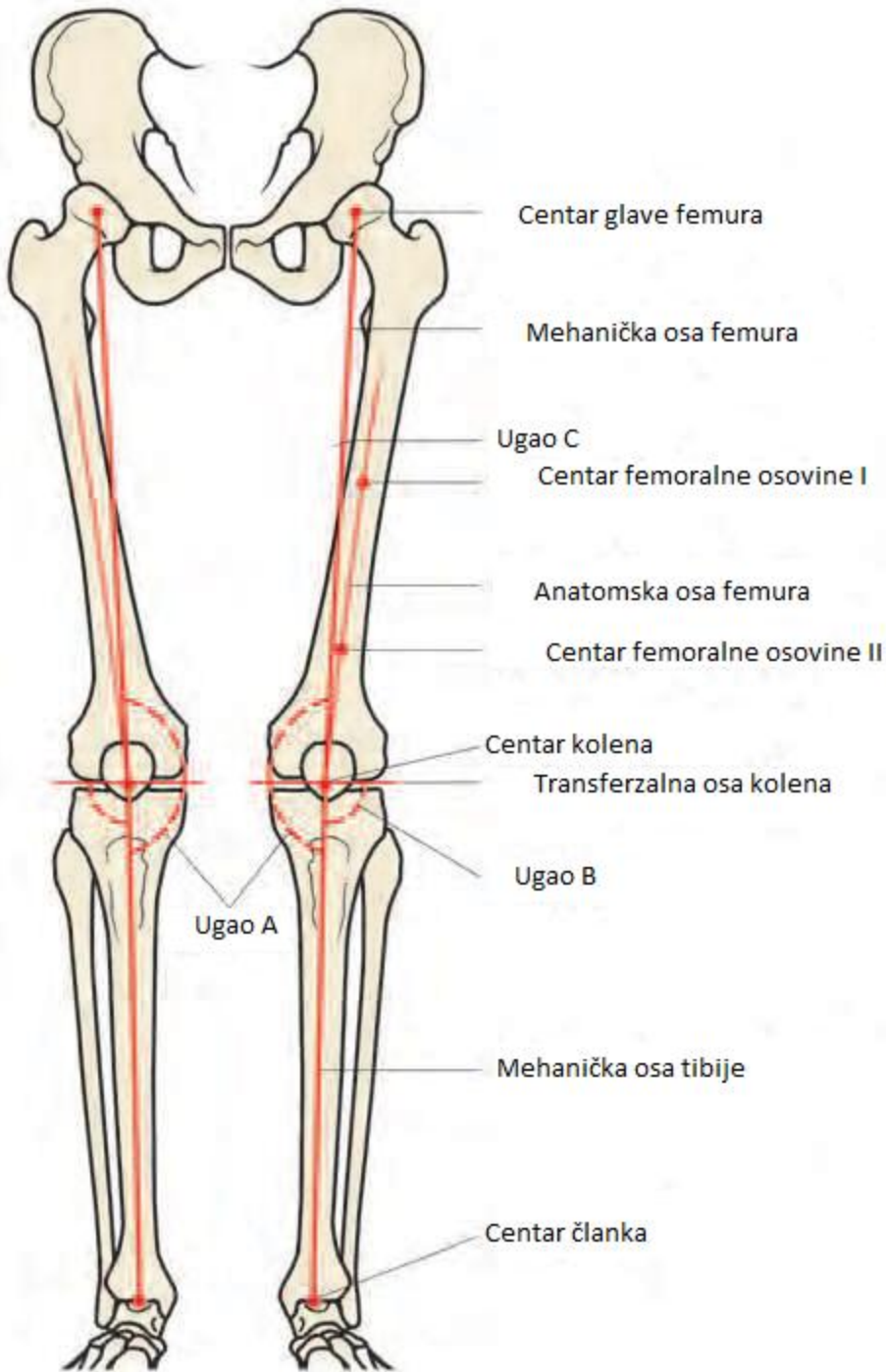
Ovo poravnanje je kasnije pretrpelo brojna remodelovanja od inverznog, preko restriktivnog do modifikovanog kinematičkog poravnanja (28).

Princip funkcionalnog poravnanja tj. usklađivanja TKA je da se obnovi preartritično poravnanje i postigne izbalansirani razmak feksije i ekstenzije i jednake mediolateralne napetosti mekih tkiva podešavanjem resekcije kostiju unutar nekih ograničenja i/ili minimalno oslobađanje mekog tkiva uz robotizovanu tehnologiju (28).

Prema literaturnim podacima poravnanje u frontalnoj ravni treba da bude između 2 i 3 stepena oko neutralnog poravnanja jer proteza u varus poziciji ima manju stopu preživljavanja nego implantati u neutralnoj ili valgus poziciji. Takođe, su istraživanja pokazala da kada je mehanička osa 3 stepena u valgus-varus rangu, stopa “gubljenja” komponenti je 3%, dok ako je ona većeg stepena ovaj procenat je 24%. Poravnanje u horizontalnoj ravni je praktično značajno zbog stabilnosti ekstenzornog mehanizma, patelarnog opterećenja, nagiba patele, dislokacije proteze ili gubitka iste. Istraživanja pokazuju da pacijenti sa problemom ekstenzornog mehanizma imaju internu rotaciju femoralne i tibijalne komponente (23,29).

Tehnički, postoji definitivna veza između preciznosti pozicije implanata i dugoročnosti proteze. Pozicija komponenti proteze i stoga poravnanje mehaničke ose mogu biti uzrok polietilenskog opterećenja usled preteranog stresa i na kraju “gubljenja” proteze. Postoperativna mehanička osa donjeg ekstermiteta treba da je prava linija koja prolazi kroz centar kuka, centar kolena i centar gležnja, tako da je zadovoljavajuća pozicija proteze, obično prihvatljivo, ako je poravnanje unutar 3 stepena od neutralne ose (Slika 1).





**Slika 1.** Ose dojih ekstremiteta. Ugao A predstvalja mehanički fiziološki valgus kolena od  $3^\circ$ . Ugao B predstvalja ugao osovine tibije, koji je  $3^\circ$  u varusu u odnosu na transverzalnu osu kolena. Ugao C se odnosi na ugao između anatomske i mehaničke ose femura ( $6^\circ$  u valgusu). Anatomsku osu femura bi trebalo lako odrediti sa dve tačke lokalizovane u centru osovine. Mehanička osa noge prolazi pored ili kroz centar kolena i prostire se od centra glave femura do centra članka.

Preuzeto iz: Fosco M, Ben Ayad R, Fantasia R, Dallari D, Tigani D. Concepts in computer assisted total knee replacement surgery. Recent Advances in Hip and Knee Arthroplasty [Internet]. InTech, 2012.

## 1.2. PROTOKOLI KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE ZA TKA

Odluka kako odrediti kvalitet poravnanja predstavlja izazov. Metode konvencionalne radiografije, *long-leg* radiografije i CT skenogram su odbijene kao neadekvatne. Stoga se odlučilo za „Perth” CT protokol, kako se naziva. On daje objektivne, senzitivne, numeričke podatke koji se mogu podvrgnuti statističkoj analizi (24,26,29,31-34). Trenutno postoje dva objavljena i široko korišćenja CT protokola za skeniranje i postoperativnu procenu orijentacije i pozicije delova proteze kolena: *Perth* CT protokol i *Imperial* CT protokol (30). *Perth* CT protokol daje najbolja raspoloživa sredstva za adekvatnu procenu poravnanja komponentni zamenjenog kolena (24). Studija je pokazala da MDCT dijagnostika po *Perth* CT protokolu ima odličnu pouzdanost unutar posmatrača i da ima dobru međuposmatračku pouzdanost za pet od devet izmerenih uglova koji se koriste za procenu poravnanja komponenti posle TKA, što ga čini korisnim sredstvom za predviđanje i uspeh hirurškog ishoda (35).

### 1.2.1. *Perth* CT protokol

CT snimanje odgovarajućeg ekstermiteta od krova acetebuluma do svoda talusa u supinaciji sa nogom u neutralnoj poziciji i maksimalnoj ekstenziji kolena predstavlja *Perth* CT protokol (24,32). Postproceduralno, reformacijom u koronalnoj, sagitalnoj i aksijalnoj ravni se određuje sedam karakteristika poravnanja kao i mehanička i anatomska osovina noge. Kod femoralne komponente se određuje: varus/valgus, fleksija/ekstezija i rotacija, a kod tibijalne: varus/valgus, posteriorni nagib i rotacija. Takođe, se postproceduralno meri zajedničko femoralno i tibijalno poklapanje (*mismatch*) (24,32).

Prvo se određuje centar glave femura, distalnog femura, platoa tibije i članka. Centar glave femura se određuje prvo u aksijalnoj slici, a onda se dinamički povezuje u koronalnoj i sagitalnoj. Centar distalnog femura se određuje uzimanjem centra femoralnog ureza u koronalnoj ravni pa dinamičkim povezivanjem sa najdubljom tačkom femoralne pukotine u sagitalnoj ravni i obezbeđuje se odgovarajućom centralnom aksijalnom tačkom. Centar platoa tibije se određuje uzimanjem centralne tačke maksimalnog koronalnog i sagitalnog dijametra (isključivanjem osteofita) na platou tibije i dimaničkim povezivajem sa aksijalnom slikom. Centar članka se slično određuje, pronalaženjem maksimalnog koronalnog i sagitalnog dijametra članka i povezivanjem njega u aksijalnoj slici. Mehanička osovina noge u koronalnoj, AP i sagitalnoj ravni se može odrediti povlačenjem linije od centra glave femur do centra članka (24).

Varus/valgus pozicija femoralne ili tibijalne komponente se izračunava povlačenjem linije kroz distalnu femoralnu komponentu ili kroz bazu platoa tibije i nalaženjem ugla nastalog intersekcijom sa mehaničkom osom. Svi uglovi se mere na medijalnoj strani (24).

Fleksija/ekstenzija femoralne komponente se određuje u sagitalnoj ravni, određivanjem ugla između linije koja povezuje glavu femura i centar distalnog femura i linije koja prolazi kroz posteriornu ivicu femoralne komponente. Sve što je više od idealne vrednosti 0 je fleksija (24).

Posteriorni nagib tibije se određuje merenjem ugla koji nastaje povlačenjem linije kroz bazu platoa tibije u sagitalnoj ravni i anatomske osovine tibije koja se dobija povezivanjem centra članka i centra platoa tibije u sagitalnoj ravni. Sve što je pozitivna vrednost ukazuje na nagib, a preporučuje se 3 stepena (24).

Rotacija femoralne komponente se određuje na osnovu transepikondilarne ose. Na aksijalnoj slici distalnog femura se pronalazi medijalni epikondilarni sulkus, kada je prikazan ili centralna tačka medijalnog epikondila kada se sulkus ne pronalazi i lateralna epikondilarna prominencija. Linija koja povezuje ove dve tačke naziva se hiruška epikondilarana osa. Linija koja povezuje dve najprominentnije tačke epikondila je anatomska epikondilarna osa. Merenjem ugla između hiruške epikondilarne osovine i posteriorne kondilarne linije određuje se rotacija femoralne komponente. Pozitivne vrednosti ukazuju na eksternu rotaciju (24).

Rotacija tibijalne komponente se određuje u aksijalnoj ravni kao ugao između linija posteriornog dela tibijalne proteze i posteriorne kondilarne linije.

Femorotibijalni *mismatch* se određuje u aksijalnoj ravni, dovođenjem femoralne komponente na dršku baze platoa tibije i određivanjem ugla između linija koje prolaze kroz bazu femoralne komponente i centar drške baze platoa tibije (24).

Ova merenja su važna jer mogu ukazati na moguće komplikacije: interna rotacija femoralne komponente dovodi do "praćenja" patele i uzrok je anteriornog bola u kolenu, dok neporavnanje u koronalnoj ravni povećava verovatnoću za "gubljenje" komponenti. Sagitalno poravnanje je važno jer stepen posteriornog nagiba tibije ukazuje na opseg fleksije kolena i tenzije posteriornog ukrštenog ligameta. Značaj femoralne fleksije/ekstezije još uvek nije jasan. Predpostavlja se da individualni parametri neporavnanja interreaguju i mogu kumulativno da stvaraju veće kliničke probleme (24,30,32).

Za postoperativnu evaluaciju optimalnog poravnanja komponentni proteze rutinski se primenjuju AP i lateralna radiografija kolena kao i tangencijano snimanje patele (*Merchant view*) (36). Neke studije su pokazale značaj *long-leg* radiografije u odnosu na standardnu AP radiografiju i *Perth* CT protokol (37,38). Određivanje mera rotacije femoralne i tibijalne komponente radiografski je limitirano te je CT pregled neizostavan za određivanje ovih vrednosti poravnanja (39).

## 1.3. PROTOKOLI KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE I IZLOŽENOST ZRAČENJU

### 1.3.1. CT protokoli za TKA i doze zračenja

Sve imidžing metode koje koriste jonizujuće zračenje nose potencijalni rizik za razvoj maligniteta i eventualna genetska oštećenja. Nedavna istraživanja ističu ovo kao problem kod mlađih osoba. Procenjeno je da je prosečna godišnja izloženost zračenju po osobi 2,7 mSv u Velikoj Britaniji i 6,2 mSv u U.S. (40). *Long-leg AP*, stojeća radiografija ostvaruje dozu zračenja od oko 0,7 mSv, *Perth CT* protokol za donji ekstremitet oko 2,7 mSv, a *Imperial* protokol oko 0,761 mSv (40). Henckel i saradnici su osmislili niskodozni CT protokol (*Imperial*) koji je ostvarivao ukupnu dozu zračenja između 0,53 do 0,84 mSv, što je približno dozi rendgenskog snimanja i podrazumevao je skeniranje samo glave femura, područija kolena od 10 cm ispod i iznad linije zgloba i tibiotalarni zglob 2-3 cm sa obe strane (40). Takođe, protokol je podrazumevao smanjenje i podešavanje vrednosti struje (mA) i napona (kV) rendgenske cevi za svaki deo ponaosob kao i kolimaciju zavisno od tipa aparata. U poređenju sa standardnim *Perth CT* protokolom oni su postigli četvorostruko nižu efektivnu radiacionu dozu bez gubitka kvaliteta slike. Slike su, isto dobijene u ležećem položaju, bez težinskog opterećenja, ali pošto je snimanje bilo separatno spojena mehanička osa je mogla biti izračunata sa potpunom korekcijom za bilo kakvo rotatorno nepravnanje (40). Niskodozni CT protokoli, stoga, mogu da snižavaju izloženost zračenju do nivoa standarne radiografije dok još uvek zadržavaju kvalitet slike dovoljan za merenje orijentacije i pozicije implanta (30). *AURORA (The Australian Universal Resection, Orientation, and Rotation Analysis)* protokol, koji su razvili Wakeli i saradnici je sveobuhvatna australijska metodologija za resekciju, orijentaciju i analizu rotacije u operacijama zamene zglobova. Ovaj protokol ima potencijal da se koristi za bilo koju vrstu zamene zglobova. On koristi CT pregled načinjen pre operacije i postoperativno CT skeniranje radi procene kako bi se generisao kompjuterski model kolena sa osovinama specifičnim za pacijente u trodimenzionalnom prostoru. Srednja efektivna doza zračenja po CT pregledu po ovom protokolu je prosečno  $1.24 \pm 0.96$  mSv (27).

Prema istraživanjima Naučnog Komiteta Ujedinjenih Nacija za Efekte Atomske zračenja (*United Nations Scientific Committee for Effect of Atomic Radiation, UNCASER*) izloženost zračenju od dijagnostičkih procedura raste iz godine u godinu, naročito CT procedura. Prema njihovom izveštaju za 2020/21. godinu o izloženosti medicinskom zračenju navodi se da širom sveta CT čini 9,6% radioloških procedura i doprinosi 61,6% kolektivne doze zračenja. Srednja vrednost tipične efektivne doze zračenja za CT pregled ekstremiteta iznosi 2,1 mSv (41). Velika pažnja se posvećuje biloškim efektima zračenja, niskodoznim protokolima i stopama izlaganja jonizujućem zračenju. Dokazano je da postoji razlika u biološkim efektima zračenja između primene visokodoznih i niskodoznih izvora zračenja i da je ona manja kod niskodoznih, ili bar delimično manja, ali nije bez efekta (41).

### 1.3.2. Međunarodna udruženja za zaštitu od zračenja i efekti zračenja

Ubrzo nakon otkrića rendgenskih zraka od strane Roentgena 1895. godine, shvaćen je njihov značaj u dijagnostici preloma i široko korišćen. U isto vreme su primećeni i njegovi štetni efekti na koži. Nedugo zatim su se pojavila razna naučna društva u različitim zemljama koja su se bavila upotrebom X zraka i pridruženim biološkim efektima. Tako se pojavila potreba za kontrolom izlaganja jonizujućem zračenju kako pacijenata, tako i profesionalno izloženih lica koja je formalno ozvaničena 1925. na prvom Internacionalno Radiološkom Kongresu (*International Congress of Radiology*, ICR) u Londonu. Tada je formirana komisija sa zadatkom da utvrdi radijacione veličine i jedinice kojima se kvantifikuje izlaganje jonizujućem zračenju. Komisija je kasnije prerasla u Međunarodnu komisiju za radijacione jedinice i mere (*International Commission on Radiation Units and Measurements*, ICRU), a tri godine kasnije formirana je i Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja (*International Commission on Radiological Protection*, ICRP) koja je danas najznačajnije međunarodno telo koje se bavi zaštitom od zračenja uz UNCASER i Nacionalni savet za zračenje, zaštitu i merenja (*National Council on Radiation and Measuremen*, NCRP) (42,43).

Štetni biološki efekti jonizujućeg zračenja su definisani kao stohastički i ne-stohastički (koji se kasnije nazivaju deterministički, a zatim su preimenovani u reakcije tkiva), prema preporukama ICRP iz 1977. godine (42).

- Deterministički efekti su pragovni zdravstveni efekti, koji su direktno povezani sa apsorbovanom dozom zračenja i ozbiljnost efekta se povećava kako se doza povećava.

- Stohastički efekti se javljaju slučajno, uglavnom se javljaju bez praga doze. Verovatnoća pojave stohastičkih efekata je proporcionalna dozi, ali ozbiljnost efekta je nezavisna od primljene doze (44).

Deterministički efekti su zdravstveni efekti, koji su direktno povezani sa apsorbovanom dozom i imaju prag ispod kojeg nema vidljivih kliničkih efekata. Prag može biti veoma nizak (od redosleda doze 0,1 Gy ili više) i može se razlikovati od osobe do osobe. Za doze između 0,25 Gy i 0,5 Gy mogu se verifikovati blage promene u krvi, a za doze između 0,5 Gy i 1,5 Gy uz promene krvi javiće se i simptomi mučnine, umora, povraćanja (44).

Jednom kada se pređe prag, ozbiljnost efekta se povećava sa dozom. Razlog prisustva ove doze praga je taj što je u datom tkivu potrebno pretrpeti radijaciono oštećenje kritične populacije ćelija (visoke doze imaju tendenciju da ubijaju ćelije) pre nego što se povreda izrazi u klinički relevantnom obliku. Stoga se deterministički efekti, takođe, mogu opisati kao reakcije tkiva. Deterministički efekti nisu nužno manje ili više ozbiljni od stohastičkih efekata. Visoke doze mogu da izazovu vizuelno dramatične opekotine od radijacije, i/ili brzu smrtnost putem akutnog sindroma radijacije. Akutne doze ispod 250 mGy verovatno neće imati nikakve primetne efekte. Akutne doze od oko 3 do 5 Gy imaju 50% šanse da ubiju osobu nekoliko

nedelja nakon izlaganja, ako osoba ne dobije medicinski tretman. Deterministički efekti na kraju mogu dovesti do privremenih zdravstvenih smetnji ili do smrtnog ishoda (44).

Stohastični efekti jonizujućeg zračenja javljaju se slučajno, uglavnom bez praga doze. Verovatnoća pojave stohastičnih efekata je proporcionalna dozi, ali ozbiljnost efekta je nezavisna od primljene doze. Biološki efekti radijacije na ljude mogu se grupisati u somatske i genetske efekte. Somatska dejstva su ona od kojih pati izložena osoba i obično se odnose na karcinome. Genetski efekti su oni koje trpi potomstvo pojedinca koji su bili izloženi stohastičkim efektima (44).

U zaštiti od zračenja, ograničenja doza su podešena tako da ograniče stohastičke efekte na prihvatljiv nivo, kao i da u potpunosti spreče determinističke efekte tj. radiološka zaštita u opsegu niskih doza prvenstveno se odnosi na zaštitu od malignih i genetskih bolesti izazvanih zračenjem (44, 45).

### 1.3.3. Sistem dozimetrijskih veličina i jedinica

Prema ICRP preporukama, a kako bi se smanjila mogućnost za razvoj stohastičkih efekata, definisane su različite doze zračenja što je omogućilo poredjenje različitih dijagnostičkih tehnika. Na taj način se razlikuju: apsorbovana, ekvivalentna i efektivna doza zračenja.

Apsorbovana doza zračenja,  $D$ , je osnovna fizička količina u radijacionoj biologiji, radiologiji i radiološkoj zaštiti. Koristi se za sve vrste jonizujućih zračenja i bilo koje polje ozračenosti. Ona se definiše kao količnik ukupne energije apsorbovane u tkivu/organu i mase tog organa. SI jedinica je grej (Gy). Implicitno uzima u obzir polja radijacije kao i svih njegovih interakcija sa materijom unutar i izvan navedenog tkiva/organa, ali ne uzima u obzir atomsku strukturu materije i stohastičku prirodu interakcija.

