

# Čimbenici koji utječu na dozu zračenja kod koronarografije kompjutoriziranom tomografijom

---

Huljev, Vitomir

Master's thesis / Diplomski rad

2018

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:105:713508>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-10-09**



Repository / Repozitorij:

[Dr Med - University of Zagreb School of Medicine Digital Repository](#)



**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU**

**MEDICINSKI FAKULTET**

**Vitomir Huljev**

**Čimbenici koji utječu na dozu zračenja kod  
koronarografije kompjutoriziranom tomografijom**

**DIPLOMSKI RAD**



**Zagreb, 2018.**

Ovaj diplomski rad izrađen je u Kliničkom bolničkom centru Zagreb, u Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju, pod vodstvom doc. dr. sc. Maje Hrabak Paar, dr. med. i predan je na ocjenu u akademskoj godini 2017./2018.

## POPIS KRATICA:

AAPM Report No.204 – Izvještaj radne skupine 204, Američkog udruženja fizičara u medicini

AP – antero-posteriorni promjer prsnog koša

BEIR VII – Biological Effects of Ionizing Radiation 7th Report

BMI – indeks tjelesne težine (eng. *body mass index*)

CAC – Koronarni arterijski kalcij (eng. *coronary artery calcium*)

CT – kompjutorizirana tomografija (eng. *computed tomography*)

CTDI – CT dozni indeks (eng. *CT dose index*)

DLP – produkt duljine doze (eng. *dose-length product*)

EKG – elektrokardiogram

$f_{\text{size}}$  – faktor konverzije

KBC Zagreb – Klinički bolnički centar Zagreb

LAT – lateralni promjer prsnog koša

MDCT – multidetektorski CT (eng. *multidetector CT*)

mGy – miliGray

mSv – milisievert

o/min – broj otkucaja u minuti

PACS – eng. *picture archiving and communication system*

$r_s$  – Spearmanov koeficijent korelacije rangova

SSDE – pokazatelj specifičan za veličinu tijela (eng. *size-specific dose estimate*)

# SADRŽAJ

SAŽETAK

SUMMARY

UVOD .....	1
KORONAROGRAFIJA KOMPJUTORIZIRANOM TOMOGRAFIJOM (CT koronarografija) .....	1
CT KALCIJSKI <i>SCORE</i> .....	2
STANDARDNA SPIRALNA CT KORONAROGRAFIJA .....	3
METODE SMANJENJA DOZE ZRAČENJA .....	3
MODULACIJA JAKOSTI STRUJE USKLAĐENA S EKG-OM .....	3
SNIMANJA NISKIM NAPONOM .....	6
ITERATIVNA REKONTRUKCIJA .....	6
POKAZATELJI DOZE OZRAČIVANJA PRI CT PREGLEDU .....	7
CT DOZNI INDEKS (CTDI) .....	7
PRODUKT DULJINE DOZE (eng. <i>dose-length product</i> , DLP) .....	8
EFEKTIVNA DOZA .....	8
PROCJENA DOZE SPECIFIČNA ZA VELIČINU TIJELA (eng. <i>size-specific dose estimate</i> , SSDE) .....	9
UČINCI IONIZIRAJUĆEG ZRAČENJA NA ČOVJEKA .....	9
CT KORONAROGRAFIJA I KARCINOGENOST .....	10
HIPOTEZA .....	11
CILJEVI RADA .....	11
METODE I MATERIJALI .....	12
REZULTATI .....	15
RASPRAVA .....	19
ZAKLJUČAK .....	23
ZAHVALE .....	24
LITERATURA .....	25
ŽIVOTOPIS .....	29