Različiti tipovi zračenja imaju različitu gustinu jonizacije u naeletrisanim tragovima čestica (linearni transfer energije, LET). Tako se razlikuju zračenja visokog LET (*high*-LET) kao što su alfa čestice i sekundarne čestice iz neutronske interakcije i zračenja niskog LET (*low*-LET) kao što su fotoni i elektroni. U skladu sa tim različita je relativna biološka efikasnost zavisno od tipa zračenja pa je u skladu sa tim definisan radijacioni težinski faktor ( $W_R$ ) i ekvivalentna doza zračenja,  $H$ . Ona definiše apsorbovanu dozu korigovanu  $W_R$ , a SI jedinica je Sivert (Sv).

Tkivni težinski faktor ( $W_T$ ) odnosi se na različitu radiosenzitivnost različitih organa i tkiva. Težinski faktori su namenjeni da empirijski uzmu u obzir mnoge vrste zračenja i stohastičko dejstvo u različitim organima i tkivima organizma. Ekvivalentna doza zračenja korigovana  $W_T$  definiše efektivnu dozu zračenja,  $E$ , čija je SI jedinica Sivert (Sv). Vrednosti tkivnog težinskog faktora se dobijaju na osnovu literaturnih podataka o stohastičkim efektima koristeći reprezentativni uzorak populacije, oba pola i široku starosnu dob. Pošto je zbir vrednosti  $W_T$  za celo telo jednak jedinici kod uniformnog izlaganja efektivna i ekvivalentna doza su identične. Ovo omogućava poredjenje uniformnog i neuniformnog izlaganja kod različitog stohastičkog rizika (42,45).

Iz gore navedenih podataka UNCASER-a vidi se da medicinska izlaganja i to CT, evidentno, predstavljaju značajan činilac u radijacionom opterećenju populacije i zahteva posebnu pažnju u oblasti zaštite od zračenja.

#### 1.3.4. Specifične CT dozimetrijske veličine

Distribucija doze zračenja sa CT skenera je kompleksan proces određen u ravni skeniranja tako što izvorni X zraci prolaze kroz filtere koji ih oblikuju i ozračuje pacijenta iz svih uglova. Duž z-ose (osa pacijenta) ova distribucija se određuje razmakom aksijalnog skeniranja kod multidetektorskog ili spiralnog kod spiralnog snimanja. Ovo predstavlja poseban izazov za identifikaciju odgovarajućih parametara zračenja koji će odrediti dozu zračenja za pacijenta.

Parametar apsorbovane doze koji se široko koristi kod CT snimanja je zapemisnki CT dozni indeks (*Computer Tomography Dose Index*,  $CTDI_{vol}$ ) (mGy) koji se izračunava merenjem u standardnom fantomu. Ukupna količina apsorbovanih doza sa CT pregleda se se može izračunati uzimajući u obzir  $CTDI_{vol}$  i fizičku dužinu pregledanog dela tela, što se opisuje kao DLP (*Dose Length Product*) tj. proizvod dužine i doze, a jedinica je mGy.cm. Bilo koji parametar skeniranja koji utičena na  $CTDI_{vol}$  uticaće i na DLP u istoj meri.  $CTDI_{vol}$  i DLP su standardizovani parametri i prikazuju se na konzoli za snimanje u okviru doznog izveštaja.

Doza zračenja se meri da bi se dobile neke informacije o uticaju na pacijenta i da bi se odredila efektivna doza zračenja, E, čija je jedinica Sivert (Sv) koja je definisana kao mera rizika za razvoj stohastičkih efekata kod pacijenta kao posledica zračenja. Na CT-u se efektivna doza, E može odrediti proizvodom  $CTDI_{vol}$  i dužine skeniranog dela tela tj. DLP korigovan faktorom koji zavisi od radioosetljivosti skeniranog organa, a uzima se iz tabele (46-49).

#### **Zapreminski CT dozni indeks ( $CTDI_{vol}$ )**

Uopšteno,  $CTDI_{vol}$  je doza zračenja koja predstavlja apsorbovanu dozu u centralnom delu, u jednom preseku skeniranog volumena i ne može se direktno iskoristiti za procenu ukupnog radijacionog rizika. Može se meriti u vazduhu, u izocentru i tada se naziva  $CTDI_{free\ air}$  tj. kerma (K) ili u fantomu sa standardnim sastavom (polimetilakrilat /PMMA/, akril, Perspex™ ili Lucite™) čija je dužina od 14 cm, a prečnik 16 cm kod fantoma za glavu i prečnik 32cm kod fantoma za telo i naziva se  $CTDI_{vol}$  ili  $CTDI_w$ . Obično se meri sa 100 mm olovka jonizacionom komorom.

$CTDI_{free\ air}$  je koristan parametar za karakterizaciju izlaznog zračenja skenera u izocentru, a  $CTDI_{vol}$  je koristan za karakterizaciju apsorbovane doze u fantomu prema tipičnom protokolu snimanja.

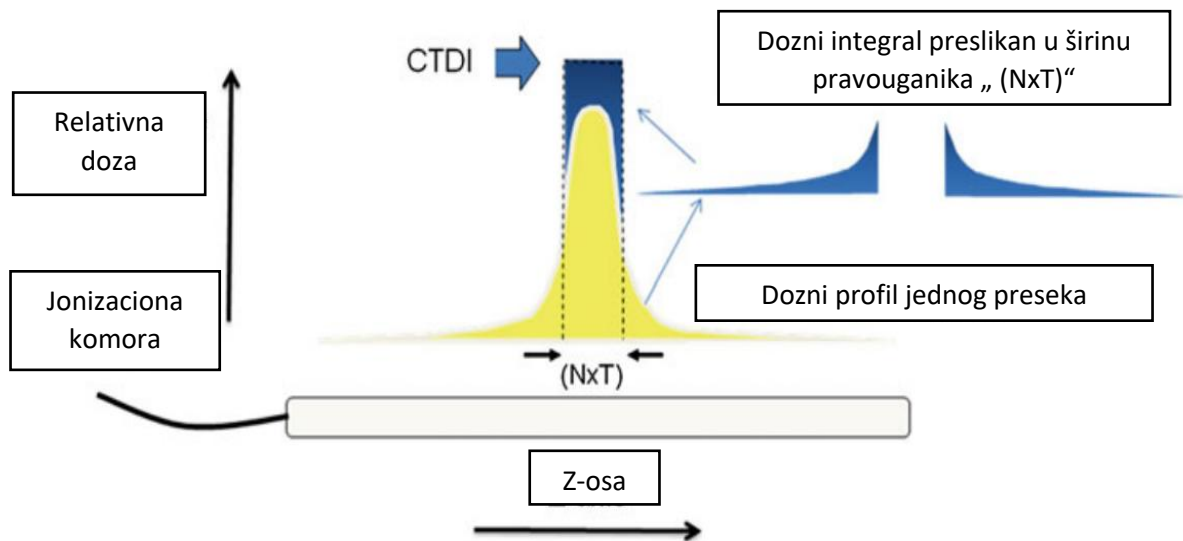
Opšti oblik CTDI, bilo da je izmeren u fantomu ili vazduhu, sastoji se od tri komponente; doznog integrala (D), ograničenja integracije ( $\pm L/2$ ) (gde je L dužina detektora aktivnog volumena) i nominalna širina zraka (NxT), gde je N broj istovremeno pribavljenih podataka (ili) slika preseka, a T je nominalna širina podataka akvizicije (ili preseka), prema formuli:

$$CTDI = \frac{1}{N \times T} \int_{-L/2}^{+L/2} D(z) dz \quad (1)$$

Kada se tačno definiše distanca integrala od 100 mm, pri merenju sa 100 mm olovka jonizacionom komorom, dobija se  $CTDI_{100}$ , prema formuli:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (2)$$

Sve ovo je šematski prikazano na Grafikonu 1, gde se „reповi“ integrala savijaju u pravougaonik čija je širina nominalna širina zraka ( $N \times T$ ).



**Grafikon 1.** Šematski prikaz doznog profila jednog preseka koji pokazuje 100 mm olovka jonizacionu komoru koja se koristi za merenje integralne doze i demonstrira izračunavanje  $CTDI_{100}$  doznog indeksa.

Preuzeto iz: Tack D, Kalra KM, Gavenosis AP. Radiation Dose from Multidetector CT. Diagnostic Imaging, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012, 103p.

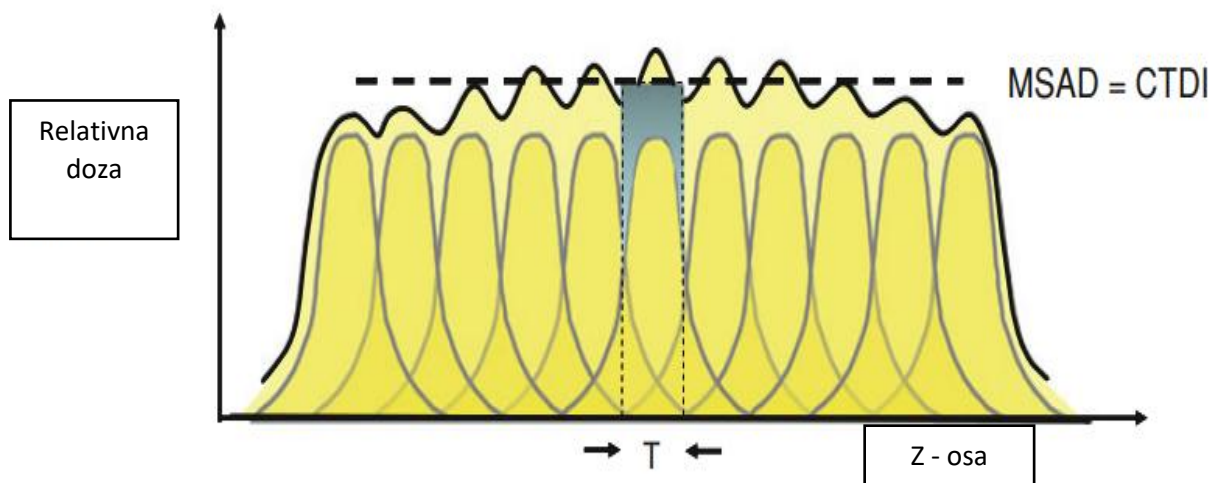
Kada se izračunava iz merenja izvršenih na standardnom fantomu,  $CTDI_w$  se daje kao težina prosečne doze u centralnom i perifernom položaju. Težina je trećina centralne pozicije sa dve trećine periferne pozicije. Cilj je da se predstavi prosečna doza kroz ceo presek fantoma, što je predstavljeno formulom:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad (3)$$

Gde je  $CTDI_c = CTDI_{100}$  mereno u centralnom delu fantoma, a  $CTDI_p = CTDI_{100}$  mereno u perifernom delu fantoma.



Koncept  $CTDI_w$  predstavlja prosečnu dozu u centralnoj poziciji preseka skenirane zapremine od 100 mm dok je fantom skeniran sa pič faktorom 1 tj. susednim aksijalnim preseccima i može se interpretirati kao višestruko skenirana prosečna doza (*multiple scanned average dose*, MSAD), Grafikon 2.



**Grafikon 2.** Šematski prikaz veze između CTDI vrednosti i višestruko skenirane prosečne doze (*multiple scanned average dose*, MSAD) gde se dužina integracije za CTDI poklapa sa skeniranim dužinama za MSAD.

Preuzeto iz: Tack D, Kalra KM, Gavenosis AP. Radiation Dose from Multidetector CT. Diagnostic Imaging, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012, 103p.

Da bi se dobila indikatorska doza za volumen koji je skeniran sa nesusednim preseccima tj. gde pič faktor (P) nije jednak 1, faktor korelacije se primenjuje na  $CTDI_w$  i tako se dobija  $CTDI_{vol}$  (mGy), što se predstavlja formulom:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{P} CTDI_w \quad (4)$$

$CTDI_{vol}$  predstavljen prema mAs se ponekad daje kao normalizovani  $CTDI_{vol}$  ( $nCTDI_{vol}$ ). Ovo može biti koristan način za karakterizaciju skenera, ali ne bi trebalo da bude korisno za poređenje doza protokola zbog različitih primena mAs (46-49).

### **Proizvod doze i dužine (DLP)**

Dok je  $CTDI_{vol}$  mera apsorbovane doze u centralnom preseku regiona od 100 mm skeniranog volumena potrebno je dati neku meru koja se odnosi na ceo obim koji prima ovu dozu. DLP uzima u obzir dužinu skeniranja pacijenta. To je vrednost koja predstavlja ukupnu količinu prenesene doze zračenja.  $CTDI_{vol}$  je pomnožen sa dužinom (L) skeniranja u jedinici mGy.cm, a prema formuli:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (5)$$

CTDI<sub>vol</sub> se može koristiti za poređenja apsorbovanih doza za određene protokole, međutim DLP razmatra sve aspekte protokola i tako se može koristiti za utvrđivanje rizika od zračenja (46-49).

Noviji skeneri na displeju konzole prikazuju vrednosti CTDI<sub>vol</sub> i DLP (Slika 2).

**1. ANGIO NOGU**

No.	Protocol	#of scan(s)	kVp	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	DualScano	1	120		
2	DualScano	1	120		

**2. KOLENO PROTEZA SEMAR**

No.	Protocol	#of scan(s)	kVp	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	GG-Hel	1	100	2.00 (Body)	177.30 (Body)

P.1/2

**Slika 2.** CT dozni izveštaj u okviru CT pregleda (Centar za radiologiju, Univerzitetski Klinički centar Srbije)

### *Efektivna doza zračenja*

Efektivna doza zračenja (E) je mere rizika od razvoja stohastičkih efekata tj. karcinoma kao posledice zračenja. Ona uzima u obzir ukupnu primljenu količinu apsorbovane doze i daje prosečnu kako bi se dobila efektivna doza zračenja za celo telo. Posebna pažnja se posvećuje organima koji su posebno osetljivi na zračenje, a apsorbovana doza ovih osetljivih organa je težina koja sam po sebi ima veći potencijalni efekat na pacijente.

Efektivna doza zračenja se može proceniti po merenjima napravljenim u antropomorfnim fantomima ili korišćenjem numeričke simulacije pomoći Monte Karlo tehnike. I jedno i drugo zahteva vreme i specijalistički ekspertizu, a publikacija referentnih rezultata omogućava korisnicima da procene E za sopstvene protokole. Vrednosti efektivne doze se izračunavaju iz

MonteKarlo koeficijenta za određene organe koji se upoređivani sa DLP vrednostima za odgovarajuće kliničke preglede radi utvrđivanja seta koeficijenata konverzije (k), gde je

$$E(mSv) \cong k \times DLP \quad (6)$$

Najčešće korišćene faktore daje Nacionalni Bord za Radiološku Zaštitu (*National Radiological Protection Board*, NRPB). Ove reference daju vrednosti kako za odrasle tako i za decu. Za odrasle k faktor za glavu i vrat je baziran na skeniranju po protokolu za glavu korišćenjem CTDI fantoma prečnika 16 cm. K faktor za odrasle, za region tela, se određuje korišćenjem CTDI fantoma, prečnika 32 cm. Međutim, mora se voditi računa da se ne smatra da je efektivna doza zračenja tačna ili odgovarajuća mera rizika za pojedinačnog pacijenta, pošto je zanovana na pretpostavci koja se odnosi na prosečnu populaciju. To je široka mera rizika i kao takva je korisna za poređenje relativnog rizika, ali i relativnog rizika različitih protokola skeniranja ili CT skenerskih sistema (46-49).

Formule 1-6 su preuzete iz: Tack D, Kalra KM, Gavenosis AP. Radiation Dose from Multidetector CT. Diagnostic Imaging. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012, 103-4p.

#### 1.4. ZAŠTITA OD ZRAČENJA PRI MEDICINSKOM IZLAGANJU

Od same pojave X zraka, kao što je već napomenuto, primećeni su u njegovi štetni uticaji na zdravlje. Poslednjih decenija, uglavnom zbog dokaza o karcinogenezi iz niskih izvora zračenja koje su doživeli preživeli u atomskom bombardovanju, profesionalno izložena lica, određeni praktičari, raste zabrinutost o potencijalnoj kancerogenezi od medicinskog snimanja jonizujućim zračenjem. Radiolozi su prepoznali potrebu da šire svoje znanje, posebno u procesima optimizacije doza, praćenju i kontroli pri medicinskom izlaganju. Tako je nastala zajednička radna grupa za zaštitu od zračenja odraslih od strane Američkog koledža radiologije (*American College of Radiology*, ACR) i Radiološkog društva Severne Amerike (*Radiological Society of North America*, RSNA) u junu 2009. godine. Po ugledu na kampanju *Image Gently* koja je nekoliko godine ranije pokrenuta u čiju pametne primene jonizujućeg zračenja u pedijatrijskoj populaciji, nastala je kampanja ove radne grupe pod nazivom *Image Wisely* čiji je osnovni cilj bio širenje znanja o optimizaciji protokola zračenja i redukciji doze (46).

Prema preporukama ICRP postoje dva osnovna principa u zaštiti od zračenja prilikom medicinskog izlaganja, a to su opravdanost pregleda i optimizacija protokola. Kvalitet slike i doza zračenja prilikom CT pregleda direktno zavise od parametara akvizicije i rekonstrukcije slike. Optimizacija podrazumeva izbor parametara protokola pregleda takav da pacijentna doza bude što je moguće manja, a da dijagnostički kvalitete slike ne bude narušen tj. poštovanje ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) principa (48).

##### 1.4.1. Nastanak CT slike

CT slika je rezultat interakcije fizičkih fenomena koji dovode do slabljenja (atenuacije) X zraka prolaskom kroz telo pacijenta i kompleksnih tehničkih procedura. Svaka slika se sastoji od matriksa piksela čiji CT brojevi (mereni u Haunsfieldovim jedinicama, HU) predstavljaju

atenuaciju vrednosti volumena elementa (voksela) unutar slajsa (preseka). Kvalitet slike se odnosi na vernost CT brojeva i na tačnost reprodukcije malih razlika u atenuaciji (rezolucija niskog kontrasta) i finih detalja (prostorna rezolucija).

Prilikom prolaska X zraka kroz telo pacijenta dolazi do interakcije zračenja i materije tj. slabljenja X zraka, odnosno atenuacije. Detektori detektovane fotone kao posledicu navedene interakcije konvertuju u strujne impulse, zatim se vrši digitalizacija strujnih impulsa u binarne vrednosti uobičajenim postupcima pa preprocesuiranje, a potom se signal transformiše u vrednosti atenuacionih koeficijenata. Na ovaj način se dobija skup osnovnih podataka (*CT raw data*). Pre rekonstrukcije slike odabere se polje rekonstrukcije (*field of view*, FOV).

Atenuacioni koeficijent svakog elementa slike određuje se kao srednja vredost svih projekcija koje prolaze kroz ovaj element slike. Ovaj fenomen se naziva projekcija nazad (*back projection*). Pošto se ovim postupkom dobija slika nedovoljne oštine za potrebe medicinske dijagnostike, pre projekcije nazad osnovni podaci se matematičkim postupkom - konvolucijom, filtriraju kako bi se dobio skup podataka na osnovu kojih je moguće rekonstruisati sliku zadovoljavajućeg dijagnostičkog kvaliteta. Ova matematička funkcija određuje kvalitet slike u pogledu šuma i prostorne rezolucije i kreće se u rasponu od filtra za potiskivanje šuma do filtra za isticanje ivica (46,48).

#### **1.4.2. Faktori koji utiču na dozu i kvalitet slike**

##### ***Tehnički parametri pregleda koji utiču na dozu i kvalitet slike***

Tehnički parametri koji utiču na dozu i klavite slike su:

- nominalna debljina preseka je veličina koja se određuje prema kliničkim zahtevim i generalno je u opsegu od 1 do 10 mm. Povećanjem debljine preseka povećava se rezolucija niskog kontrasta, a smanjenjem se povećava prostorna rezolucija. Ukoliko je debljina preseka velika mogu se pojaviti artefakti na slici usled parcijalnog volumnog efekta, a ako je presek mali, slika može imati značajnu količinu šuma.

- interslajs distanca tj. pič faktor, predstavlja odnos pomeraja stola i debljine preseka. Generalno interslajs distanca se kreće od 1 do 10 mm, a pič faktor od 1 do 2. Značajni su kod spiralnog CT snimanja, gde kada je pič faktor manji od 1 može doći do preklapanja tj. negativne vrednosti interslajs distance i povećanja doze. Dijagnostički je opravdano da interslajs distanca odgovara polovini debljine preseka, a da je pič faktor između 1,5 i 2.

- volumen istraživanja je ceo volumen koji je podvrgnut pregledu i predstavlja volumen od prvog do poslednjeg preseka. Što je volumen veći veća je pacijentna doza, osim ako se povećava interslajs distanca ili pič faktor.