## SAŽETAK

### Čimbenici koji utječu na dozu zračenja kod koronarografije kompjutoriziranom tomografijom

Vitomir Huljev

Doza zračenja u CT koronarografiji najčešće se izražava kao CT dozni indeks ( $CTDI_{vol}$ ) i produkt duljine doze (DLP). Nedostatci ovih pokazatelja su što oni predstavljaju proizvedeno zračenje CT uređaja i neovisni su o pacijentovoj konstituciji. U ovom radu htjeli smo evaluirati procjenu doze specifičnu za veličinu tijela (SSDE) te otkriti čimbenike povezane s povećanom dozom za pacijenta. Retrospektivno smo analizirali nalaze CT koronarografije 53 pacijenta snimljene na 128-slojnom CT uređaju koji koristi automatsku kontrolu jakosti struje i napona cijevi temeljem konstitucije bolesnika, te prospektivni ili retrospektivni *EKG-gating* uz modulaciju jakosti struje, ovisno o srčanoj frekvenciji i varijabilnosti srčane frekvencije. SSDE je izračunat iz  $CTDI_{vol}$ , izraženog za 32-centimetarski fantom, množenjem s faktorom konverzije ovisnim o dimenzijama prsnoga koša. Testirane su korelacije pokazatelja doze zračenja ( $CTDI_{vol}$ , DLP i SSDE) s varijablama koje opisuju pacijentovu konstituciju, srčanu frekvenciju i tehniku snimanja.  $CTDI_{vol}$  je imao raspon 3,3 – 59,3 mGy (medijan 13,1 mGy), DLP 45,5 – 1310,4 mGycm (medijan 191,9 mGycm), faktor konverzije 0,85 – 1,43 (medijan 1,1), a SSDE 4,1 – 56,6 mGy (medijan 15,2 mGy). SSDE je bio veći u pacijenata s većim prosječnim srčanim frekvencijama ( $r_s = 0,273$ ,  $p = 0,048$ ) i većom varijabilnosti srčane frekvencije ( $r_s = 0,299$ ,  $p = 0,03$ ). U muških pacijenata SSDE je bio veći u pacijenata s većim promjerima prsnoga koša ( $r_s = 0,406$ ,  $p = 0,003$ ), dok u žena nije pronađena takva korelacija. SSDE je bio manji ako je izveden prospektivni *EKG-gating* (7,6 mGy naspram 16,1 mGy kod retrospektivnog *EKG-gatinga*,  $p = 0,001$ ) te kod snimanja uz primjenu napona cijevi manjih od 120 kV.

**Gljučne riječi:** CT koronarografija, doza zračenja, CTDI, SSDE

## SUMMARY

### **Factors associated with radiation dose at coronary computed tomography angiography** **Vitomir Huljev**

The radiation dose at coronary CT angiography (CCTA) is usually expressed as volume CT dose index ( $CTDI_{vol}$ ) and dose length product (DLP). However, these indices represent scanner output and are independent of the patient size. In this study we wanted to evaluate the size-specific dose estimate (SSDE) for CCTA and to identify factors associated with increased patient dose. We retrospectively evaluated the CCTA of 53 patients (25 males, age range 27-80 years) performed on a 128-slice CT scanner using automatic exposure and tube voltage control with prospective/retrospective EKG-gating, depending on the heart rate (HR) and HR variability. SSDE was calculated from  $CTDI_{vol}$  expressed for the 32cm reference phantom, multiplied by conversion factor based on dimensions of the thorax. Correlation of radiation dose estimates ( $CTDI_{vol}$ , DLP, and SSDE) with variables describing patient habitus, HR, and scanning technique was tested.  $CTDI_{vol}$  ranged 3.3 – 59.3 mGy (median 13.1 mGy), DLP 45,5 – 1310,4 mGycm (median 191,9 mGycm), conversion factor 0.85 – 1.43 (median 1.1), and SSDE 4.1 – 56.6 mGy (median 15.2 mGy). SSDE was higher in patients with a higher average HR ( $r_s = 0.273$ ,  $p = 0.048$ ), and higher HR variation ( $r_s = 0.299$ ,  $p = 0.03$ ). SSDE was higher in male patients with a larger thorax diameter ( $r_s = 0.406$ ,  $p = 0.003$ ), while in females correlation wasn't found. SSDE was lower if prospective EKG-gating was performed (7.6 mGy vs. 16.1 mGy for retrospective EKG-gating,  $p = 0.001$ ), and if lower than 120 kV tube voltage was used for scan.

**Key words:** coronary CT angiography, radiation dose, CTDI, SSDE

## UVOD

### KORONAROGRAFIJA KOMPJUTORIZIRANOM TOMOGRAFIJOM (CT koronarografija)

CT koronarografija je neinvazivna slikovna pretraga koja koristi angiografiju kompjutoriziranom tomografijom za dobivanje visokorezolucijskih, tankoslojnih (submilimetarskih), trodimenzionalnih slika srca, koronarnih arterija i velikih krvnih žila. Suvremeni uređaji imaju višestruke redove detektora, što se naziva multidetektorski CT (MDCT, eng. *multidetector CT*), a snimanje je usklađeno s pacijentovim srčanim ritmom putem elektrokardiograma (eng. *EKG-gating*) za brzo stvaranje vrlo kvalitetnih slika koronarnih arterija (1). U retrospektivnim *EKG-gating* snimanjima pacijent se kontinuirano snima, neovisno o srčanom ciklusu, a slika se rekonstruira naknadno u željenim fazama ciklusa (najčešće dijastoli). Kod prospektivnog *EKG-gatinga* pacijent se snima samo u dijastoli, rendgenska cijev se nakratko aktivira u prethodno odabranom intervalu nakon pojave R zupca u EKG-u, a potom miruje (eng. *step-and-shoot*) (2).