- faktori ekspozicije koji se odnose na osobine rendgenske cevi tj. napona (*kV*), struje (*mA*) i vremena ekspozicije (*s*). Generalno, treba izabrati jedan od tri vrednosti voltaže rendgenske cevi (u opsegu od 80 do 140 kV). Visoke voltaže se preporučuju za HRCT ili koštane strukture kao

što je kičma, karlica, rame. Mekotkivne strukture se najbolje prikazuju sa standardnom voltažom. Napon utiče na ubrzanje elektrona tako da povećanje napona eksponencijalno povećava dozu zračenja, a posleđično utiče na šum i tkivni kontrast slike. Povećanje jačine struje proporcionalno povećava dozu zračenja jer povećava broj fotona koji izlaze iz rendgenske cevi i tako smanjuje šum slike. Vreme rotacije gentryja modernih skenera je u rangui 0,4 s. Povećanje vremena rotacije smanjuje šum, ali povećava dozu zračenja.

- *field of view* (FOV), maksimalni dijametar rekonstruisane slike, u opsegu je od 12 do 50 cm. Mali FOV dovodi do povećanja prostorne rezolucije. Ako je FOV previše mali, relevantno polje može biti izuzeto iz vidljive slike. Ako je "raw data" dostupan, FOV se može promeniti u post-procesingu.

- nagib gentryja je ugao između vertikalne osovine i osovine rendgenske cevi, X zraka i niza detektora. Kreće se od +25 do -25 stepeni. Njegova promena može smanjiti dozu kod senzitivnih organa ili smanjiti ili eliminisati artefakte.

- rekonstrukcioni matriks je niz redova i kolona piksela u rekonstruisanoj slici, tipično 512x512.

- algoritam rekonstrukcije (filter, kernel) se definiše kao matematička procedura koja koristi konvoluciju profila atenuacije i posleđičnu rekonstrukciju CT slike. Kod većine CT skenera postoji nekoliko rekonstrukcijskih algoritama. Pojava i karakteristike CT slike direktno zavise od odabira tipa algoritma. Većina CT skenera ima posebne mekotkivne ili standardne algoritme za preglede glave, abdomena i dr. Zavisno od kliničkih zahteva, moguće je odabrati algoritme visoke rezolucije koji prave veliku prostornu rezoluciju za detaljno prikazivanje kostiju ili drugih regiona sa visokim prirodnim kontrastom kao što je plućni parenhim.

- širina prozora (*window width*) se definiše kao opseg CT brojeva koji se konvertuju u sivu skalu i pojavljuju se na monitoru. Izražavaju se u HU. Širina prozora se može izabrati prema kliničkim zahtevima da bi se stvorila slika iz koje se klinička informacija može lako izvući. Generalno, veliki prozor (npr. 400 HU) predstavlja dobar izbor za predstavljjanje širokog opsega tkiva.

- nivo prozora (*window level*) se izražava u HU i definiše se kao centralna vrednost prozora koja se koristi za prikazivanje rekonstruisane slike. Trebalo bi da bude selektovana prema atenuacionim karakteristikama struktura koje se pregledaju (48).

### ***Faktori koji indirektno utiču na dozu zračenja, a direktno na kvalitet slike***

Usavršavanjem CT tehnologija razvile su se i nove tehnike za pobljšanje kvaliteta slike, a da značajno utiču na smanjenje doze zračenja kao što su: automatska kontrola ekspozicije (*Automatic Exposure Control*, AEC) i iterativna rekonstrukcija slike (*Iterative Reconstruction*, IR).

#### **-Automatska kontrola ekspozicije**

Automatska kontrola ekspozicije (AEC) je jedna od najvažnijih aspekta doze zračenja i kvaliteta slike prilikom optimizacije CT skeniranja. Važno je koristiti ovu tehniku na

odgovarajući način kako bi se obezbedili CT pregledi sa zadovoljavajućim kvalitetom slike i/ili doze zračenja jer nepravilna upotreba može dovesti do mnogo više ili mnogo niže doze zračenja za pacijenta. Sličnost postoji u osnovnom principu AEC tehnike kod različitih CT proizvođača, ali postoje znatne razlike između načina na koje se tehnike primenjuju na platformi različitih vendora.

AEC tehnike su definisane kao automatsko podešavanje struje cevi u x-y ravni (ugaona AEC) ili duž z ose (z-osa AEC) ili obe (kombinovana AEC) prema veličini i karakteristikama atenuacije dela tela koje se pregleda da bi se postigao konstantan kvalitet CT slike sa nižim dozama zračenja. Temporalna automatska modulacija struje cevi ili elektrokardiografski (EKG) kontrolisana (pulsna) dozna modulacija je, takođe, vrsta AEC tehnike koja se koristi za CT angiografiju srca i koronarni arterija.

CT skeniranje zahteva kontinuirano izlaganje rendgenskim zracima, a AEC tehnike menjaju struju cevi (mA) za različite projekcije rendgenskih zraka kako bi održavale konstantan kvalitet slike (generalno šuma). Dakle, AEC će smanjiti struju cevi za projekcije kroz manje, manje guste delove tela (npr. antero-posteriorna projekcija na nivou ramena ili grudi), a povećaće ga za projekcije kroz veće, gušće delove tela (kao što su lateralne projekcije na ramenu ili stomaku). Krajnji cilj AEC tehnike je osigurati da se ne daje ni više ni manje izlaganje pacijenata u cilju dobijanja slike konstatnog kvaliteta (46, 50-53).

- Ugaona AEC

Ugaona AEC je zasnovana na principu radiografske angularne AEC-a koja je bila prva AEC tehnika razvijena za optimizaciju doze zračenja za monoslajzne spiralne CT skenere devedesetih godina prošlog veka. Sa ugaonom AEC tehnikom struja cevi je modulirana za smanjenje rendgenskih zraka u uglovima projekcije (ili u x-y ravni) koji će imati manje slabljenje snopa i manje doprineti stvaranju šuma u celokupnoj slici. Ovo je posebno korisno u smanjenju doze zračenja na nekružnim ili asimetričnim delovima tela kao što je rame gde “nelateralne” projekcije (kao što je antero-posteriorna) koje imaju manje slabljenje snopa X zraka u poređenju sa bočnom/lateralnom projekcijom (koja je tipična projekcija sa najvećim slabljenjem i šumom). Zbog toga će ugaona AEC smanjiti mA i dozu “nelateralnih” projekcija bez uticaja na ukupan šum slike.

*Smart mA* tehnika je ugaona AEC tehnika zasnovana na radiografiji lokalajzera koja određuje mA vrednosti iz procene veličine pacijenta, oblika poprečnog preseka i informacija o regionalnoj atenuaciji, a sve dobijeno iz jedne radiografije lokalajzera. Za ovu tehniku, tehnolozi određuju mA vrednosti, a softver automatski podešava struju cevi za različite uglove projekcije rendgenskog zraka za celu rotaciju cevi od 360°. Navedena vrednost mA daje informacije o željenom šumu slike za bočne projekcije i te informacije se zatim koriste za smanjenje mA za druge “nelateralne” projekcije.

S druge strane, CARE Dose tehnika je *on-line*, ugaona AEC tehnika koja prilagođava mA u realnom vremenu ili “on-the-fly” iz podataka projekcije čiji su repovi X zraka 180° iza početka uglova projekcije i koristi podatke atenuacije profila od inicijalne polovine rotacije (180°) za modulaciju mA vrednosti u realnom vremenu za sledeću polovinu rotacije (180°). Za ovu tehniku,

tehnolozi biraju efektivne vrednosti mA (proizvod struje cevi i vreme rotacije gentryja podeljeno sa pič faktorom) i skener automatski prilagođava struju cevi tokom svake rotacije cevi uz korišćenje specifičnih efektivnih mAs kao referencu za željeni šum slike na bočnoj strani projekcije prvih 180° rotacije.

Bez obzira na tip, ako se koristi samostalno, ugaona AEC tehnika zahteva određene (zadate) mA vrednosti i tako uvodi elemente proizvoljnog ili neodgovarajućeg izbora početne mA, npr. izbor veće vrednosti mA za ugaonu AEC će rezultirati višom dozom u poređenju sa upotrebom niže mA (46, 52-53).

- Z-osa AEC

Z-osa AEC tehnika modulira mA za različite položaje preseka Z-ose duž skeniranja na osnovu atenuacionog profila regiona tela koji se skenira. Za razliku od ugaone AEC, z-osa AEC tehnika prilagođava vrednosti mA kako bi održala kvalitet slike (indeks šuma za Auto mA i referentna slika za Z-DOM) koju je odredio korisnik na sve pozicije preseka z-ose i ne menja struju cevi za različite uglove projekcije. Koristeći jednu radiografiju lokalajzera, obično lateralnu radiografiju, softver određuje mA vrednosti potrebnu za dobijanje slike sa određenim nivoom šuma.

Za tehniku *Auto mA* tehnolog bira indeks šuma (koji je približan šumu slike poželjnog za studiju) i prihvatljiv opseg struje cevi (minimalne i maksimalne vrednosti mA sa kojima će tehnika modulirati cev struje) za CT pregled. Doza zračenja sa ovom tehnikom zavisi od navedenog indeksa šuma i veličine pacijenta. Smanjenje indeksa šuma za 5% implicira povećanje doze zračenja za oko 10%, dok povećanje od 5% šuma izaziva smanjenje doze približno 10%. Minimalne i maksimalne vrednosti mA takođe utiču na dozu zračenja kod Auto mA tehnike jer ograničavaju obim povećanja i smanjenja mA pri bilo kom datom indeksu šuma (46,52-53).

- Kombinovana AEC

Ove tehnike moduliraju struju cevi za svaki položaj preseka z-ose (z-osa AEC komponenta) i za različite uglove projekcije u svakoj rotaciji rendgenske cevi (ugaona AEC komponenta). Ugaona AEC komponenta ove tehnike može biti određena na osnovu dobijenih informacija o atenuacionom profilu sa radiografije lokalajzera ili iz *on-line* procene atenuacije pri različitim uglovima projekcije.

*Auto mA 3D* tehnika koristi jednu lokalajzer radiografiju za dobijanje informacija za modulaciju na svakom položaju preseka (*Auto mA*) i za različite uglove projekcije (*Smart mA*). Kao što je potrebno za *Auto mA* tehniku i za ovu tehniku, korisnik propisuje vrednosti indeksa šuma sa ili bez minimalnih i maksimalnih vrednosti mA.

*CARE Dose 4D* tehnika kombinuje *on-line* angularnu AEC (CARE Dose) sa z-osa AEC tehnikom (ZEC). Ova tehnika procenjuje veličinu, oblik i atenuacioni profil po dužini skeniranja (z-osa) u pravcu projekcije kao u perpedinkularnom pravcu (u x-y ravni) pomoću matematičkog algoritma. Aksijalne mA vrednosti se određuju iz procene ovih atenuacionih profila prilagođeni

veličini pacijenta i atenuacionom profilu. Adaptacija mA je zasnovana na specifičnim referencama mAs koje je odredio korisnik za z-osa AEC. Nakon toga, ovi nivoi mA se koriste za *on-line* angularnu AEC prema atenuacionom profilu pri različitim uglovima projekcije. Referentna kvalitativna vrednost mAs označava prosečnu efektivnu mAs za "referentnog pacijenta". Referentni pacijent je definisan kao "tipična odrasla osoba" telesne mase 70-80 kg (za CT studije odraslih) ili kao "tipično dete" od 20 kg (za pedijatrijske CT studije). Dijagnostički zahtevi studija i preference radiologa određuju kvalitativnu vrednost mAs. Iako se referentna kvalitativna vrednost mAs ne menja za pacijente različite veličine, za podešavanje slike ili doze korisnici mogu da promene referentnu kvalitativnu vrednost mAs ili jačinu AEC.

*SURE Exposure 3D* tehnika koristi standardnu devijaciju (standardna, niska doza ili visok kvalitet) kao referentni parametar kvaliteta slike za prilagođavanje struje cevi u uganim i longitudinalnom pravcu (46,52-53).

Današnji AEC sistemi uglavnom kontrolišu jačinu struje, a postoji i oni koji imaju mogućnost kontrole napona cevi, takozvani ATVS (*Automatic Tube Voltage Selection*), kao i oni koji imaju mogućnost kontrole vremena rotacije (54).

#### -Iterativna rekonstrukcija (IR) slike

U poslednje vreme, računarski napredak je omogućio razvoj softverskih metoda za iterativnu rekonstrukciju slike (IR) na CT-u. Za razliku od utvrđenog metoda analitičke rekonstrukcije slike kao što je tradicionalna filtrirana projekcija u nazad (*filter back projection*, FBP), zajednički tehnički princip algoritma IR je iterativno poboljšanje izmerenih projekcija i/ili rekonstruisanih podataka slike primenom filtera zasnovanih na statističkim modelima podataka ili matematičkim modelima procesa CT snimanja. U poređenju sa FBP ovi IR algoritmi omogućavaju istovremeno smanjenje šuma slike i poboljšanje kvaliteta slike (*image quality*, IQ). Pošto su šum i ukupni kvalitet slike direktno povezani sa zračenjem prilikom CT akvizicije, smanjenje ili potiskivanje šuma primenom IR algoritama posledično omogućava smanjenje doze zračenja .

Trenutno je komercijalno dostupno nekoliko iterativnih algoritama za rekonstrukciju slike od glavnih proizvođača CT sistema. Na osnovu njihovog načina funkcionisanja grubo se mogu klasifikovati na statističke (*hybrid*, hibridne) i iterativne algoritme zasnovane na modelu (*model-based iterative reconstruction*, MBIR) koji se razlikuju po nivou detalja modelovanja procesa snimanja kao i elemenata i svojstava sistema za snimanje. Dok prvi imaju za cilj iterativnu optimizaciju fizičkih modela statistike fotona („sistemska statistika“) u prostoru projekcije i/ili slike, ovaj drugi dodatno uzima u obzir tehničke aspekte CT sistema koji se koristi („sistemska optika“). Oba IR pristupa imaju za cilj ograničavanje broja iteracija kako bi smanjili potrebnu računarsku snagu i vreme rekonstrukcije. Međutim, tehnički detalji komercijalno dostupnih algoritama za rekonstrukciju i njihova stvarna računarska implementacija se generalno smatraju vlasništvom i informacije koje pruža proizvođači su male.



Osnovna ideja iterativne rekonstrukcije slike je stvarno izračunavanje slikovnih podataka koji odgovaraju dobijenim podacima o projekciji. Primenom matematičkog modela definicije iterativnog algoritma za rekonstrukciju CT slike, idealan IR proces se sastoji od ciklusa koraka projekcije napred i nazad sa ponavljanjem prelazom sa projekcije (CT *raw data*) na prostor slike i obrnuto, iterativno poboljšavajući rekonstruisane podatke o slici. Ovaj ciklus se ponavlja sve dok se ne ispuni unapred definisani kriterijum zaustavljanja (55-57).

Pokazano je da ovi algoritmi omogućavaju smanjenje doze zračenja od 29% do 66% kod multidetektorskih CT snimanja abdomena i prihvaćeni su kao standardni algoritmi u kliničkoj praksi, a posebno kod niskodoznih CT protokola (56).

### ***Metalni artefakti***

Pored velikih dostignuća proteklih decenija u CT imidžingu, kako u pogledu akvizicije tako i rekonstrukcije, koje su dovele do poboljšanja kvaliteta slike još uvek postoje artefakti koji nisu u potpunosti prevaziđeni. Artefakti koji su uzrokovani metalnim implantima prisutni su u različitom stepenu u zavisnosti od vrste metala, oblika i veličine koja se koristi. Ovi artefakti utiču na dijagnostičku tačnost u pogledu vizuelizacije kostiju, koštano-metalnog odnosa i struktura mekih tkiva (58).

Uzroci nastanka metalnih artefakata su: *beam hardening* (“stvrđnjavanje” zraka), rasipanje, šum, *photon starvation* (“gladovanje” fotona) i efekat “ivice” (*edge effects*). *Beam hardening* rezultira tamnim nizovima između objekata visoke atenuacije. Poreklo ovog artefakta leži u činjenici da je X zrak polihromatski tj. ne sastoji se od jedne energije. Kada prolazi kroz materiju, fotonski fluks se eksponencijalno smanjuje. Zbog velike gustine i visokog atomskog broja većine metala značajna je apsorpcija niskih energija. Ovo rezultira *beam hardening*-om zbog detektovanja relativno malo niskoenergetskih, a mnogo visokoenergetskih fotona. Detektor zato registruje previše energije koja rezultira tamnim nizovima nakon rekonstrukcije, ako nema ili ima premalno “ispravne” dostupne projekcije (58,59).

Rasejanje menja pravac incidentalnog fotona. Međutim, algoritmi rekonstrukcije preuzimaju pravu liniju od cevi do detektora. Na taj način, rasuti fotoni završe u pogrešnom detektoru. Rasuti fotoni dodaju intezitet i dovode do potcenjivanja apsorpcije, a samim tim i do tamnih nizova na slici, gde su beli nizovi uzrokovani precenjenom apsorpcijom (58,59).

*Photon starvation* može se videti kod metala visoke gustine i visokog atomskog broja. To dovodi do malog broja fotona i posledično do povećanja šuma i nedostajućih podataka projekcije. Pozadinski signal detektora, takođe, dodatno povećava nivo šuma kada se ne detektuju fotoni uopšte. To dovodi do tamnih nizova na konačnoj rekonstruisanoj slici gde je metal potpuno beo (58,59).

Efekti “ivice” se mogu primetiti na oštrim ivicama između tkiva visokih i niskih atenuacionih vrednosti. U tim stanjima razlika između atenuacije u beskonačno malim linijama koje se koriste u FBP i pravih X zraka je maksimalna. Efekti ivice uvek dovode do nizova svetlog ili tamnog sjaja i tako smanjuju pridruženu sivu vrednost duž duge ivice (58,59).

Šum se uglavnom ne smatra artefaktom iako ima uticaja na konačnu sliku. Ove oscilacije se pojavljuju kao zrnasta slika na CT-u i nastaje kada je broj fotona za formiranje slike ograničen (58,59).

Generalno, u procesu CT rekonstrukcije se mogu razlikovati tri koraka: podaci o projekciji akvizicije, rekonstrukcija slike i postprocesing. Na svim ovim nivoima mogu se izvoditi manipulacije kako bi se poboljšao kvalitet slike i smanjili metalni artefakti. Tehnike smanjivanja metalnih artefakata (*metal artefact reduction*, MAR) se fokusiraju na rešavanje ovih problema bilo smanjivanjem fizičkog porekla artefakata ili ispravljanjem artefakata u formiranoj slici i postprocesingu. Strategija smanjivanja artefakata zasniva se na smanjenju svih njegovih uzroka kao i kombinovanih efekata i mogu se kategorizovati u tri glavna pristupa:

- 1) Modifikacija standarda akvizicije i rekonstrukcije
- 2) Modifikacija podataka projekcije i/ili podataka slike
- 3) Primena CT sa dvostrukom energijom (*dual-energy* CT, DECT) (58).

#### *Modifikacija standarda akvizicije i rekonstrukcije*

Povećanje kV i mAs su standardni načini za smanjene količine artefakata. Prilikom povećanja prosečne fotonske energije povećanjem kV-a, više fotona će dostići detektore pošto se niskoenergetski fotoni lakše atenuiraju metalnim predmetima nego fotoni visoke energije sa većom penetracijom. Pored toga povećanjem broja fotona, povećavanjem vrednosti mAs-a, povećava se broj fotona koji dopiru do detektora i na taj način smanjuje šum i “gladovanje” fotona. Smanjenje ukupne kolimacije tj. širine detektora smanjiće rasejanje. Nakon akvizicije slike, korišćenje proširene (*extended*) skale HU jedinica i upotreba kernela mekih tkiva za rekonstrukciju umesto kernela za kosti smanjuje vizelnu upadljivost artefakata. Korišćenjem naprednijih tehnika kao IR i MBIR umesto standardne FBP, više fizičkih podataka i statistički fotona je uključeno u rekonstrukciju koja u teoriji smanjuje rasejanje i efekat “ivica” korišćenjem algoritama za korekciju. Na ovaj način se smanjuju metalni artefakti i ukupan kvalitet slike poboljšava (58,59).

#### *Modifikacija podataka projekcije i/ili podataka slike*

Proteklih decenija razvijeno je nekoliko MAR algoritama. Osnovu MAR tehnike je predstavio Kalender 1987. koja podrazumeva identifikaciju oštećenih podataka projekcije izazvanih prisustvom metala i naknadnu zamenu prosečnim ili interpoliranim podacima susednih elemenata detektora. U tom smislu, nekorektna slika je konstruisana iz podatka CT projekcije tj. sinograma. Metalna slika se naknadno stvara putem *thresholding*-a (praga). Na ovaj način, smatra se da svi pikseli sa većim vrednostima pripadaju metalnoj CT slici. Metalna slika je projektovana u metalni sinogram koji se kombinuje sa originalnim sinogramom. Novi sinogram se projektuje unazad (*back-projected*) tako da kreira korigovanu sliku koja može da se koristi za unos daljih korekcija. Iako ovaj proces smanjuje metalne artefakte, on, takođe, može da stvori nove artefakte zbog oraničenja *thresholding*-a koji daje nesavršene nove sinograme (58). Upotreba artefakata slobodne predhodne slike može da smanji uvođenje novih artefakata. Predhodna slika nastaje pragom neiskorišćene slike sa pragovima koji odgovaraju vazduhu,

mekom tkivu i koštanom tkivu kako bi se stvorila ne-metal i metal slika. Originalne vrednosti sinograma piksela podeljene su sinogramom predhodne slike da ga normalizuje što dovodi do homogenih vrednosti piksela izvan metalnog traga. Ovo rezultira poboljšanom zamenom metala farbanjem ili linearnom interpolacijom (58,59).