Moderni MDCT uređaji za koronarografiju zahtijevaju usku kolimaciju detektora (širina detektora 0,625 mm ili manja), rekonstrukciju u tankim slojevima (debljina sloja  $\leq 1$  mm), istovremenu akviziciju brojnih slika (64 ili više slojeva) i snimanje u sprezi sa srčanim ciklusom (1).

Najveća korist CT koronarografije pokazana je u isključivanju koronarne bolesti srca u pacijenata s boli u prsima stratificiranim u skupinu sa srednjim ili niskim rizikom temeljem tradicionalnih čimbenika rizika. Visoka negativna prediktivna vrijednost (83-99%) dokazana je u brojnim samostalnim i multicentričnim studijama koje su uspoređivale CT koronarografiju s invazivnom koronarografijom (1,3,4).

Uz ionizirajuće zračenje i potencijalno nefrotoksična kontrastna sredstva, postoje i neka



specifična ograničenja CT koronarografije. Nedovoljna prostorna rezolucija otežava procjenu težine stenoze, osobito u malim krvnim žilama, i otežava analizu visoko atenuirajućih objekata, poput kalcificiranih plakova i stentova. Niska vremenska rezolucija dovodi do artefakata pomicanja, osobito pri visokim srčanim frekvencijama te velikoj varijabilnosti srčanog ritma (4).

## **CT KALCIJSKI SCORE**

CT kalcijski *score* je najjednostavnija primjena CT-a srca i ne zahtjeva primjenu jodnih kontrastnih sredstva. Prisutnost kalcifikata koronarnih arterija povezana je s opsežnijim aterosklerotskim plakovima i povećanim kardiovaskularnim mortalitetom. Koronarni kalcij se najčešće kvantificira kao Agatsonov *score* i kategorizira kao minimalan (0-10), blag (10-100), umjeren (100-400) i težak (>400). Koronarni arterijski kalcij (CAC, eng. *coronary artery calcium*) *score* se potom normalizira po dobi i spolu te se izražava kao percentilna vrijednost (3). CAC *score* veći od 300 Agatsonovih jedinica ili iznad 75. percentilne krivulje za dob, spol i etnicitet smatra se pokazateljem povećanog kardiovaskularnog rizika (5).

Korisnost pregleda kalcificiranosti koronarnih arterija nalazimo u ranom otkrivanju kalcifikata kod asimptomatskih pacijenata za stratifikaciju rizika i modifikaciju rizičnih faktora, nadzoru progresije ili čak regresije kalcifikata kao indikatora aterosklerotske koronarne bolesti i prikazu odustnosti kalcifikata, što u pravilu isključuje značajnu podležeću koronarnu stenozu (6).

Europsko kardiološko društvo (eng. *European Society of Cardiology*) u smjernicama za prevenciju kardiovaskularnih bolesti u kliničkoj praksi iz 2016. godine (5) navodi da se ova metoda može koristiti kao slikovna pretraga kod pacijenata koji spadaju u grupu sa izračunatom SCORE vrijednosti od 5 do 10%, što označava umjereni rizik za umiranje od kardiovaskularne bolesti u sljedećih 10 godina.

## **STANDARDNA SPIRALNA CT KORONAROGRAFIJA**

Oslikavanje uskih koronarnih arterija koje su u konstantnom pokretu zbog srčanih kontrakcija, zahtjeva dovoljnu prostornu rezoluciju za prikazivanje sitnih struktura žila te dovoljnu vremensku rezoluciju da bi ih se oslikalo u mirovanju, stoga je snimanje najbolje izvesti u dijastoli (4).