### *Primena CT sa dvostrukom energijom (dual-energu CT, DECT)*

DECT kao metod za kreiranje CT slika datira od 1977. Nasuprot konvencionalnom CT-u, DECT rekonstruše slike stečene sa dva fotonska spektra na različitim vrednostima kVp. U prvo vreme bila su izvršena dva sekvencionalna snimanja koja su indukovala nekoliko artefakata kao što su parcijalni volumni efekat i artefakti disanja usled pomeranja. U današnje vreme spektar nastaje ili brzim prebacivanjem kV naponu cevi (GE), postojanjem više cevi (Simens), korišćenjem dvoslojnog detektora (Philips) ili korišćenjem filtera razdeljenog zraka (Simens).

Kada podaci projekcije budu zabeleženi postoje dva načina rekonstrukcije slike. Prvi metod stvara virtuelne monohromatske slike rekonstrukcijom dve istovremeno stečene i obrađene skupovne podatke projekcije. Drugi metod kreira virtuelne monohromatske slike u domenu slike od posebno rekonstruisane slike na dva nivoa kVp. Virtuelne monohromatske slike su korisne jer one predstavljaju rekonstrukciju proizvoljne prosečne energije što omogućava optimizaciju kontrasta i smanjenja artefakata. Ekstrapoliranjem na više virtuelne monohromatske energije, uticaj niskoenergetskih fotona postaje manji, a samim tim i smanjuje se porast *beam hardening*-a. Trenutno, ne postoje dostupni uporedni podaci koji pokazuju koji je od različitih DECT pristupa najefikasniji u smanjenju metalnih artefakata.

Logičan korak u daljem smanjivanju metalnih artefakata je bio kombinovanje DECT tehnike u procesu akvizicije i MAR algoritma u postprocesingu. Nekoliko studija je primenilo ovu kombinaciju i zaključilo da može dodatno smanjiti metalne artefakte ali da može da utiče na pojavu da metalni implant izgleda veći ili manji od realne veličine ili da indikuje sekundarni artefakt. Napredak u snimanju proteza je pojačan napretkom samog dizajna proteza. Poboljšanjem geometrije, korišćenjem manjih i laganih implanata ili koristeći metalne zamene bi moglo da smanji artefakte na prvom mestu (58,59).

### **1.4.3. Procena kvaliteta CT slike**

Osnovno pitanje je: “Kako možemo biti sigurni u prihvatljivost kvaliteta slike koja dozvoljava pouzdanost naše dijagnoze koristeći najmanje moguće doze zračenja?”

Kvalitete slike je teško definisati jer predstavlja nespecifično i subjektivno merenje čitljivosti vizuelnih slika. Može se predstaviti u dva koraka:

1. Podaci akvizicija i stvaranja slike zavisni od tehničkih i fizičkih karakteristika opreme - tehnička sposobnost.
2. Stvaranje slike i prikaz zavisno od toga kako radiolog detektuje i interpretira strukture na slici - dijagnostička tačnost.

Određivanje optimalnog kvaliteta slike predstavlja kompleks koji uključuje kvantitativna, objektivna, fizička merenja povezana sa subjektivnom ocenom posmatrača indikovanih prema kliničkim karakteristikama (60).

Kvalitete slike se može prikazati kroz fizičke parametre, psihofizičke testove i dijagnostičke performanse.

### ***Fizički parametri***

Fizički parametri se mogu meriti preko specifičnog testa kontrole kvaliteta (*specific quality control test* - QC test) koji se vrši kao regularna, osnovna sigurnost CT jedinice. IEC preporučuje predstavljanje kvaliteta CT slike preko objektivnih fizičkih testova kao mera dijagnostičkih performansi sistema. Ova merenja uključuju: uniformnost, linearnost i merenje detektibilnosti količine sposobnosti imidžing sistem koristeći psihofizičku evaluaciju.

Uniformnost podrazumeva stalnost u merenjima HU jedinica određenih struktura pri svakom uobičajenom QC testu. Linearnost je veza između preračuna CT broja za uniformnost i linearnog atenuacionog koeficijenta za svaki različiti element skeniranog objekta. Merenje se obavlja, takođe, pomoću fantoma u okviru QC testa. Detektivska kvantna efikasnost (*Detective quantum efficiency*, DQE) vezana je za digitalni imidžing kao modalitet koji koristi detektore za akviziciju imidžing podataka tako da je izlaganje (*exposure*) neophodno za stvaranje dobre slike. Ovo opisuje imidžing sistem kroz termine šuma, rezolucije i kontrasta.

Detektori sa visokim DQE efikasnije koriste X zrake i stoga im je potrebno manje izlaganje za adekvatan signal- šum odnos (*signal to noise ratios*, SdNR). Šum na CT-u je stepen nepouzdanost (*uncertainty*) u merenju atenuacije X zraka koji prolaze kroz pacijenta. Ova nepouzdanost ne treba da bude toliko velika da utiče na prezentaciju slike. Šum na CT-u zavisi od broja fotona X zraka koji padaju na detektore predstavljajući se kao količina šuma i najvažniji je faktor koji utiče na kvalitet slike. Količina šuma je statistička fluktuacija ili standardna devijacija CT brojeva homogenog regiona od interesa. Količina šuma se meri računajući standardnu devijaciju srednje vrednosti HU jedne regije koja je 10% presečenog polja test objekta. Standardni raspon (opseg) za šum kod spiralnih CT skenera je  $\pm 4HU$ .

Prostorna rezolucija (*spatial resolution*, SR) je sposobnost imidžing sistema da diferencira objekte u dve prostorne dimenzije na slici - dužinu i širinu. SR meri sposobnost sistema da jasno delineišu dva objekta tako da oni postaju manji i bliži. Ako su oni bliži, a na slici se još uvek prikazuju odvojeno, SR je bolja. SR zavisi od rekonstrukcije matriksa, širine detektora, debljine preseka, udaljenosti objekta od detektora, fokalne tačke i veličine matriksa. Osobitost rezolucije imidžing sistema se opisuju kao funkcija modulacije transfera (*modulation transfer function*, MTF). MTF opisuje procenat kontrasta objekta koji je evidentiran od strane imidžing sistema kao funkcija njegove veličine (prostorna učestalost - *spatial frequency*). SR bi trebalo rutinski pratiti na CT-u, međutim, izračunavanje MTF za vreme rutinskog QC testa je suviše komplikovano stoga se kao alternativna procena SR upotrebljava odgovarajući test fantom kao što je *Catphan* fantom.

Kontrastna rezolucija (*contrast resolution*, CR) imidžing sistema određuje detalje kontrasta koji mogu biti vidljivi kada postoji mala razlika u gustini u odnosu na okolni prostor, nagoveštavajući da se može videti mnogo više finih predmeta na slici. CR se značajno smanjuje šumom. Za pouzdanu identifikaciju struktura, signal - šum odnos (SdNR) treba da bude od 5:1. Ovaj odnos je poznat kao Rose's kriterijum, opisan je od strane naučnika, Alberta Rose. SdNR je najbolji deskriptor CR koju je lako odrediti iz merenja regiona od interesa unutar test objekta i okolnog šuma. Moderne CT tehnologije imaju veliki potencijal smanjenja doze i specifičnih aplikacija sa visoko prisutnim kontrastom (60).

### ***Psihofizička merenja***

Psihofizička merenja se dobijaju kao odgovor posmatrača na vizuelne podsticaje kao što su parovi linija gde se test slike evaluiraju davanjem kvantitativnih mera prostorne rezolucije CT sistema. CR se meri indentifikacijom diskova različite gustine unutar odgovarajućeg fantoma koji sadrži cilindre različitih atenuacionih koeficijenata. Skenirane slike se evaluiraju kao brojevi diskova adekvatno prikazanih na CT slici. Merenje gore navedenih parametara treba da bude sprovedeno rutinski kao deo QC testa unutar programa kontrole kvaliteta (*quality control*, *QA*) za garanciju performansi CT jedinice tokom celog perioda upotrebe (60).

### ***Dijagnostičke performanse***

Radiolozi moraju biti sigurni u svoju interpretaciji slika. Da bi se ograničile bilo kakve nesigurnosti u interpretaciji, testovi performansi posmatrača se primenjuju na slikama dobijenim korišćenjem CT protokole skeniranja za preglede sa poznatom patologijom. Patološke promene na slikama mogu biti prave ili simulirane digitalnim dodavanjem patoloških struktura na slike. Simulirane patološke slike mogu lakše da naprave velike brojeve slika i limitiraju etičke ishode u pogledu zračenja pacijenata u svrhe istraživanja. Rezultati takvih studija pomažu radiolozima da poredi i s tim u vezi prihvate ili odbiju nove ili tekuće protokole.

Jedna od metoda dijagnostičkih performansi je analiza vizuelnog ocenjivanja (*visual grading analysis*, VGA) koja je preferirani metod za evaluaciju kvaliteta kliničkih slika u smislu ocenjivanja anatomskih struktura. Postoje dva načina na koja VGA može biti primenjena: relativno i apsolutno ocenjivanje. U relativnoj VGA vidljivost struktura unutar test slika se poredi i ocenjuje prema istim strukturama unutar referentne slike. Posmatrač ocenjuje vidljivost struktura sa proizvoljnom skalom gde "0" implicira vidljivost jednaku strukturi unutar referentne slike dok negativna ili pozitivna vrednost podrazumeva lošiju ili bolju vidljivost. U apsolutnom VGA ili komparativnom ocenjivanju slike se poredi i ocenjuju jedna prema drugoj. Skale obično daju opise koji olakšavaju interpretaciju i dokazuju slaganje između posmatrača. VGA skor se izračunava iz rezultata kao analiza koja dozvoljava statističku analizu različitosti (60). Evropska Komisija u svom dokumentu, EUR 16262, predstavlja listu kriterijuma kvaliteta kao vodič za CT preglede prosečne odrasle osobe (48).

Analiza karakteristika izraživača (*receiver operator characteristic analysis*, ROC) je druga metoda dijagnostičkih performansi koja se danas široko koristi za subjektivnu evaluaciju

dijagnostičkih slika u radiologiji. ROC metod uključuje procenjivanje slika posmatrača sa suspektnim nenormalnostima.

ROC analiza je način merenja tačnosti različitih tipova pregleda. Statistička moć rezultata ROC analize je visoko povezana sa brojem slika (aprosimativno 100) pri čemu veći brojevi povećavaju statističku moć. Broj čitača koji stvaraju analizu (aprosimativno 5) imaju manji uticaj na statističku moć u ROC metodologiji, ali je veći uticaj na VGA. U stvari, često je teško naći veliki broj radiologa koji učestvuju kao čitači jer je njihov raspored veoma zauzet.

Sposobnost testa da korektno identifikuju abnormalnosti kada se pokažu, poznata je kao senzitivnost, dok sposobnost testa da korektno isključi bolesti kada su stvarno odsutne, poznata je kao specifičnost. Senzitivnost i specifičnost su osnove merenja dijagnostičkog testa. ROC kriva je polje senzitivnosti testa na y osi prema lažno pozitivnim stopama (*false positive rate*, FRP ili 1-specifičnost) na x osi za sve moguće određene tačke. Rezultanta krive određuje vezu između sensitivnosti i FPR. Prednosti analize ROC krive su: osnovna merenja tačnosti testa se lakše čitaju kroz senzitivnost i specifičnost testa sa vrednostima krajnjih tačaka ukazanih na krivi; nezavisna je od prevalence bolesti; omogućuje direktna poređenja dva ili više testova na zajedničkoj skali svih mogućih u okviru krajnjih tačaka.

Područje ispod ROC krive je najčešća mera tačnosti testa. Test sa površinom ROC krive od 1 je perfektna tačnost sa senzitivnošću 1 i FPR 0. S druge strane, polje ROC krive od 0 je perfektna netačnost, gde svi pacijentni nekorektno daju pozitivne rezultate. Praktično, smanjenje ograničenja površine ROC krive iznad 0,5 koji je ekvivalent pretpostavljanja pacijentnih rezultata, daje 50% šanse dobijanja korektno interpretacije. Površina ROC krive ispod 0,5 ima neke sposobnosti da odvoji pacijente koji imaju bolest od onih koji nemaju.

Međutim, ROC metod ima sledeća ograničenja: podaci moraju biti podeljeni u 2 kategorije - normalne i nenormalne; veliki broj slika sa finom patologijom su potrebne za produkciju statistički značajnih rezultata; ograničavanje na jednog posmatrača po izveštaju po slici; ne može se primeniti ako postoje multiple promene unutar iste slike; ne razmatra lokalizaciju promena pa slike mogu biti označene kao patološke iz pogrešnog razloga (60).

## 2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

1. Utvrditi da li postoji statistički značajna razlika u efektivnoj dozi zračenja pri MDCT pregledu kod standardnog i optimizovanog *Perth* CT protokola.
2. Utvrditi da li postoji statistički značajna razlika u kvalitetu slike kod standardnog i optimizovanog *Perth* CT protokola.

### 3. MATERIJAL I METODE

#### 3.1. DIZAJN STUDIJE I ISPITANICI

U studiji preseka bilo je uključeno 16 ispitanika koji su hospitalno lečeni ili ambulantno pregledani na Klinici za ortopedsku hirurgiju i traumatologiju i Centru za radiologiju, Univerzitetskog kliničkog centra Srbije (UKCS) u periodu od maja, 2021. godine do septembra, 2022. godine.

Za određivanje veličine uzorka, korišćena je formula za izračunavanje veličine uzorka za vezane uzorke. Podaci su dobijeni na osnovu pilot studije od 16 bolesnika, merenih na 3 lokacije (svaki pacijent po 3 merenja).

Za moć studije 80% i nivo greške alpha 0,05, prosečna razlika (SD)

- FOM 113,2 (277,5) potrebno je 50 merenja

- SdNR 2,85 (3,98) potrebno je 18 merenja

- E 0,72 (0,10) potrebno je 3 merenja

Ukoliko se radi o tri merenja po bolesniku, onda je minimalan broj bolesnika  $50/3=16$  pacijenata.

Ispitanici su svojim potpisom potvrdili pristanak i prethodnu informisanost o studiji. Istraživanje je, takođe, odobreno od strane Etičkog komiteta UKCS (Broj protokola: 157/7, datum odobrenja: 27.04.2021).

Kriterijumi za uključivanje u istraživanje su radiografski potvrđeni degenerativni osteoartritis uznapredovalog stadijuma koji ne pokazuje poboljšanje ni posle šestomesečnog neoperativnog tretmana; odnosno, bolesnici kod kojih je indikovana TKA, a da prethodno nije bilo nikakvih operativnih intervencija na tom kolenu. Takođe, u istraživanje su uključeni i bolesnici kod kojih se radi postoperativni CT pregled implementirane proteze kolena, u smislu redovne kontrole, 6 nedelja nakon operacije, ili u slučaju tegoba. Sve prema preporukama Američkog koledža radiologa (*American College of Radiology, ACR*) za imidžing nakon TKA (36).

#### 3.2. PROTOKOL ISPITIVANJA

Svi ispitanici su bili pregledani na 160 detektorskom CT aparatu (Toshiba, Aquilion Prime Otawara, Japan) po *Perth* CT protokolu. Aparat ima mogućnosti automatske kontrole ekspozicije (*Sure expose*) i iterativne rekonstrukcije slike (*Adaptive Iterative Dose Reduction 3D-AIDR 3D*). Radilo se skeniranje cele noge, u supinaciji i neutranoj poziciji, od krova acetabulumu do svoda talusa po standardnom i optimizovanom *Perth* CT protokolu. Standardni *Perth* CT protokol: skeniranje sa debljinom preseka od 0,5 mm tj. kolimacija je HP *standard* 0,5x80; PF (*pitch factor*) 0,813/HP (*helical pitch*) 65,0; kV su fiksni 120 i mA su fiksni 200 uz rekonstrukciju za meka tkiva sa preseccima od 3 mm (standardni kernel za meka tkiva (FC08)) i



brzinom rotacije cevi 0,5 s. Optimizovani *Perth* CT protokol: debljina preseka od 0,5 sa kolimacijom HP *fast* 0,5x0,8; PF (*pitch faktor*) 1,388/HP (*helical faktor*) 111,0; kV su fiksni 100, a mA su varijabilni (*Sure expose*) i kreću se od 150 do 180 uz rekonstrukciju za meka tkiva na 3 mm (standardni kernel za meka tkiva (FC08)) i brzinom rotacije cevi 0,5 s (Tabela 1).

**Tabla 1.** Šematski prikaz parametara akvizicije za standardni i optimizovani *Perth* CT protokol

	Standardni <i>Perth</i> CT protokol	Optimizovani <i>Perth</i> CT protokol
kV	120	100
mAs	200	Sure expose (150-180)
Kolimacija	HP <i>standard</i> 0,5x0,8	HP <i>fast</i> 0,5x0,8
<i>Pitch faktor</i>	0,813/HP 65	1,388/ HP 111
SEMAR	+	+
Debljina preseka	0,5 mm	0,5 mm
Rekonstrukcija	3 mm	3 mm
Vreme rotacije	0,5 s	0,5 s
Kernel	FC08	FC08

### 3.3. BAZA PODATAKA

Postproceduralna CT merenja su vršena na radnoj stanici (Vitrea 2, Vital Images, Minnetonka, MN, USA) gde se u okviru pregleda prikazuje dozni izveštaji tj. vrednosti CTDI vol (mGy) i DLP (mGy.cm). CTDI se računa kao količnik integralne apsorbovane doze i nominalne ukupne kolimacije snopa u jednom preseku. Jedinica za CTDI je J/kg, a naziva se grej (Gy). Zapreminski CTDI (CTDIvol) predstavlja srednju dozu u ukupno skeniranoj zapremini tj. koriguje vrednost ponderisanog (CTDIw) za vrednost pič faktora. DLP predstavlja proizvod doznog indeksa i dužine spiralnog skeniranja:  $DLP=CTDIvol \cdot L$ , a SI jedinica je mGy.cm. Praktični pristup za procenu E je korišćenje vrednosti DLP i regionalnog specifičnog konverzionog faktora  $k$ , prema formuli:  $E=k \cdot DLP$ . Vrednost  $k$  zavisi od posmatranog organa i starosne dobi pacijenta. Prema preporukama proizvođača ona iznosi 0,0008, a jedinica mu je mSv·mGy<sup>-1</sup>·cm<sup>-1</sup>. SI jedinica za efektivnu dozu je siver (Sv).

Kod svih ispitanika sa protezom kolena primenjena je SEMAR (*single-energy projection-based* MAR (*metal artifact reduction*) algoritam) tehnika za eliminaciju artefakata. Radila se svakodnevna kontrola aprata, tj. kalibracija fantomom koji se nalazi u vazduhu (QC test). Sve navedeno je sprovedeno u cilju održavanja i postizanja što bojeg kvaliteta slike.

Kvalitet slike ocenjivan je subjektivnim i objektivnim kriterijumima. Subjektivni kriterijumi su podrazumevali jasnu vidljivost koštanih struktura koje su neophodne za merenje 7 mera poravnanja i to u tri nivoa: glava femura (nivo pripoja intraartikularnog ligamenta), koleno (nivo hiruške transepikondilarne linije) i tibija (u nivou tibiofibularnog zgloba). Vidljivost anatomskih struktura tj. navedenih kostiju je gradirana u tri stepena: detalji su tek vidljivi (1); detalji se prikazuju/postoje (2); detalji su jasno vidljivi (3), sve prema preporukma Evropskog

vodiča za kvalitet slike na CT-u - EUR 16262 EN (48). Isto gradiranje je primenjeno i za utvrđivanje stepena artefakata kod pacijenata sa protezom. Objektivni kriterijumi za kvalitet slike su određivani izračunavanjem vrednosti FOM (*figure of merit*) tj. odnosa signal-šum SdNR (*signal difference to noise ratio*) i doze zračenja (efektivna doza, E). Region od interesa (ROI) sa površinom od 10 mm<sup>2</sup> predstavljao je vrednost košanog tkiva u gore navedenim nivoima ekstermiteta, izražene u HU i odnosio se na I<sub>ROI</sub>. Potom se na isti način određivala srednja vrednost pozadine, u HU (mekog i mišićnog tkiva) što je predstavljalo I<sub>BEK</sub>. Zatim se izračunavao SdNR, prema formuli:  $SdNR=(I_{ROI}-I_{BEK})/SD_{BEK}$ , a potom se određivao FOM, prema formuli:  $FOM= SdNR^2/E$ . Sva navedena merenja, objektivna i subjektivna, za sve bolesnike su vršila dva radiologa, u dva različita perioda u intervalu od dve nedelje.

### 3.4. STATISTIČKA ANALIZA

U ovoj studiji korišćene su deskriptivne i analitičke statističke metode. Rezultati su prikazani tabelarno i grafički. Od deskriptivnih metoda korišćeni su apsolutni i relativni brojevi, mere centralne tendencije (aritmetička sredina) i mere disperzije (standardna devijacija, standardna greška, 95% interval poverenja). Generalizovani linerani *mix* model je korišćen za analizu procenjenih varijabli (CTDI<sub>vol</sub>, DLP, E, SdNR, FOM) između optimizovanog (OPT) i standardnog (STP) *Perth* CT protokola. Generalizovani linerani *mix* modeli proširuju linerani model tako da je dozvoljeno da podaci nemaju normalnu raspodelu i da se zapažanja mogu korelisati. Interklasni koeficijent korelacije (ICC) je korišćen da opiše kolika je jačina povezanosti između posmatrača u istom protokolu. Izabrani nivo značajnosti, odnosno verovatnoća greške prvog tipa, je bila 0,05. Svi podaci su obrađeni u IBM SPSS softverskom paketu (SPSS for Windows, release 25.0, SPSS, Chicago, IL, USA).

#### 4. REZULTATI

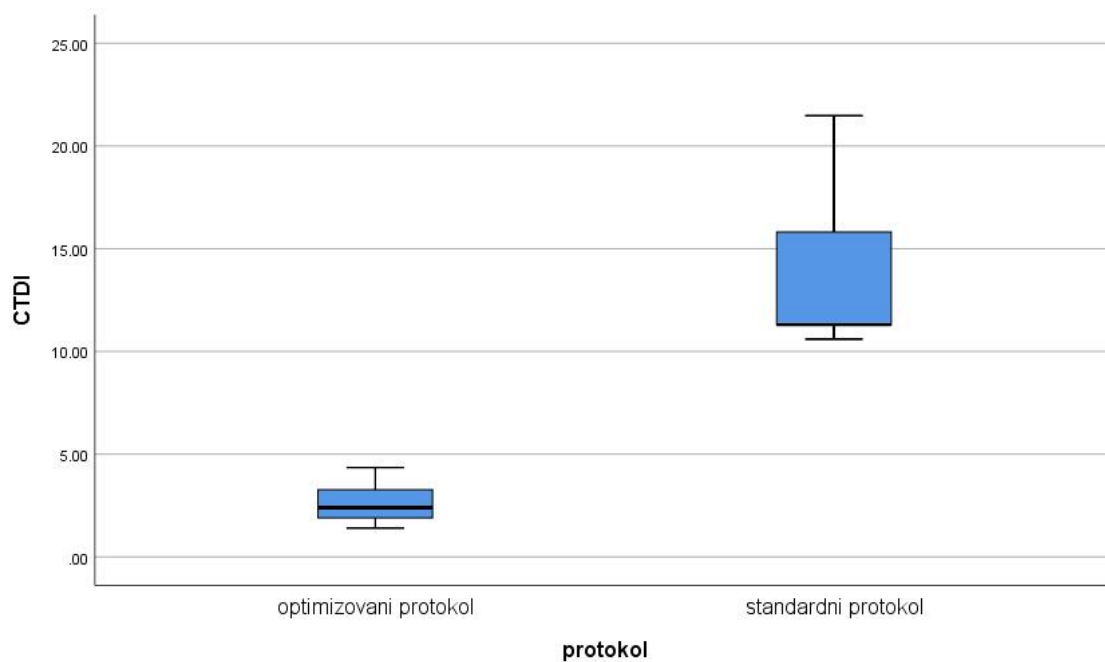
U istraživanju je učestvovalo 16 ispitanika, 10 (62,5%) ženskog, a 6 (37,5%) muškog pola, prosečne godina starosti  $68,75 \pm 4,405$  (srednja vrednost  $\pm$  SD) i prosečan BMI  $29,75$  ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ) (maksimalne vrednosti  $36 \text{ kg}/\text{m}^2$ , a minimalne  $24 \text{ kg}/\text{m}^2$ ) što ukazuje da je većina ispitanika ima prekomernu telesnu masu na granici sa gojaznošću.

Kod 12 (75%) ispitanika nije postojala proteza tj. snimanje je vršeno u sklopu preoperativne pripreme. Kod 4 (25%) je postojala proteza što znači da je snimanje rađeno u cilju postoperativne evaluacije. Bolest je bila zastupljena na desnoj nozi kod 9 (56,3%), a na levoj kod 7 (43,8%) ispitanika. Srednja vrednost (X) za  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ , DLP i E su značajno niže kod korišćenja optimizovanog protokola (OPT) u poređenju sa standardnim protokolom (STP) ( $p < 0,001$  za sve) (Tabela 3). Postoji statistički značajna razlika efektivne doze zračenja (E) za STP i OPT, gde je srednja vrednost efektivne doze zračenja za standardni protokol (STP) bila  $0,900 \pm 0,034 \text{ mSv}$ , a za optimizovani protokol (OPT) je bila  $0,180 \pm 0,013 \text{ mSv}$  ( $p < 0,001$ ) (Tabela 2.) (Grafikon 1,2,3).

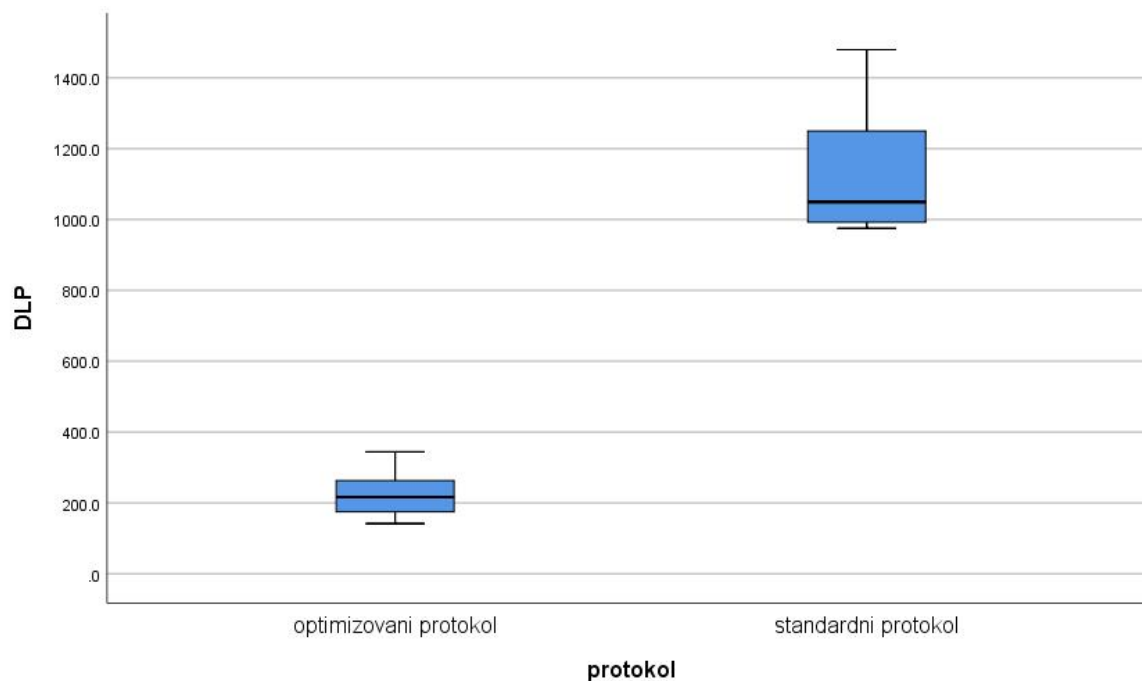
**Tabela 2.** Zračenje prema protokolima

	OPT	STP	X razlika $\pm$ SE	p
	X $\pm$ SE	X $\pm$ SE	95% CI za X razlika	
	95% CI za X	95% CI za X		
$\text{CTDI}_{\text{vol}}$ (mGy)	$2,58 \pm 0,23$	$13,64 \pm 1,13$	$11,06 \pm 1,15$	<0.001
	(2,12-3,04)	(11,33-15,95)	(8,71-13,41)	
DLP (mGy·cm)	$225 \pm 16$	$1123 \pm 42$	$898,59 \pm 45,02$	<0.001
	(193-257)	(1037-1210)	(806,65-990,54)	
E (Sv)	$0,180 \pm 0,013$	$0,900 \pm 0,034$	$0,72 \pm 0,04$	<0.001
	(0,155-0,206)	(0,830-0,969)	(0,65-0,79)	

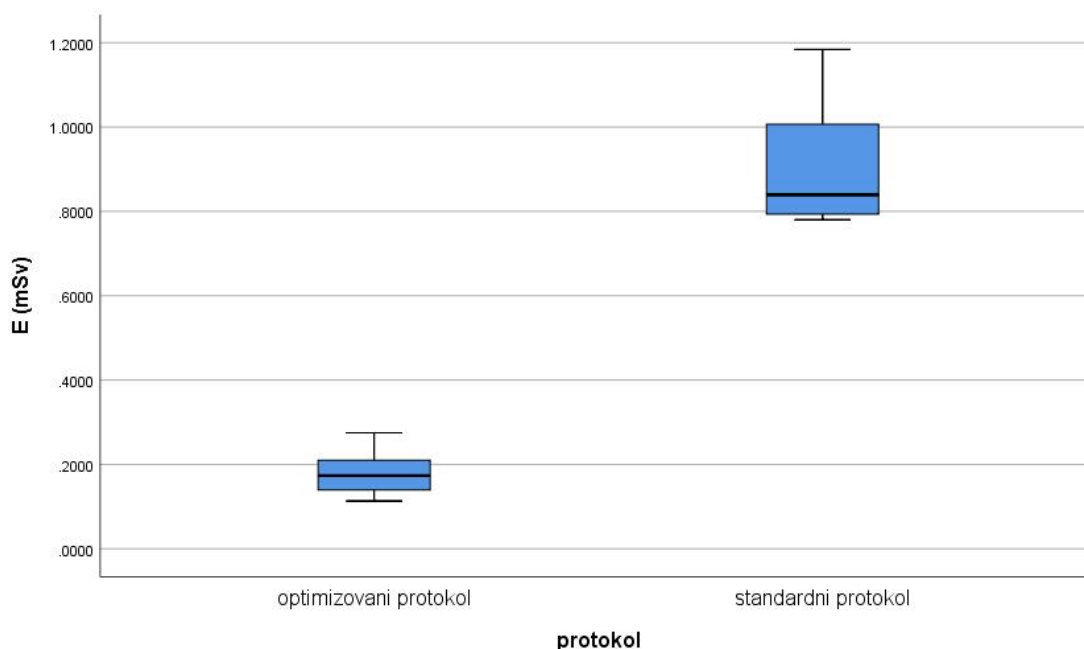
CI - interval povernja;  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  - zapreminski CT dozni index; DLP - proizvod dužine i doze; E - efektivna doza zračenja; SE - standardna greška; X - srednja vrednost; OPT - optimizovani *Perth* CT protokol; STP - standardni *Perth* CT protokol



**Grafikon 1.** Grafički prikaz vrednosti  $CTDI_{vol}$  za optimizovani protokol (OPT) i standardni protokol (STP)



**Grafikon 2.** Grafički prikaz vrednosti DLP za optimizovani protokol (OPT) i standardni protokol (STP)



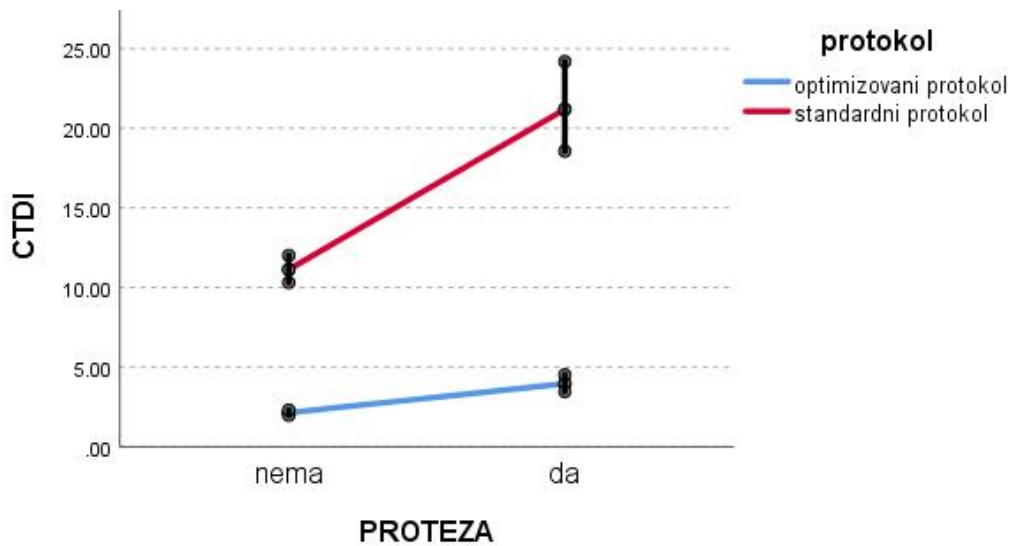
**Grafikon 3.** Grafički prikaz vrednosti efektivne doze zračenja (E) u odnosu na optimizovani protokol (OPT) i standardni protokol (STP)

Srednje vrednosti za  $CTDI_{vol}$ , DLP i E su prikazane na Tabeli 3. i Grafikonima 4, 5 i 6. Ove vrednosti su predstavljene zavise od postojanja proteze i specifična za gore navedena dva protokola. Rezultati potvrđuju da optimizovani protokol vodi ka manjem povećanju doze zračenja kod bolesnika sa protezom u odnosu na standardni protokol ( $p < 0,001$ ).

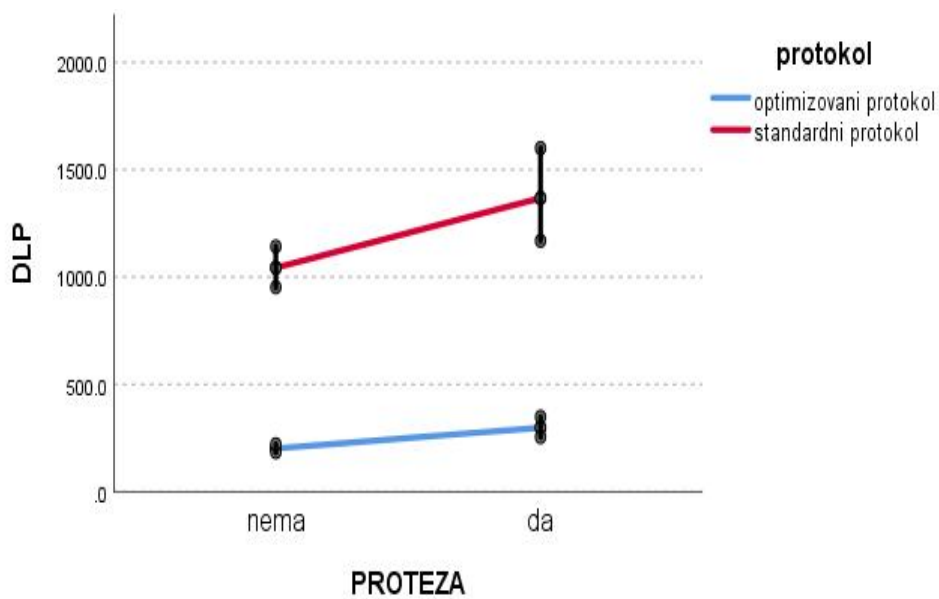
**Tabela 3.** Zračenje prema protokolima sa/bez proteze

		OPT	STP
$CTDI_{vol}$ (mGy)	bez proteze	2.13±0.08 (1.97-2.29)	11.13±0.42 (10.30-12.00)
	sa protezom	3.95±0.26 (3.46-4.50)*	21.19±1.40 (18.57-24.19)
DLP (mGy·cm)	bez proteze	201±9 (1.97-2.29)	1043±46 (952-1042)
	sa protezom	297±22.8 (254-348)*	1367±104 (1168-1600)
E (Sv)	bez proteze	0.161±0.007 (0.147-0.176)	0.834±0.037 (0.761-0.913)
	sa protezom	0.238±0.018 (0.203-0.278)*	1.098±0.084 (0.938-1.284)

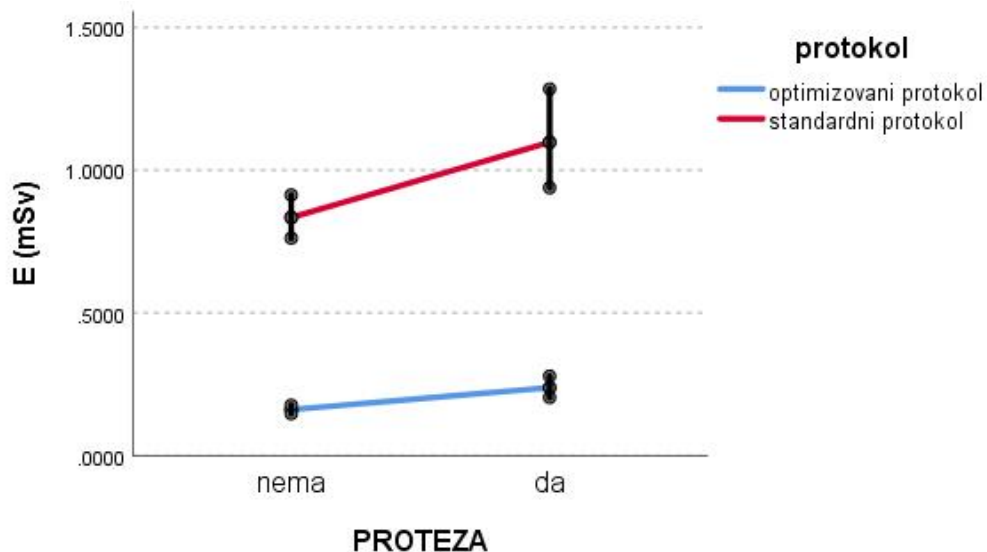
\* $p < 0.001$ ;  $CTDI_{vol}$  - zapreminski CT dozni index; DLP - proizvod dužine i doze; E - efektivna doza zračenja; OPT - optimizovani *Perth* CT protokol; STP - standardni *Perth* CT protokol



**Grafikon 4.** Prikaz CTDI<sub>vol</sub> zračenja u odnosu na prisustvo proteze prema protokolima



**Grafikon 5.** Prikaz DLP zračenja u odnosu na prisustvo proteze prema protokolima



**Grafikon 6.** Prikaz efektivne doze zračenja (E) u odnosu na prisustvo proteze prema protokolima

Analizom objektivnih kriterijuma za kvalitet slike, vrednostima SdNR i FOM, uočeno je da su kod optimizovanog protokola vrednosti SdNR nešto manje, a vrednosti FOM nešto veće (Tabela 4.), što je očekivano obzirom na izračunavanje ovih parametara.

**Tabela 4.** Kvalitet slike SdNR i FOM prema protokolima na svim pacijentima, nezavisno od posmatranog dela ekstremiteta

	OPT	STP	p
SdNR	6.22±0.50 (5.20-7.31)	9.00±0.73 (7.66-10.57)	0.002
FOM	252±36 (181-324)	139±36 (68-210)	0.028

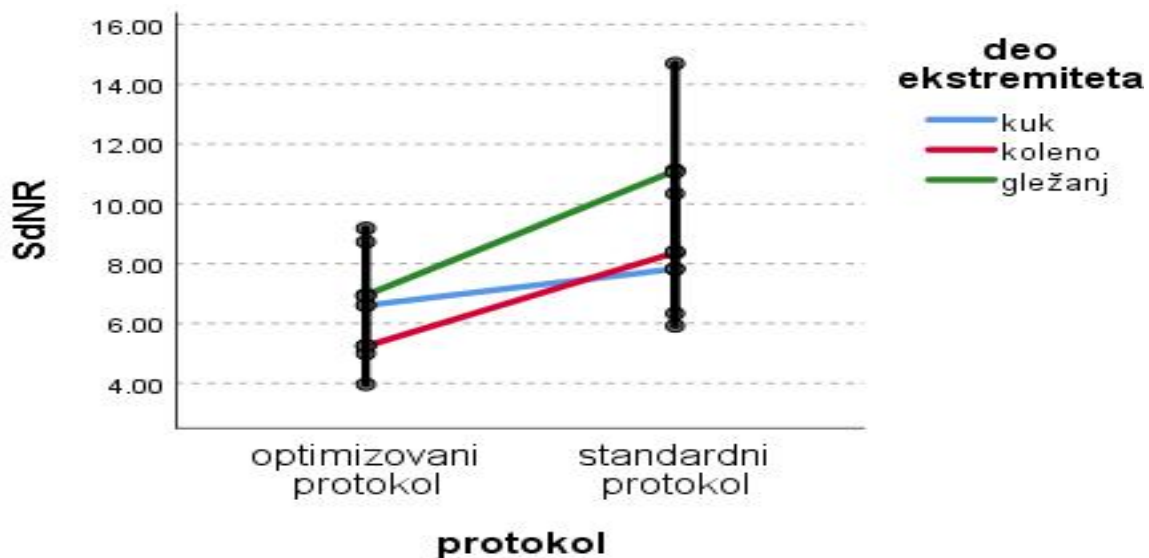
FOM - *figure of merit*; SdNR - odnos signala i šuma; OPT - optimizovani *Perth* CT protokol; STP - standardni *Perth* CT protokol

Procena kvaliteta slike određena korišćenjem vrednosti SdNR i FOM prema navedenim protokolima i delovima ekstremiteta prikazana je u Tabeli 5. i Grafikonima 7 i 8.