Monitoriranje srčanog ritma pomoću EKG-a omogućuje dobivanje slike i njenu rekonstrukciju usporedno sa srčanim kretanjama te djelomično otklanjanje artefakata nastalih povremenim ekstrasistolama. Kod standardnog retrospektivnog *EKG-gatinga* odnosno spiralnog CT-a, srce se snima uz konstantnu jakost struje cijevi kroz čitav srčani ciklus, a obuhvaćanjem cijelog srca uz niski *pitch* (npr. 0,16-0,24) nastaju brojna preklapanja snimanih slojeva (*Slika 1a*). *Pitch* se definira kao omjer kretanja stola po rotaciji rendgenske cijevi i širine snopa zračenja. Efektivna doza pri takvim snimanjima, s niskim *pitchem* i standardnim naponom cijevi od 120 kV, prosječno iznosi oko 15 mSv (9-21 mSv), dok je kod rutinske dijagnostičke konvencionalne koronarografije njen raspon otprilike od 2 do 10 mSv (4).

## **METODE SMANJENJA DOZE ZRAČENJA**

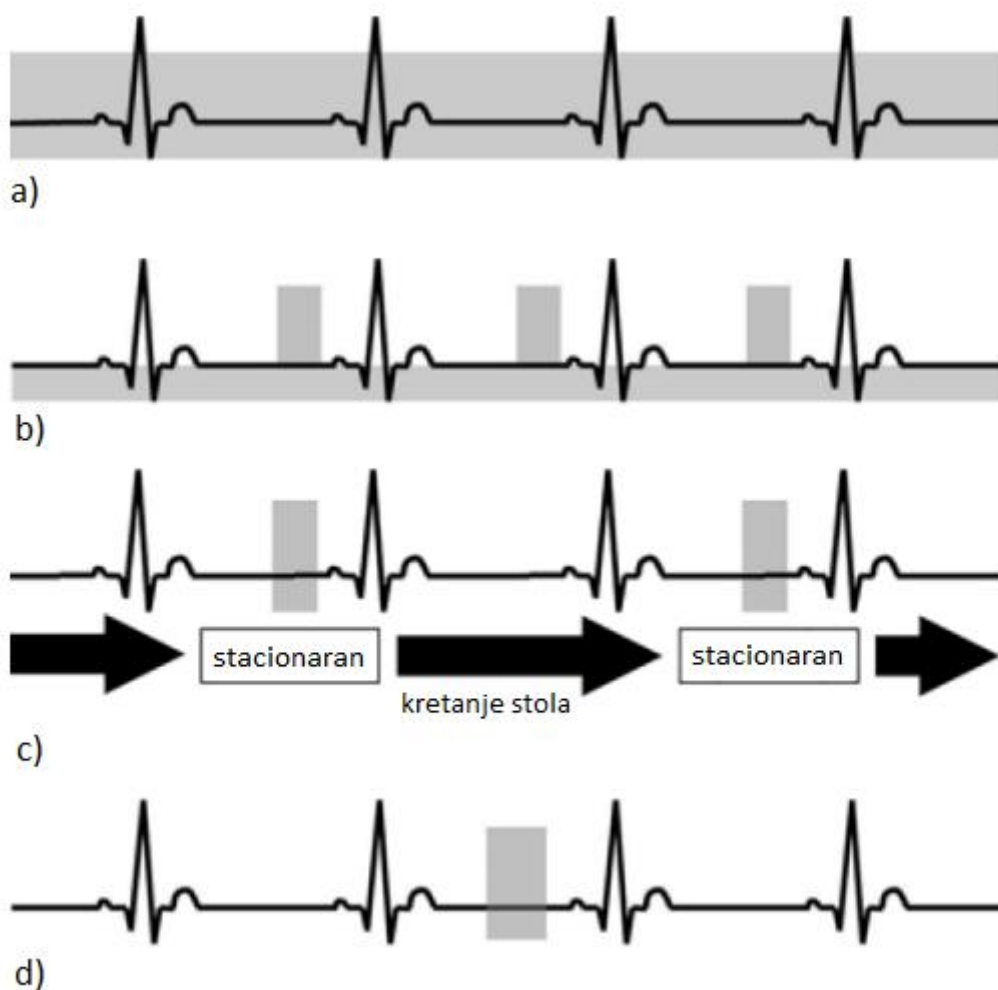
### **MODULACIJA JAKOSTI STRUJE USKLAĐENA S EKG-OM**

Modulacija jakosti struje cijevi usklađena s EKG-om kod retrospektivnih spiralnih snimanja zadržava visoku, dijagnostičku jakost struje u određenim fazama srčanog ciklusa (npr. mezodijastola) i značajno smanjuje jakost struje u fazama koje se najčešće ne koriste za rekonstrukciju slike (*Slika 1b*). Ovom metodom smanjuje se efektivna doza za 30-50% u usporedbi sa standardnim retrospektivnim *EKG-gating-om*. Smanjenje doze je najveće kod dovoljno sporog i pravilnog srčanog ritma (4).