**Tabela 5.** Procena kvaliteta slike određena vrednostima SdNR i FOM prema specifičnim protokolima i delovima ekstremiteta

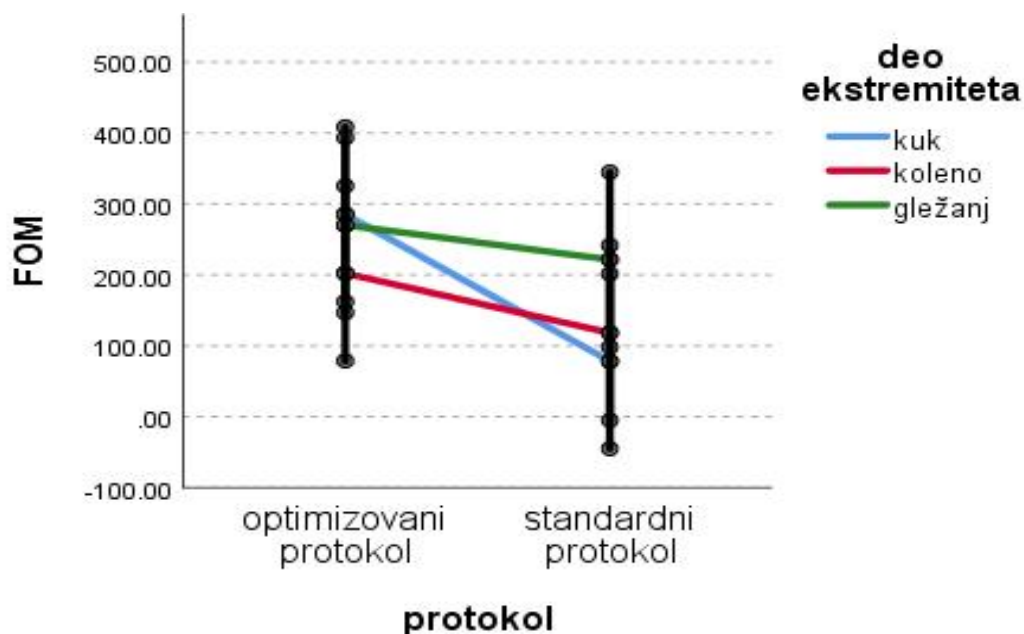
		OPT	STP
SdNR	kuk	6.61±0.93 (5.83-8.73)	7.83±1.10 (7.66-10.57)
	koleno	5.24±0.74 (4.00-6.92)	8.37±1.18 (3.33-11.00)
	gležanj	6.94±0.98 (5.25-9.18)	11.16±1.56 (8.41-14.69)
FOM	kuk	285±62 (162-409)	78±61 (-45-201)
	koleno	202±62 (79-325)	118±62 (-5-242)
	gležanj	270±62 (147-393)	221±62 (98-345)

$p > 0,05$  za sve; FOM - *figure of merit*; SdNR - odnos signala i šuma; OPT - optimizovani *Perth* CT protokol; STP - standardni *Perth* CT protokol



**Grafikon 7.** Kvalitet slike prema protokolima kod SdNR-a i delu ekstremiteta





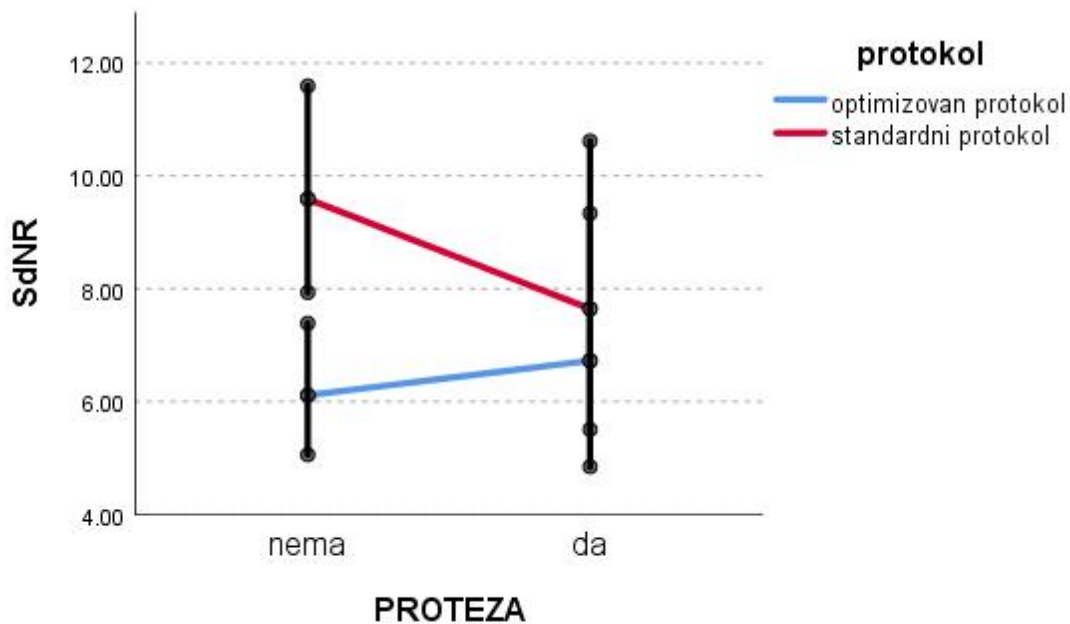
**Grafikon 8.** Kvalitet slika prema protokolima kod FOM-a i delu ekstremiteta

Procena kvaliteta slike korišćenjem SdNR i FOM prema navedenim protokolima i prisustvu proteze prikazana je na Tabeli 6. i Grafikonima 8 i 9.

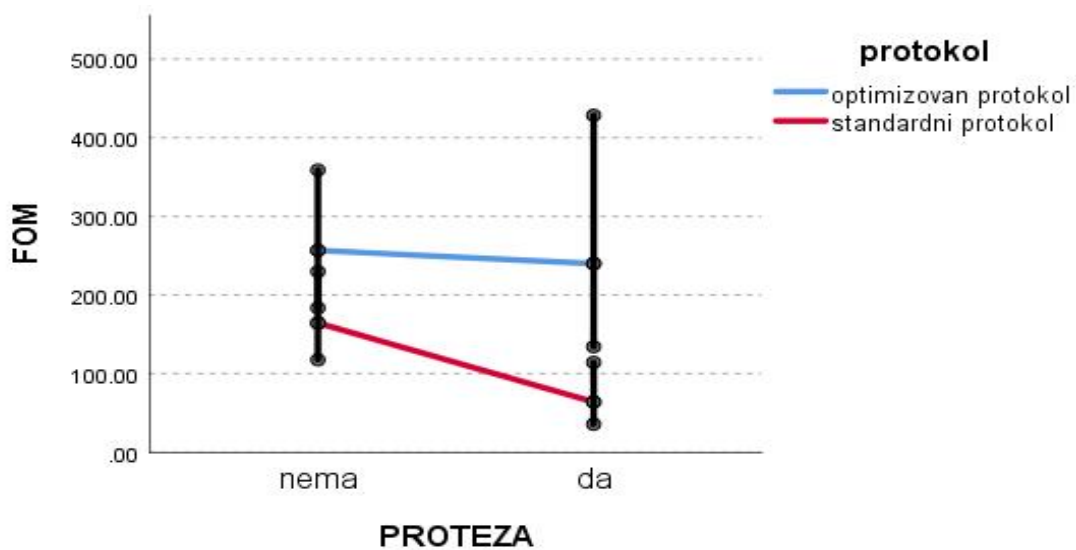
**Table 6.** Kvalitete slike određen SdNR i FOM za specifične protokole i prisustvu proteze

		OPT	STP
SdNR	bez proteze	6.11±0.58 (5.05-7.39)	9.59±0.92 (7.93-11.59)
	sa protezom	6.72±1.11 (4.84-9.37)	7.64±1.26 (5.50-10.62)
FOM	bez proteze	256±43 (184-359)	164±28 (118-230)
	sa protezom	240±70 (134-429)	64±19 (36-114)

$p > 0,05$  za sve; FOM - *figure of merit*; SdNR - odnos signala i šuma; OPT - optimizovani *Perth* CT protokol; STP - standardni *Perth* CT protokol



**Grafikon 9.** Kvalitet slike kod SdNR-a u odnosu na prisustvo proteze prema specifičnim protokolima



**Grafikon 10.** Kvalitet slike kod FOM-a u odnosu na prisustvo proteze prema specifičnim protokolima

Ne postoji statistički značajna razlika u subjektivnoj proceni kvaliteta slike između protokola ( $p > 0,05$ ). Tabela 7. prikazuje subjektivno procenjen vizuelni kvalitet primenom tehnika prilagođenih različitim posmatračima. Postoji umeren do visok stepen saglasnosti

između posmatrača na oba protokola. Za STP protokol: ICC od 0,750 (koleno i gležanj) do 0,932 (koleno) i za OPT protokol: ICC od 0,655 (koleno i gležanj) do 0,933 (koleno).

**Tabela 7.** Subjektivna procena kvaliteta slike prema protokolima i različitim posmatračima

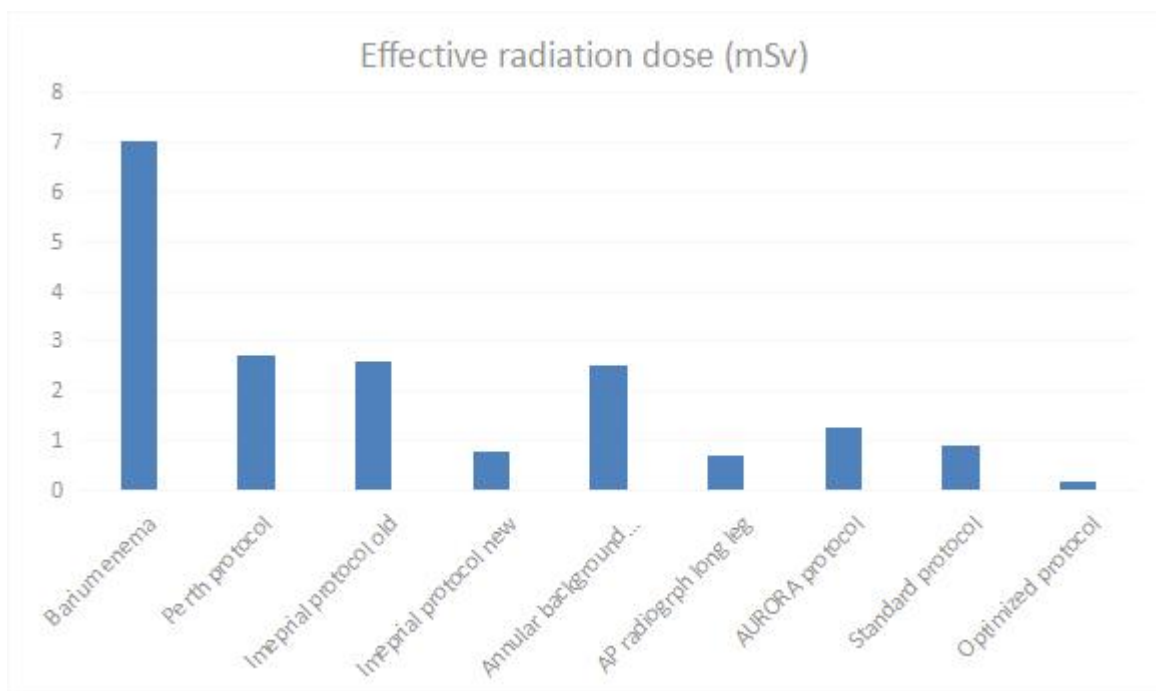
		STP (n)			OPT(n)		
		kuk	koleno	gležanj	kuk	koleno	gležanj
1. Posmatrač	tek vidljivo	0	0	0	0	0	0
	prikazuje se	0	4	0	0	4	0
	jasno vidljivo	16	12	16	16	12	16
2. Posmatrač	tek vidljivo	0	2	0	0	2	0
	prikazuje se	2	4	2	3	4	3
	jasno vidljivo	14	10	14	13	10	13
3. Posmatrač	tek vidljivo	0	1	0	0	1	0
	prikazuje se	2	3	2	2	4	2
	jasno vidljivo	14	12	14	14	11	14

n-broj; OPT - optimizovani *Perth* CT protokol; STP - standardni *Perth* CT protokol

## 5. DISKUSIJA

Ova studija je pokazala da prilikom izvođenja *Perth CT* protokola smanjivanjem kV i mAs kao i promenom kolimacije i povećanjem pič faktora, je moguće smanjiti efektivnu dozu zračenja pet puta, a da kvalitet slike bude zadovoljavajući. Takođe, korišćene su i napredne CT tehnike iterativne rekonstrukcije slike (IR) kod oba protokola kao i automatke kontrole ekspozicije (ACE) kod optimizovanog protokola.

Efektivna doza zračenja kod STD i OPT protokola iz našeg istraživanja su značajno niže u poređenju sa dostupnom literaturom tj. sa AURORA, *Perth* i *Imperijal* protokolom. Efektivna doza zračenja kod standarnog *Perth CT* protokola iz naše studije je niža od *Perth* i AURORA, a neznatno viša od *Imeprial* protokola kao i *long-leg* standardne radiografije, dok je značajno niža sa primenom optimizovanog protokola iz naše studije (Histogram 1.) (36,40).



**Histogram 1.** Poređenje STD i OPT sa AURORA protokolom, barijumskim pregledom creva i drugim relevantnim protokolima za određivanje pozicije proteze kolena. Doza zračenja kod STD i OPT protokola je izračunata iz doznog izveštaja, a doza zračenja AURORA protokola je preuzeta iz: Wakelin EA, Tran L, Twiggs JG, Theodore W, Roe JP, Solomon MI et al. Accurate determination of post-operative 3D component positioning in total knee arthroplasty: the AURORA protocol. *J Orthop Surg Res.* 2018;13(1):275, a doze zračenja za druge preglede su prezute iz: Henckel J, Richards R, Lozhkin K, Harris S, Rodriguez Y, Baena FM, Barrett AR, Cobb JP. Very low-dose computed tomography for planning and outcome measurement in knee replacement: the imperial knee protocol. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88-B:1513–8.

Pomoću AURORA protokola, kretanje pacijenata u CT skeneru može biti otkriveno u bilo kom trenutku dužine kosti. Metod je pokazao odličnu pouzdanost i reproduktivnost uklanjanjem izvora greške koji su obično povezani sa postoperativnom ukupnom analizom artroplastike kolena. AURORA protokol podrazumeva kreiranje postoperativnog 3D modela,

zahteva snimanje obe noge kao i obavezno preoperativno snimanje, dugu postproceduralnu obradu uz konsultaciju inženjera i korišćenje specijalnih softverskih paketa u odnosu na *Perth* CT protokol koji se može primeniti na bilo kom CT skeneru (27).

U ovom istraživanju korišćen je 160 - detektorski CT skener sa mogućnostima brže akvizicije i sitnijih preseka u odnosu na 4, 16 i 64 - slajсни CT skener koji je korišćen u studiji Henkela i saradnika (40). Tehnički parametri pregleda koji direktno utiču na dozu i kvalitet slike su: debljina preseka, interslajj distanca tj. pič faktor, volumen istraživanja i faktori ekspoziciji koji direktno zavise od rendgenske cevi (napon (kV), struja (mA) i vreme ekspozicije (s)), zatim polje snimanja (FOV), titl gentryja, matriks rekonstrukcije, algoritmi rekonstrukcije (filtri, kreneli), širina prozora i nivo prozora (48).

Dva važna parametra akvizicije koji direktno utiču na dozu zračenja pri CT pregledu su napon i struja rendgenske cevi. Povećanje napona eksponencijalno povećava dozu zračenja dok niži napon znači bolji kontrast. Obično se koristi napon od 120 kV i retko se menja. Smanjenje struje rendgenske cevi direktno je proporcionalno smanjenju doze zračenja, ali povećava šum slike što utiče na dijagnostičku tačnost pregleda. Glavni efekat smanjena vremena rotacije je povećanje šuma i redukcija apsorbovane doze zračenja. Pič faktor ima direktn uticaj na dozu zračenja pacijenta tako što se povećanjem pič faktora smanjuje vreme provođenja bilo koje tačke u prostoru u zračnom snopu X zraka (48,51,61).

Broj fotona koji dospevaju do detektora je određen mAs dok je njihova energija određena kV. Smanjenje mAs i kV povećava šum slike ali redukuje dozu za pacijenta. Smanjenje mAs za 50%, povećava šum za 40% i smanjuje kontrastnost, ali redukuje dozu za 50% (62). Šum je, takođe, obrnuto proporcionalan kvadratnom korenu doze i debljine preseka (61,63). Četvorostruko smanjenje doze stvara dvostruko povećanje šuma (64). Kada se povećavaju kV, kinetička energija ubrzanih elektora koji bombarduju anodu se, takođe, povećava što rezultira većim brojem fotona X zračenja koji se stvaraju na rendgenskoj cevi iako stanje cevi ostaje konstantno. Dakle, kad god se povećavaju kV, to bi trebalo da bude kompenzovano smanjenjem struje (65).

U studiji Henkela i saradnika redukcija efektivne doze zračenja je vršena smanjenjem volumena istraživanja tj. oni su radili separatno snimanje noge u regijama koje su bitna za merenje mera poravnjanja (5cm oko nivoa kuka, 20 cm u nivou kolena i 5 cm u nivou gležnja). U njihovom istraživanju kV su bili fiksni, 120, a mAs su se menjali zavisno od regiona (80 u nivou kuka, 100 u nivou kolena i 45 u nivou gležnja). Kolimacija je, takođe, redukovana zavisno od regiona i vrednosti detektora CT skenera i tako se dolazilo do značajnog smanjenja doze zračenja. Takođe, redukcija doze je zabeležena kod 64 - slajsnog u odnosu na 4 i 16 - slajсни CT skener usled kolimacije (40). Isto je urađeno i u našoj studiji. Redukovan je napon i struja, povećan je pič faktor ali je rađeno snimanje cele noge. Separatno snimanje zahteva dodatne softverske alate za rekonstrukciju slike što se ne može primeniti na sve CT aparate.

U studiji Chauhan i saradnika koja je rađena na kadaverima, CT protokol je podrazumevao snimanje noge od gornje margine acetabuluma do talusa sa debljinom preseka 2,5 mm. Vreme skeniranja je bilo 40 s sa prosečnim naponom 140 kV i strujom 85 mAs.

Iskalkulisana doza zračenja za ovu proceduru je iznosila 2,5 mSv sa mogućnosti redukcije na 1 mSv upotrebom olovne zaštite (24).

Huppertz i saradnici poredili su doze zračenja i kvalitet slike između namenski određenih protokola za preoperativno planiranje totalne artroplastike kuka (*total hip arthroplasty*, THA). Oni su poredili tri protokola sa automatskom kontrolom struje cevi i upotrebom 64 - slajsnog i 128 - slajsnog CT skenera bez i sa automatskom preselekcijom napona cevi (od 120 i 100 kV). U grupi bez automatske kontrole napona cevi kV su bili fiksni, 120 kV. Kod svih bolesnika primenjena je automatska kontrola struje rendgenske cevi (66). U našem istraživanju koristili smo AEC samo kod optimizovanog protokola. Napon cevi koji omogućava najnižu izloženost zračenju uz zadržavanje željenog nivoa šuma je biran automatski. Algoritmi iterativne rekonstrukcije slike nisu primenjivani u ovoj studiji, dok su u našoj korišćeni kod svih ispitanika. U njihovoj studiji srednja efektivna doza zračenja je bila 2,8 mSv. Najniža doza zračenja (2,5 mSv) je bila u grupi sa automatskom preselekcijom napona gde je algoritam preselekcije iznosio 100 kV (90,5 % pacijenata) i 120 kV. Najniži nivo šuma je bio u grupi sa najvišom dozom zračenja (3,1 mSv, 128 - slajсни CT sa fiksnim naponom rendgenske cevi). Oni su zaključili da je preoperativni CT pregled karlice za planiranje THA moguće izvesti sa značajno nižom dozom zračenja uz pouzdan kvalitet. Automatska preselekcija napona dodatno smanjuje dozu zračenja za 18,2% (66).

U cilju smanjivanja doze zračenja razvijene su mnoge napredne tehnike kao što je automatska kontrola ekspozicije i iterativna rekonstrukcija slike. CT aparat na kome je urađeno ovo istraživanje ima navedene napredne CT tehnike i značajno snižava efektivnu dozu zračenja u poređenju sa gore navedenim CT protokolima iz literature. Ovo su faktori koji indirektno utiču na dozu zračenja, a direktno na kvalitet slike (46,61,66).

Automatska kontrola ekspozicije je jedan od najvažnijih činilaca koji mogu uticati na dozu zračenja i kvalitet slike kod optimizacije CT pregleda. Ona predstavlja automatsku adaptaciju mA na osnovu korišćenja specifičnosti kvaliteta slike i atenuacije X zraka karakterističnih za skenirani region tela. Većina modernih multidetektorskih CT skenera koristi do tri glavna tipa tehnika prostorne modulacije (x-y aksijalnu/angularnu; z aksijalnu/longitudinalnu; x-y-z/kombinovanu) (52). Različito se naziva zavisno od proizvođača. U Tabeli 8. su prikazani različiti vendori i njihove kombinacije (52).

**Tabela 8.** AEC tehnike koje su trenutno dostupne kod različitih dobavljača

AEC Tehnika	GE Healthcare	Siemens	Philips	Toshiba
x-y osa/angularno	Smart mA	CARE Dose	D-DOM	—
zosa/longitudinalno	Auto mA	ZEC	Z-DOM	SureExposure
x-y-z/kombinovano	Auto mA 3D	CARE Dose 4D	—	SureExposure3D

AEC - Automatska kontrola ekspozicije

Preuzeto iz: Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. J Am Coll Radiol. 2011;8(6):446-9.

Proteklih decenija nekoliko kliničkih studija je pokazalo korist od upotrebe AEC tehnike za redukciju doze kako kod monoslajernih spiralnih CT skenera tako i kod multidetektorskih savremenih CT mašina. U poređenju sa tehnikama gde su vrednosti struje cevi bile fiksne ove tehnike su pokazale smanjenje doza zračenja za većinu pacijenata bez ugrožavanja dijagnostičke prihvatljivosti CT studija i povećanje doze zračenja kod pacijenata sa višom telesnom masom kako bi se održao kvalitet slike na navedenom nivou, što je prikazano na Tabeli 9 (46).

**Tabela 9.** Rezime izveštaja o tehnikama automatske kontrole ekspozicije

Studija	Tehnika	Regija tela	Redukovana doza (%)
Gress et al. (1999)	CARE Dose	Ramena	38
Gress et al. (2001)	CARE Dose	Toraks	21
Gress et al. (2002)	CARE Dose	Vrat	20
		Toraks	23
		Abdomen	23
Tack et al. (2003)	CARE Dose	Toraks	17
		Abdomen	20
Mastora et al.(2004)	CARE Dose	Toraks	35
Karla et al. (2004 a,b,c,d,e)	Auto mA	Abdomen	10-41
Karla et al.(2005a,b)	Auto mA	Toraks	18-26
Karla et al.(2005a,b)	Auto mA	Abdomen (kalkuloza bubrega)	43-66
Mulkens et al. (2005)	CARE Dose 4D	Toraks	20
		Abdomen-karlica	32
		Lumbalna kičma	37
		Cervikalna kičma	68
Namasivayam et al. (2006)	Auto mA	Vrat	36
Rizzo et al. (2006)	CARE Dose 4D	Abdomen	41-43

Preuzeto iz: Tack D, Kalra KM, Gavenosis AP. Radiation Dose from Multidetector CT. Diagnostic Imaging. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012. 268p.

Singh i saradnici su pokazali značajno smanjenje doze upotrebom kombinovanog tipa modulacije AEC tehnike (Auto mA 3D) zasnovane na tesno kontrolisanim minimalnim i maksimalnim vrednostima mA za modulaciju doze. Autori su naglasili potrebu za kliničkom indikacijom i brojem CT pregleda zasnovanih na optimizaciji upotrebom AEC tehnika u cilju smanjenja doze zračenja. Takođe su istakli, iako AEC tehnike prilagođavaju struju cevi veličini

pacijenta neke AEC tehnike zahtevaju dodatno fino podešavanje kod pacijenata sa ekstremnim telesnim masama (51).

Zanimljiva studija Söberga i Gunnarsson je poredila z-osa AEC tehniku kod četiri različita proizvođača i prijavili slične karakteristike AEC između GE i Toshiba CT aparata kao i između Simens i Philips CT skenera. Oni su pokazali značajno smanjenje doze zračenja sa primenom AEC tehnike u rasponu od 35-60% sa povećanjem šuma slike, a sa značajnim smanjenjem struje cevi u regionima kao što su pluća (gde šum nije glavni faktor koji utiče na otkrivanje lezije na bilo koji način) (50).

Gress i saradnici su u njihovoj studiji redukovali dozu zračenja za 39% u regiji kolena sa atenuacijom koja se odnosila na *on-line* modulaciju struje rendgenske cevi (67). U našoj studiji rađena je automatska modulacija (*Sure expose*) kod optimizovanog protokola što je sigurno značajno doprinelo smanjivanju efektivne doze zračenja. Međutim, napon rendgenske cevi tj. vrednost kV, takođe, mogu biti automatski izabrane pre CT skeniranja kada je dostupna funkcija automatskog izbora napona cevi (*Automatic Tube Voltage Selection, ATVS*) (54).

Nakayama i saradnici načinili su CT pregled trbuha kod 40 bolesnika sa vrednostima napona rendgenske cevi od 120 kV, a zatim su u praćenju uradili CT preglede sa naponom od 90 kV. Iako nisu povećali proizvod struja - vreme u rendgenskoj cevi na nižem naponu, ukupni kvalitet slike i postkontrastna opacifikacija trbušnih organa nisu se značajno razlikovali između pregleda obavljenih sa 120 kV i 90 kV ( $p > 0,05$ ). Ono što je bilo različito je doza, sa smanjenjem ponderisanog CTDI od 56,8% na pregledu sa nižim naponom rendgenske cevi (53,68).

Tehnike iterativne rekonstrukcije, kao što samo ime kaže, ponavljaju rekonstrukciju slike nekoliko puta da bi se bolje procenile ove matematičke pretpostavke i generisale slike sa manjim šumom. Različiti proizvođači skenera su koristili različite algoritamske pristupe da bi ponovili različite komponente algoritma za redukciju slike. Međutim, zajednička krajnja tačka svih algoritama iterativne rekonstrukcije je proizvodnja manjeg šuma i veće rezolucije održavanjem ivica i stvaranjem manje arterfakata. Ova sposobnost iterativnih tehnika rekonstrukcije omogućava primenu CT pregleda sa manjom dozom zračenja uz smanjenje parametara akvizicije kao što su struja rendgenske cevi ili čak potencijal rendgenske cevi (57).

Tehnike IR se različito nazivaju, zavisno od proizvođača pa tako razlikujemo: iterativnu rekonstrukciju u prostoru slike (*Iterative Reconstruction in Image Space IRIS*; Siemens), adaptivnu iterativnu redukciju doze (*Adaptive Iterative Dose Reduction AIDR*; Toshiba, Tochigi, Japan), adaptivnu statističku IR (*Adaptive Statistical Iterative Reconstruction ASIR*; GE Healthcare), sinogram - afirmativni IR (*Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction SAFIRE* iterativna rekonstrukcija specifična za Siemens skenere) i iDOSE (Philips) (56,69).

Više studija sa različitim tehnikama iterativne rekonstrukcije na različitim CT aparatima je pokazalo potencijal za smanjenje doze zračenja u poredjenju sa standardnim FBP algoritmom kao i značajno smanjene šuma u pogledu kvaliteta slike (57). Deák i saradnici su izvršili objektivnu i subjektivnu procenu kvaliteta slike CT pregleda trbuha zasnovanom na *model-based* IR (MBIR, GE Healthcare) i prikazali da se upotrebom *model-based iterative reconstruction* (MBIR) algoritma šum smanjuje za 47 % u poređenju sa algoritmom adaptivne statističke



iterativne rekonstrukcije (*adaptive statistical iterative reconstruction*, ASIR) i za 58% u poređenju sa algoritmom neiterativnom projekcijom nazad (*filtered back projection*, FBP) (56).

Optimizovani protokol iz naše studije je pokazao nižu efektivnu dozu zračenja od konvencionalne *long-leg* radiografije. Snimanje cele noge ima svoje prednosti. Abu-Rajab i saradnici su predstavili da je koleno-kuk-gležanj radiografija prikladnija za procenu postoperativnog mehaničkog poravnanja kod totalne artroplastike kolena u odnosu na standardnu, AP radiografiju (37). *Long-leg* radiografija omogućava snimanje sa opterećenjem u stojećem stavu.

CT se pokazao od ekstremne pomoći za evaluaciju bolne TKA, a napredak multidetektorskih skenera se ogleda u poboljšanju kvaliteta slike daljim minimaliziranjem metalnih artefakata. Pregled velikog broja skeniranja bolesnika sa bolnom TKA u poređenju sa radiografijom je pokazao da je ovaj modalitet posebno efikasan za sledeće indikacije: “gubljenje” komponenti, osteolizu, procenu rotacionog poravnanja femoralne komponente u odnosu na transepikondilarnu osu i u detekciji suptilnih ili okultnih periprotetskih fraktura (25,36).

Mathew i saradnici su poredili mehaničko poravnanje *long-leg* radiografije i *Perth* CT protokola pre i nakon TKA. Pokazali su da postoji odlično slaganje rezultata preoperativno i dobro slaganje postoperativno, ali da se zbog drugih informacija koje se dobijaju CT pregledom savetuje da se kod svih bolesnika kod kojih se planira elektivna TKA uradi preoperativno CT snimanje. Efektivna doza zračenja *Perth* CT protokolom u njihovom istraživanju je iznosila 1,43 mSv (38).

U postoperativnoj evaluaciji, proteza kolena stvara artefakte od metala. Uvedene su različite metode za smanjenje metalnih artefakata kao što su: veći pik napona cevi, veće punjenje cevi, MAR algoritmi i dvoenergetske (*dual-energy*) CT tehnike (58,59). Međutim, veći pik napona cevi i punjenje cevi mogu samo u maloj meri da smanje metalne artefakte, a dovode do veće doze zračenja. Zbog toga se CT sa redukcijom metalnih artefakata (*metal artifact reduction*, MAR) i dvoenergetskom tehnikom trenutno koriste za smanjenje metalnih artefakata (70,71).

Gondim Teixeira i saradnici su zaključili da CT slike samo sa IR daju lošiju vizuelizaciju periprotetskih mekih tkiva kod bolesnika sa artroplastikom kuka. Povezivanje IR tehnike sa SEMAR tehnikom dovelo je do značajnog poboljšanja kvaliteta slike čak i kod bolesnika sa bilateralnim protezama (72). Zang i saradnici su pokazali da SEMAR algoritam udružen sa IR može signifikatno smanjiti metalne artefakte i povećati dijagnostičku tačnost protetskih komplikacija i recidiva tumora kod bolesnika sa protezama kolena zbog tumora kolena nego IR samostalno (71).

U našem istraživanju za smanjenje metalnih artefakata od proteze kolena primenjen je algoritam SEMAR plus IR. Kvalitet slike prema subjektivnim i objektivnim kriterijumima je bio zadovoljavajući kod oba protokola i standardnog i optimizovanog kod bolesnika sa protezom kolena. Takođe, nije postojala značajna razlika među ocenjivačima kod subjektivnih kriterijuma za kvalitet slike. Interesantno je da je SdNR kod bolesnika sa protezom kolena kod

optimizovanog protokola bio veći u poređenju sa bolesnicima bez proteze kolena sa istim protokolom što se može objasniti SEMAR tehnikom.

Kidoh i saradnici su u svom istraživanju sa 320-detektorskim CT pregledom pokazali da je SEMAR tehnika bolja strategija za redukciju metalnih artefakata za CT venografiju posle TKA u odnosu na monohromatsko snimanje *dual-energy* CT tehnikom. Srednja vrednost SdNR-a je značajno viša kod pregleda MAR u odnosu na monohromatsku tehniku i vizuelni skor je značajno viši kod MAR slika u odnosu na monohromatske slike. U njihovoj studiji, totalni CTDI za dvoenergetsko skeniranje je bio 27,7 mGy. Usvajanjem algoritma 80 kVp + SEMAR tehnika, doza zračenja se mogla smanjiti za 42% (73).

Barrette i saradnici su u svojoj studiji koja je sprovedena na kadaverima sa 320-detektorskim CT skenerom (Aquilion ONE, Canon Medical Systems, Otawara, Japan) pokazali da je SEMAR tehnika bila efikasnija u redukciji metalnih artefakata u odnosu na DECT tehniku. Doza zračenja kod kadavera sa TKA je bila niža primenom SEMAR tehnike u odnosu na DECT (CTDI<sub>vol</sub> je bio 14,6 prema 15,8 mGy). AEC je primenjena kod svih bolesnika (74).

Reynoso i saradnici su u svojoj studiji koja je sprovedena na 80 bolesnika sa metalnim implantima u različitim regijama tela utvrdili da je monohromatska periprotetička slika od 140 kV sa MARS bolja od samostalne monohromatske slike kada se posmatraju kost, meka tkiva i masno tkivo. Rezultati su pokazali da nivo energije treba prilagoditi svakom tipu tkiva i anatomskoj oblasti u cilju postizanja optimalnog učinka u proceni nivoa atenuacije. Takođe, u ovoj studiji kvalitet slike i interpretabilnost su bili bolji uprkos postojanju sekundarnih artefakata (75).

2015. godine, Bongers i saradnici su u svom istraživanju poredili kombinovani 130 kV DECT sa IMAR-om kod snimanja proteza kuka i zubnih implanata. Kliničari su se složili da je kombinacija IMAR i DECT najviše smanjivala metalne artefakte. IMAR je bio bolji od DECT, a dok su oba bila bolja od *single energy* CT pregleda i kod snimanja proteze kuka i kod snimanja zubnih implanata (76).

Brojne grupe su razvile dorade MAR metode koje su delimično inkorporirane u komercijalne algoritme glavnih vendara uključujući: prilagodljivo mešanje (*adaptive mixing*), modelovanje tkiva (*tissue modeling*), adaptivno filtriranje (*adaptive filtering*) i cepanje iterativne frekvence (*iterative frequency splitting*) (58).

Što se tiče komercijalnih MAR algoritama, većina proizvođača koristi iterativne MAR algoritme: MAR softver Simensa (MAR in Image Space: MARIS and iterative MAR: IMAR) Philipsa (Orthopedic MAR: O-MAR), GE (Smart MAR: MAR ili MARS) i Toshiba (Single-Energy MAR: SEMAR). Svi su zasnovani na slici, na slici sa predhodnom slikom, razdeljivanjem frekvence ili kombinacijom ovih tehnika. Međutim, detaljne informacije o tehničkoj pozadini specifičnog MAR pristupa različitih dobavljača i dalje nisu otkrivene (58).

Najnovije istraživanje Chue i saradnika predstavilo je novi metod procene kvaliteta slike koji omogućava potpunu automatizovanu procenu tri mere kvaliteta slike (nivo šuma, oštrina strukture i promena strukture) na CT pregledima bolesnika. Oni su primenili ovu metodu na

postkontrastnim slikama CT pregleda jetre sa četiri različita CT skenera rekonstruisanih sa filter projekcijom nalaz (*filtered back projection*, FBP), iterativnom rekonstrukcijom (IR) specifičnom za proizvođača i modelom dubokog učenja (*deep learning model*, DLM) specifičnim za dobavljača. DLM je pokazao statistički superiornije performanse u odnosu na IR kod sve tri mere kvaliteta slike. Očekuje se da će ova studija doprineti poboljšanju procesa optimizacije CT protokola tako što će omogućiti visoku propusnost i kvantitativnu procenu kvaliteta slike tokom uvođenja ili prilagođavanja niskodoznih CT protokola u rutinsku praksu (77).

U našem istraživanju nije postojala statistički značajna razlika u vrednostima SdNR i FOM u odnosu na mesto merenja (kuk, koleno, gležanj) što ukazuje da se optimizacija može primeniti na bilo koji deo ekstermiteta.

Moldovan i saradnici su u njihovom istraživanju pokazali da je pandemija COVID-19 virusom ozbiljno uticala na obim broja artroplastika u 120 bolnica u Rumuniji (smanjenje do 55,47% za primarne intervencije i 69,14% za revizije artroplastika kuka i kolena). Oni ukazuju na promenu smernica specifičnih za ortopedsku hirurgiju tokom ovog kritičnog perioda. Predložili su razvoj novih procedura i alternativno kliničko rešenje za moguće buduće epidemije (78). Naša studija može biti jedno od rešenja.

U našem istraživanju koje se odnosilo na bolesnike sa uznapredovalim stadijumima OA kod kojih je bila indikovana TKA, većina ispitanika je bilo starije od 65 godina starosti, ženskog pola (62,5%) i većina je imala prekomernu telesnu masu što odgovara literaturnim podacima.

U studiji koja je pratila epidemiološke i demografske karakteristike bolesnika sa TKA ili revizijom TKA u periodu od 2006-2015. godine, prosečne godine starosti bolesnika za TKA su bile 66,3 godine, a za reviziju 66,5 godina. Gojaznost je bila jedna 3 vodeća komorbiteta pored hipertenzije i šećerne bolesti (79). U sistematskom pregledu McElroy i saradnika pokazano je da je morbidna gojaznost povezana sa većom stopom komplikacija, manjim preživljavanjem implanata i nižim rezultatima postoperativne funkcije koja sugeriše da BMI od 40 bude granična vrednost za perioperativnu optimizaciju (80). Demografsko-epidemiološka studija je pokazala porast broja TKA za 41,8% u periodu između 2006-2014 (79). Predviđa se da će artritis zahvatiti 78,4 miliona ljudi do 2040. sa prevalencom simptomatskog artritisa kolena procenjenom na 44,7% (81,82).

## 6. ZAKLJUČCI

Poštujući ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) principe moguće je optimizovati *Perth* CT protokol. Prvo, promenom osnovnih parametara protokola pregleda (kV, mAs, pič faktor, kolimacija i volumen istraživanja), a zatim i upotrebom naprednih CT tehnika kao što su iterativna rekonstrukcija i automatska kontrola ekspozicije koje indirektno utiču na dozu zračenja, a direktno na kvalitet slike.

Efektivna doza zračenja se može smanjiti pet puta, a da kvalitet slike bude zadovoljavajući. Cilj ove studije je bio da se razume važnost optimizacije CT protokola koja je pokazana kroz navedeno značajno smanjenje efektivna doza zračenja kod optimizovanog protokola. Takođe, je pokazala da je povećanje efektivne doze zračenja kod bolesnika sa protezom kolena kod optimizovanog protokola bilo značajno niže u odnosu na one sa standardnim protokolom. Kvalitet slike prema objektivnim kriterijumima (SdNR) je bio diskretno bolji kod bolesnika sa protezom kolena kod optimizovanog protokola u odnosu na one bez proteze prvenstveno usled primene SEMAR tehnike.

## 7. LITERATURA

1. Katz JN, Arant KR, Loeser RF. Diagnosis and Treatment of Hip and Knee Osteoarthritis: A Review. *JAMA*. 2021;325(6):568-578.
2. Van Manen MD, Nace J, Mont MA. Management of primary knee osteoarthritis and indications for total knee arthroplasty for general practitioners. *J Am Osteopath Assoc*. 2012;112(11):709-15.
3. Swain S, Sarmanova A, Mallen C, Kuo CF, Coupland C, Doherty M, Zhang W. Trends in incidence and prevalence of osteoarthritis in the United Kingdom: findings from the Clinical Practice Research Datalink (CPRD). *Osteoarthritis Cartilage*. 2020;28(6):792-801.
4. Kraus VB, Blanco FJ, Englund M, Karsdal MA, Lohmander LS. Call for standardized definitions of osteoarthritis and risk stratification for clinical trials and clinical use. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015;23(8):1233-41.
5. Dong Y, Yan Y, Zhou J, Zhou Q, Wei H. Evidence on risk factors for knee osteoarthritis in middle-older aged: a systematic review and meta analysis. *J Orthop Surg Res*. 2023;18(1):634.
6. Felson DT, Naimark A, Anderson J, Kazis L, Castelli W, Meenan RF. The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum*. 1987;30(8):914-8.
7. Jordan JM, Helmick CG, Renner JB, Luta G, Dragomir AD, Woodard J, Fang F, Schwartz TA, Abbate LM, Callahan LF, Kalsbeek WD, Hochberg MC. Prevalence of knee symptoms and radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in African Americans and Caucasians: the Johnston County Osteoarthritis Project. *J Rheumatol*. 2007;34(1):172-80.
8. Losina E, Weinstein AM, Reichmann WM, Burbine SA, Solomon DH, Daigle ME, Rome BN, Chen SP, Hunter DJ, Suter LG, Jordan JM, Katz JN. Lifetime risk and age at diagnosis of symptomatic knee osteoarthritis in the US. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2013;65(5):703-11.
9. Arden N, Nevitt MC. Osteoarthritis: epidemiology. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2006;20(1):3-25.
10. Nguyen US, Zhang Y, Zhu Y, Niu J, Zhang B, Felson DT. Increasing prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis: survey and cohort data. *Ann Intern Med*. 2011;155(11):725-32.
11. Sokka T, Kautiainen H, Hannonen P. Stable occurrence of knee and hip total joint replacement in Central Finland between 1986 and 2003: an indication of improved long-term outcomes of rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis*. 2007;66(3):341-4.
12. Brown TD, Johnston RC, Saltzman CL, Marsh JL, Buckwalter JA. Posttraumatic osteoarthritis: a first estimate of incidence, prevalence, and burden of disease. *J Orthop Trauma*. 2006;20(10):739-44.
13. American Academy of Orthopaedic Surgeons Management of Osteoarthritis of the Knee (NonArthroplasty) Evidence-Based Clinical Practice Guideline. <https://www.aaos.org/oak3cpg> Published 08/31/2021.
14. Bannuru RR, Osani MC, Vaysbrot EE, Arden NK, Bennell K, Bierma-Zeinstra SMA, Kraus VB, Lohmander LS, Abbott JH, Bhandari M, Blanco FJ, Espinosa R, Haugen IK, Lin J, Mandl LA, Moilanen E, Nakamura N, Snyder-Mackler L, Trojian T, Underwood M, McAlindon TE. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee, hip, and polyarticular osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2019;27(11):1578-1589.
15. Zhang W, Moskowitz RW, Nuki G, Abramson S, Altman RD, Arden N, Bierma-Zeinstra S, Brandt KD, Croft P, Doherty M, Dougados M, Hochberg M, Hunter DJ, Kwoh K, Lohmander

- LS, Tugwell P. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis Cartilage*. 2008;16(2):137-62.
16. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Treatment of Osteoarthritis of the Knee – 2nd Edition Evidence-Based Clinical Practice Guideline. <https://www.aaos.org/globalassets/quality-and-practiceresources/osteoarthritis-of-the-knee/osteoarthritis-of-the-knee-2nd-edition-clinical-practice-guideline.pdf>. Published May 18, 2013.
17. Giwnewer U, Rubin G, Orbach H, Rozen N. TREATMENT FOR OSTEOARTHRITIS OF THE KNEE. *Harefuah*. 2016 Jul;155(7):403-406. Hebrew.
18. Ackerman IN, Bohensky MA, Zomer E, Tacey M, Gorelik A, Brand CA, de Steiger R. The projected burden of primary total knee and hip replacement for osteoarthritis in Australia to the year 2030. *BMC Musculoskelet Disord*. 2019 ;20(1):90.
19. Ackerman IN, Bohensky MA, de Steiger R, Brand CA, Eskelinen A, Fenstad AM, Furnes O, Garellick G, Graves SE, Haapakoski J, Havelin LI, Mäkelä K, Mehnert F, Pedersen AB, Robertsson O. Substantial rise in the lifetime risk of primary total knee replacement surgery for osteoarthritis from 2003 to 2013: an international, population-level analysis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2017;25(4):455-461.
20. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(4):780-5.
21. Inacio MCS, Paxton EW, Graves SE, Namba RS, Nemes S. Projected increase in total knee arthroplasty in the United States - an alternative projection model. *Osteoarthritis Cartilage*. 2017;25(11):1797-1803.
22. Jennings, M. T., Sousa, P. L., Abdel, M. P. Longevity: Characteristics of a Well-Functioning, Long-Lasting Total Knee Arthroplasty. *Total Knee Arthroplasty*, 2015; 89–100.
23. Fosco M, Ben Ayad R, Fantasia R, Dallari D, Tigani D. Concepts in computer assisted total knee replacement surgery. *Recent Advances in Hip and Knee Arthroplasty - Chapter 27* Edited by Samo K. Fokter, ISBN 978-953-307-841-0, InTech, 2012 under CC BY 3.0 license, [www.intechopen.com](http://www.intechopen.com).
24. Chauhan SK, Clark GW, Lloyd S, Scott RG, Breidahl W, Sikorski JM. Computer-assisted total knee replacement. A controlled cadaver study using a multi-parameter quantitative CT assessment of alignment (the Perth CT Protocol). *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(6):818-23.
25. Math KR, Zaidi SF, Petchprapa C, Harwin SF. Imaging of total knee arthroplasty. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2006;10(1):47-63.
26. Helmut Rasch, Michael T. Hirschmann. SPECT/CT Imaging Knee & Hip Prosthesis. British Institute of Radiology. Slideshows from past events, 2013.
27. Wakelin EA, Tran L, Twiggs JG, Theodore W, Roe JP, Solomon MI et al. Accurate determination of post-operative 3D component positioning in total knee arthroplasty: the AURORA protocol. *J Orthop Surg Res*. 2018;13(1):275.
28. Minoda Y. Alignment techniques in total knee arthroplasty. *Journal of Joint Surgery and Research*. 2023;1(1):108-116.
29. Cherian JJ, Kapadia BH, Banerjee S, Jauregui JJ, Issa K, Mont MA. Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2014;7(2):89-95.
30. Holme TJ, Hirschmann MT, Henckel J. Determination of component orientation and position in patients after a total knee replacement. *The Unhappy Total Knee Replacement: A*

Comprehensive Review and Management Guide, MT, Becker R (eds.), Springer International Publishing, Switzerland, 2015.

31. Silva AN, Tay YWA, Si Heng ST, Foo SSL, Pang HN, Keng Jin DT et al. CT-based TruMatch® Personal Solutions for knee replacement Surgery ... Does it really match? J Orthop. 2019;19:17-20.
32. Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ. Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. A randomised, prospective trial. J Bone Joint Surg Br. 2004;86(3):372-7.
33. Hannan R, Free M, Arora V, Harle R, Harvie P. Accuracy of computer navigation in total knee arthroplasty: A prospective computed tomography-based study. Med Eng Phys. 2020;79:52-59.
34. Williams D, Metcalfe A, Madete J, Whatling G, Kempshall P, Forster M et al. The relationship between alignment, function and loading in total knee replacement: In-vivo analysis of a unique patient population. J Biomech. 2020;112:110-42.
35. Jones LC, Wood JA, MacDessi SJ. Interobserver Agreement of Post-operative Perth Computed Tomography Protocol Data in Total Knee Arthroplasty. Cureus. 2023;15(1):343-49.
36. Expert Panel on Musculoskeletal Imaging; Hochman MG, Melenevsky YV, Metter DF, Roberts CC, Bencardino JT, Cassidy RC et al. ACR Appropriateness Criteria® Imaging After Total Knee Arthroplasty. J Am Coll Radiol. 2017;14(11S):421-448.
37. Abu-Rajab RB, Deakin AH, Kandasami M, McGlynn J, Picard F, Kinninmonth AW. Hip-Knee-Ankle Radiographs Are More Appropriate for Assessment of Post-Operative Mechanical Alignment of Total Knee Arthroplasties than Standard AP Knee Radiographs. J Arthroplasty. 2015;30(4):695-700.
38. Mathew C, Emma J, Christopher W. Long Leg Radiographs vs CT Perth protocol: Mechanical alignment analysis. 2022- 4(4) OAJBS.ID.000474.
39. De Valk EJ, Noorduyn JC, Mutsaerts EL. How to assess femoral and tibial component rotation after total knee arthroplasty with computed tomography: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2016;24(11):3517-3528.
40. Henckel J, Richards R, Lozhkin K, Harris S, Rodriguez Y, Baena FM, Barrett AR, Cobb JP. Very low-dose computed tomography for planning and outcome measurement in knee replacement: the imperial knee protocol. J Bone Joint Surg Br. 2006;88-B:1513-8.
41. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. 2020/21 report to the General Assembly, Appendix B: Levels and trends of exposure in diagnostic radiology. New York, NY: United Nations, 2022.
42. Bouzegzi K, Frahi-Amroun A. The System of Radiation Protection Quantities User for Occupational Exposures to External Sources: Short History and critical Review. Radiat Prot Dosimetry. 2022;198(19):1500-1508.
43. International Commission on Radiation Units and Measurements. History. [www.ircu.org](http://www.ircu.org)
44. Connor N. What is Deterministic and Stochastic Effect-Definition. 2019. [www.radiation-dosimetry.org](http://www.radiation-dosimetry.org)
45. Dietze G, Eckerman K, Menzel H, Stather J, Streffer Ch. BASIS FOR DOSIMETRIC QUANTITIES USED IN RADIOLOGICAL PROTECTION. Committee 2. ICRP, april, 2005.
46. Tack D, Kalra KM, Gavenosis AP. Radiation Dose from Multidetector CT. Diagnostic Imaging. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012.

47. Vano E, Frija G, Loose R, Paulo G, Efstathopoulos E, Granata C, Andersson J. European Society of Radiology (ESR). Dosimetric quantities and effective dose in medical imaging: a summary for medical doctors. *Insights Imaging*, 2021;12(1):99.
48. European guidelines on quality criteria for computer tomography, EUR 16262.
49. Tack D, Gevenois PA et al, *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography*, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, Printed in Germany 2007, 275 p.
50. Söderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography--an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol.* 2010 ;51(6):625-34.
51. Singh S, Kalra MK, Moore MA, Shailam R, Liu B, Toth TL, Grant E, Westra SJ. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocols adapted to patient size, clinical indication, and number of prior studies. *Radiology.* 2009;252(1):200-8.
52. Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. *J Am Coll Radiol.* 2011;8(6):446-9.
53. McCollough CH. Automatic exposure control in CT: are we done yet? *Radiology.* 2005;237(3):755-6.
54. Tsalafoutas IA, AlKhazzam S, AlNaemi H, Kharita MH. Evaluation of automatic tube current modulation of CT scanners using a dedicated and the CTDI dosimetry phantoms. *J Appl Clin Med Phys.* 2022;23(7):e13620.
55. Stiller W. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview. *Eur J Radiol.* 2018 Dec;109:147-154.
56. Deák Z, Grimm JM, Treitl M, Geyer LL, Linsenmaier U, Körner M, Reiser MF, Wirth S. Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: an experimental clinical study. *Radiology.* 2013;266(1):197-206.
57. Padole A, Ali Khawaja RD, Kalra MK, Singh S. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. *AJR Am J Roentgenol.* 2015;204(4): W384-92.
58. Wellenberg RHH, Hakvoort ET, Slump CH, Boomsma MF, Maas M, Streekstra GJ. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging. *Eur J Radiol.* 2018; 107:60-69.
59. Katsura M, Sato J, Akahane M, Kunimatsu A, Abe O. Current and Novel Techniques for Metal Artifact Reduction at CT: Practical Guide for Radiologists. *Radiographics.* 2018;38(2):450-461.
60. Zarb F, Rainford L, McEntee FM. Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography* 2010 16,147-153.
61. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics.* 2002;22(6):1541-53.
62. McNitt-Gray MF. Tradeoffs in CT image quality and dose. *Med Phys* 2006;33(6):2154-62.
63. Primak A, McCollough C, Bruesewitz M, Zhang J, Fletcher J. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multidetector row CT. *RadioGraphics* 2006;26:1785-94.
64. Crawley M, Booth A, Wainwright A. A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT: estimates of the collective dose savings achieved. *BJR* 2001; 74:607-14.
65. Hamberg L, Rhea J, Hunter G, Thraall J. Multi-detector row CT: radiation dose characteristics. *Radiology* 2003; 226:762-72.



66. Huppertz A, Lembcke A, Sariali el-H, Durmus T, Schwenke C, Hamm B, Sparmann M, Baur AD. Low Dose Computed Tomography for 3D Planning of Total Hip Arthroplasty: Evaluation of Radiation Exposure and Image Quality. *J Comput Assist Tomogr.* 2015;39(5):649-56.
67. Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkl M, Kalender W, Bautz WA. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol.* 2000;10(2):391-4.
68. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, Ryu D, Morishita S, Sultana S, Sato N, Yamashita Y. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology.* 2005;237(3):945-51.
69. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. Quality initiatives: CT radiation dose reduction: how to implement change without sacrificing diagnostic quality. *Radiographics.* 2011;31(7):1823-32.
70. Gsling O, Loader R, Venables P, Roobottom C, Rowles N, Bellenger N, Morgan-Hughes G. A comparison of radiation doses between state-of-the-art multislice CT coronary angiography with iterative reconstruction, multislice CT coronary angiography with standard filtered back-projection and invasive diagnostic coronary angiography. *Heart.* 2010;96(12):922-6.
71. Zhang FL, Li RC, Zhang XL, Zhang ZH, Ma L, Ding L. Reduction of metal artifacts from knee tumor prostheses on CT images: value of the single energy metal artifact reduction (SEMAR) algorithm. *BMC Cancer.* 2021;21(1):1288.
72. Gondim Teixeira PA, Meyer JB, Baumann C, Raymond A, Sirveaux F, Coudane H, Blum A. Total hip prosthesis CT with single-energy projection-based metallic artifact reduction: impact on the visualization of specific periprosthetic soft tissue structures. *Skeletal Radiol.* 2014;43(9):1237-46.
73. Kidoh M, Utsunomiya D, Oda S, Nakaura T, Funama Y, Yuki H, Hirata K, Hatemura M, Namimoto T, Yamashita Y. CT venography after knee replacement surgery: comparison of dual-energy CT-based monochromatic imaging and single-energy metal artifact reduction techniques on a 320-row CT scanner. *Acta Radiol Open.* 2017;6(2):2058460117693463.
74. Barreto I, Pepin E, Davis I, Dean C, Massini T, Rees J, Olguin C, Quails N, Correa N, Rill L, Arreola M. Comparison of metal artifact reduction using single-energy CT and dual-energy CT with various metallic implants in cadavers. *Eur J Radiol.* 2020;133:109357.
75. Reynoso E, Capunay C, Rasumoff A, Vallejos J, Carpio J, Lago K, Carrascosa P. Periprosthetic Artifact Reduction Using Virtual Monochromatic Imaging Derived From Gemstone Dual-Energy Computed Tomography and Dedicated Software. *J Comput Assist Tomogr.* 2016;40(4):649-57.
76. Bongers MN, Schabel C, Thomas C, Raupach R, Notohamiprodjo M, Nikolaou K, Bamberg F. Comparison and Combination of Dual-Energy- and Iterative-Based Metal Artefact Reduction on Hip Prosthesis and Dental Implants. *PLoS One.* 2015;10(11):e0143584
77. Chun M, Choi JH, Kim S, Ahn C, Kim JH. Fully automated image quality evaluation on patient CT: Multi-vendor and multi-reconstruction study. *PLoS One.* 2022;17(7):e0271724.
78. Moldovan F, Gligor A, Moldovan L, Bataga T. An Investigation for Future Practice of Elective Hip and Knee Arthroplasties during COVID-19 in Romania. *Medicina (Kaunas).* 2023;59(2):314.
79. Nham FH, Patel I, Zalikha AK, El-Othmani MM. Epidemiology of primary and revision total knee arthroplasty: analysis of demographics, comorbidities and outcomes from the national inpatient sample. *Arthroplasty.* 2023;5(1):18.

80. McElroy MJ, Pivec R, Issa K, Harwin SF, Mont MA. The effects of obesity and morbid obesity on outcomes in TKA. *J Knee Surg.* 2013;26(2):83-8.
81. Hootman JM, Helmick CG, Barbour KE, Theis KA, Boring MA. Updated Projected Prevalence of Self-Reported Doctor-Diagnosed Arthritis and Arthritis-Attributable Activity Limitation Among US Adults, 2015-2040. *Arthritis Rheumatol.* 2016;68(7):1582-7.
82. Murphy L, Schwartz TA, Helmick CG, Renner JB, Tudor G, Koch G, Dragomir A, Kalsbeek WD, Luta G, Jordan JM. Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2008;59(9):1207-13.

## SKRAĆENICE

OA - Osteoarthritis

OARSI - Osteoarthritis Research Society International, Međunarodno Udruženje Istraživača Osteoartritisa

U. S. - United states, Sjedinjene Države

US - ultrasound, US

TKA- Total Knee Arthroplasty, Totalna artoplastika kolena

AAOS - American Academy of Orthopaedic Surgeons, Američka Akademija Ortopedskih Hirurga

PMMA - polimetilmetakrilat

M - musculus, mišić

UNCASER - United Nations Scientific Committee for Effect of Atomic Radiation, Naučni Komitet Ujedinjenih Nacija za Efekte Atomskih Zračenja

ICR - International Congress of Radiology, Internacionalni Radiološki Kongres

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements, Međunarodna komisija za radijacone jedinice i mere

ICRP - International Commission on Radiological Protection, Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja

NCRP - National Council on Radiation and Measuremen, Nacionalni savet za zračenje, zaštitu i merenja

D - Srednja apsorbovana doza zračenja

Gy - Grej

LET - linearni transfer energije

H - ekvivalentna doza

$W_R$  - radijacioni težinski faktor

Sv - sivert

D - efektivna doza zračenja

CTDI - Computer Tomography Dose Index, CTDI

DLP - Dose Length Product, DLP

CTDI<sub>air</sub> - vazdušni CTDI

CTDI<sub>vol</sub> - zapreminski CTDI

CTDI<sub>w</sub> - ponderisani CTDI

MSAD - multiple scanned average dose, višestruko skenirana prosečna doza

nCTDI - normirani CTDI

NRPB - National Radiological Protection Board, Nacionalni Bord za Radiološku Zaštitu

SDCT - Singldetector Computed Tomography, Singldetektorska kompjuterizovana tomografija

MDCT - Multidetector Computed Tomography, Multidetektorska kompjuterizovana tomografija

IEC - International Electrotechnical Commission, Međunarodna elektrotehnička komisija

ACR - American College of Radiology, Američki koledž radiologije

RSNA - Radiological Society of North America, Radiološko društvo Severne Amerike

ALARA - As Low As Reasonably Achievable, Onoliko nisko koliko je razumno dostižno

HU - Hounsfield unit, Haunsfildove jedinice

CT raw data - skup osnovnih CT podataka

FOV - field of view, polje rekonstrukcije

AEC - Automatic Exposure Control, Automatska ekspozicija kontrole

IR - Iterative Reconstruction, Iterativna rekonstrukcija

MR - Magnetna rezonanca

ATVS - Automatic Tube Voltage Selection, Automotska kontrola napona cevi

FBP - Filtered Back Projection, filtrirana projekcija unazad

UKCS - Univerziteti Klinički Centar Srbije

ACR - American College of Radiology, Američki koledž radiologa

QC test - specific quality control test, specifičan test kontrole kvaliteta

DQE - Detective quantum efficiency, detektivska kvantna efikasnost

SdNR - signal to noise ratios, signal-šum odnos

SR - spatial resolution, prostorna rezolucija

MTF - modulation transfer function, funkcija modulacije transfera

CR - contrast resolution, kontrastna rezolucija

QA - quality control, kontrola kvaliteta

VGA - visual grading analysis, analiza vizuelnog ocenjivanja

ROC - receiver operator characteristic analysis, analiza karakteristika izraživača

FPR - false positive rate, lažno pozitivne stope

THA - total hip arthroplasty, totalna artroplastika kuka

DLM - deep learning model, model dubokog učenja

**Publikovani radovi iz teze:**

1. Stojadinović M, Mašulović D, Kadija M, Milovanović D, Milić N, Marković K, Ciraj-Bjelac O. Optimization of the "Perth CT" Protocol for Preoperative Planning and Postoperative Evaluation in Total Knee Arthroplasty. *Medicina (Kaunas)*. 2024;60(1):98. doi: 10.3390/medicina60010098.

2. Stojadinović M, Mašulović D, Kadija M. MDCT dijagnostika kod totalne artroplastike kolena - poređenje različitih MDCT protokola. *Medicinski podmladak*. 2025;76(1). doi: 10.5937/mp76-44937.

## **Biografija autora**

Dr Milica Stojadinović je rođena 29.09.1980. godine u Beogradu.

Medicinski fakultet Univerziteta u Beogradu je upisala školske 1999/2000. godine, a završila 29.09.2005. godine sa prosečnom ocenom 9.09. Od strane Zadužbine Nikole Spasića proglašena za najboljeg diplomiranog studenta Medicinskog fakulteta u školskoj 2004/05. godini.

Akadske-specijalističke studije iz oblasti endokrinologije je upisala školske 2006/07. godine, a završila 2.07.2010. godine, odbranivši završni rad pod nazivom: Glikoregulacija, lipidni status i inflamatorni markeri u odnosu na stepen dijastolne disfunkcije kod starijih osoba sa srčanom insuficijencijom. Mentor rada je bila Doc dr Svetlana Jelić.

Od 10.09.2008. radi u Centru za radiologiju Univerzitetskog kliničkog centra Srbije, najpre kao klinički lekar, da bi specijalizaciju iz radiologije upisala u oktobru, 2010. godine, a završila 25.04.2014. sa odličnom ocenom. Od tog perioda je radila na Odeljenju urgentne radiologije na Urgentnom centru, a u periodu od marta, 2016. do novembra, 2019. godine je obavljala funkciju načelnika Odeljenja urgentne radiologije. Od novembra, 2019. godine radi na Odeljenju magnetne rezonance.

Školske 2017/2018. godine upisala je užu specijalizaciju iz oblasti digestivne radiologije, a završila 27.12.2019. odbranivši završni rad pod nazivom: Mezenterijalni panikulitis: CT prezentacija, etiologija i diferencijalna dijagnoza čime je dobila zvanje specijaliste digestivne radiologija. Mentor rada je bio Prof. Dr Dragan Mašulović.

Školske 2013/14.godine je upisala doktorske studije iz radiologije i nuklerane medicine, položila sve predviđene ispite, a odlukom Veća naučnih oblasti medicinskih nauka Univerziteta u Beogradu, dana 28.12.2021. odobrena je tema doktorske disertacije pod nazivom: "Optimizacija protokola kompjuterizovane tomografije za preoperativno planiranje i postoperativnu evaluaciju totalne artroplastike kolena", za mentora je imenovan Prof. Dr Dragan Mašulović, a za komentora Prof. Dr Marko Kadija. Objavom gore navedenih radova stekla je uslov za odbranu doktorske disertacije.

Autor je i koautor više publikacije koje su objavljene ili prezentovane na stručnim sastancima u Srbiji i inostranstvu.

Član je Evropskog udruženja radiologa i Srpskog lekarskog društva.

Govori engleski jezik.

## Изјава о ауторству

Име и презиме аутора Милица Стојадиновић

Број индекса РН02/13

### Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Оптимизација протокола компјутеризоване томографије за преоперативно планирање и постоперативну евалауацију тоталне артропластике колена

---

---

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

У Београду, 16.04.2024.

**Потпис аутора**  
Милица Стојадиновић

---



*образац изјаве о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада*

**Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада**

Име и презиме аутора	<b>Милица Стојадиновић</b>
Број индекса	<b>РН 02/13</b>
Студијски програм	<b>Радиологија и нуклеарна медицина</b>
Наслов рада	<b>Оптимизација протокола компјутеризоване томографије за преоперативно планирање и постоперативну евалуацију тоталне артропластике колена</b>
Ментор	<b>Проф. др Драган Машуловић</b>

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

У Београду, 16.04.2024.

**Потпис аутора**  
Милица Стојадиновић

---

образац изјаве о коришћењу

### Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Оптимизација протокола компјутеризоване томографије за преоперативно планирање и постоперативну евалуацију тоталне артропластике колена

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци. Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

У Београду, 16.04.2024.

**Потпис аутора**

Милица Стојадиновић