Prospektivno aksijalno *EKG-gated* snimanje temelji se na aktivaciji rendgenske cijevi u unaprijed određenoj fazi srčanog ciklusa, a nakon ozračivanja jednog područja, cijev se

pomiče do sljedeće lokacije (*Slika 1c*). U usporedbi s retrospektivnim spiralnim *EKG-gated* snimanjem, aksijalno snimanje smanjuje izloženost pacijenta zračenju smanjujući vrijeme izloženosti pacijenta i povećavajući *pitch* na otprilike 1, uz reduciranje preklapanja snimanih područja. Efektivna doza je manja oko 70-80% nego u standardnoj spiralnoj CT koronarografiji, a manja je i od konvencionalne koronarografije, i iznosi otprilike 2 do 6 mSv (prosječno oko 4 mSv). Smanjenje doze zračenja još je značajnije u praćenju pacijenata nakon ugradnje koronarnih arterijskih prenosnica, zbog potrebe snimanja većeg područja prsnog koša u tih pacijenata. Najveća djelotvornost ove tehnike je pri niskim frekvencijama i malim varijabilnostima srčanog ritma te bez aritmija, a granična vrijednost srčane frekvencije najčešće je postavljena na 70 otkucaja u minuti (o/min), maksimalno do 75 o/min (4).

Prospektivna *EKG-gated* spiralna snimanja visokog *pitcha* moguća su na CT uređajima koji koriste dvije međusobno okomite rendgenske cijevi i dva niza detektora (eng. *dual-source*). Samo četvrtina rotacije ovog sustava je dovoljna za dobivanje podataka za CT koronarografiju, čime se vremenska rezolucija ovakvih uređaja udvostručuje u usporedbi s uređajima s jednom rendgenskom cijevi, uz istu brzinu rotacije. Mogućnosti ovakvih uređaja su oslikavanje cijelog srca u samo jednom srčanom ciklusu, uz *pitch* do 3,4 i vrijeme skeniranja od 250 do 290 milisekundi (*Slika 1d*). Dijagnostička preciznost ovakvih snimanja u procjeni stenoze koronarnih arterija je visoka, a efektivna doza je niža od 1 mSv. Ovakva snimanja moguća su kod srčane frekvencije do 60 o/min (maksimalno 65 o/min) zbog velike vjerojatnosti artefakata pomicanja kod viših vrijednosti pulsa (4).



Slika 1. Shematski prikaz različitih odnosa ozračivanja i srčanog ciklusa pri raznim tehnikama snimanja CT koronarografije. Visina sivog polja predstavlja jačinu struje rendgenske cijevi. a) U retrospektivnom *EKG-gatingu* jakost struje je konstantna tijekom čitavog srčanog ciklusa. b) U retrospektivnom *EKG-gatingu* s modulacijom jakosti struje usklađenom s EKG-om, jakost struje je značajno smanjena izvan predodređene faze srčanog ciklusa. c) U prospektivnom *EKG-gatingu* kod aksijalnih snimanja, pacijent se zrači samo u predodređenoj fazi srčanog ciklusa. Nakon snimanja određenog područja, stol se pomiče prema sljedećoj lokaciji. d) U prospektivnom *EKG-gatingu* kod spiralnih snimanja visokog *pitcha* moguće je oslikavanje čitavog srca u predodređenim fazama samo jednog srčanog ciklusa. Prema: Machida i sur. (2015.), str. 993, uz dopuštenje Radiological Society of North America (4).

## SNIMANJA NISKIM NAPONOM

Snižavanje napona cijevi jače utječe na smanjenje doze zračenja od sniženja jakosti struje, ali uz neizbježno povećanje šuma slike (eng. *image noise*), stoga napon cijevi treba prilagoditi pacijentovoj konstituciji. Pri snimanjima pacijenata indeksa tjelesne težine (BMI, eng. *body mass index*) manjeg od  $25 \text{ kg/m}^2$ , moguće je smanjenje napona sa standardnih 120 kV na 100 kV, dok se kod djece i odraslih niskog BMI-a (manji od  $18,5 \text{ kg/m}^2$ ) može razmotriti napon od 80 kV. Doprinos smanjenju efektivne doze je od 30 do 50%. Dodatan boljitak je i povećana atenuacija jednog kontrasta kao rezultat jačeg fotoelektričnog učinka zbog visokog atomskog broja joda, što omogućuje smanjenje volumena upotrijebljenog kontrasta (4).

## ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA

**Filtrirana povratna projekcija** (eng. *filtered backprojection*) metoda je koja se standardno koristi u rekonstrukciji CT slike. Ona pretpostavlja konačan broj jednako velikih volumnih dijelova. Uskim snopom rendgenskih zraka snima se pruga po pruga izabranog sloja. Intenzitet koji odgovara transmisiji kroz jedan volumni dio sakriven je u ukupnom signalu cijele pruge. Snimanjem istog sloja pod različitim kutovima transmitirani intenzitet nekog volumnog dijela bit će opetovano izmjeren u različitim prugama. Računskim metodama preklapanja rezultata moguće je brojčane podatke za svaki volumni dio mapirati u obliku matrice (7). Algoritmi filtrirane povratne projekcije pretpostavljaju da se interakcija fotona rendgenskog zračenja odvija samo u središtu volumnih dijelova, a ne kroz njegovo cijelo područje. Svaka izmjerena vrijednost tretira se kao precizna. Ova vrsta rekonstrukcije je brza, ali prevelika pojednostavljanja dovode do šuma u slici i slabije vjerodostojnosti slike (4).

Novija **iterativna rekonstrukcija** metoda je rekonstrukcije slike pomoću algoritama koji koriste unaprijed određene rekonstrukcijske modele i precizniju geometriju CT uređaja i primjenjene fizike (optika sistema), uzimajući u obzir i precizno modeliranje statistike rendgenskog fotona i elektroničkog šuma (statistika sistema) (4). Prvi korak iteracijske

rekonstrukcije je izrada artificijalnih neprerađenih podataka nastalih projekcijom procjenjenih volumnih dijelova, koji se, u drugom koraku, uspoređuju sa stvarno izmjerenim neprerađenim podacima da bi se izračunao korekcijski faktor. U zadnjem koraku se korekcijski faktor ponovno projicira u procjenjeni volumni dio te se proces iteracije ponavlja do unaprijed određenog broja iteracije ili dok se ne ispune predefimirani kriteriji kvalitete slike (8). Najveća korist iteracijske rekonstrukcije je smanjivanje šuma slike, osobito pri snimanjima velike prostorne rezolucije, kao što je CT koronarografija. Smanjivanje šuma omogućuje i smanjivanje napona i jakosti struje cijevi, što vodi smanjenju doze zračenja uz očuvanje kvalitete slike (4,8–10).

## **POKAZATELJI DOZE OZRAČIVANJA PRI CT PREGLEDU**

### **CT DOZNI INDEKS (CTDI)**

CTDI je primarni pokazatelj doze zračenja u CT-u. CTDI predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu iz niza uzastopnih ozračivanja duž z-osi. SI jedinica je miligray (mGy) (11). CTDI se mjeri pomoću stomilimetarske ionizirajuće komore oblika olovke koja se nalazi u cilindričnom akrilnom fantomu smještenom izocentralno u CT uređaju (12). Standardno se koriste fantomi dviju dužina, 16 cm za snimanja glave i pedijatrijske populacije te 32 cm za snimanja ostalih dijelova tijela. Vrijednost CTDI-a varira kroz snimljeni poprečni presjek nekog dijela tijela, tako da će mu vrijednost biti dva ili tri puta viša na površini, nego u središtu presjeka. Prosječna vrijednost CTDI-a kroz snimljeni presjek izražava se kao težinski CTDI (CTDI<sub>w</sub>). CTDI<sub>w</sub> je koristan pokazatelj proizvedenog zračenja CT uređaja za određeni napon i jakost struje rendgenske cijevi. Za procjenu doze zračenja za specifičan protokol snimanja, koji najčešće uključuje niz snimanja, potrebno je uračunati sva preklapanja i preskakanja između rendgenskih zraka nastalih uzastopnim rotacijama rendgenske cijevi. Volumni CTDI<sub>w</sub> (CTDI<sub>vol</sub>) uračunava i *pitch* pa formula za CTDI<sub>vol</sub> glasi

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} \text{ (mGy)} = \text{CTDI}_w \text{ (mGy)} / \textit{pitch}.$$

CTDI<sub>vol</sub> predstavlja prosječnu dozu zračenja unutar ozračenog volumena za standardizirani CTDI fantom. CTDI<sub>vol</sub> ne ovisi o dužini snimanja, zato nije pokazatelj ukupne energije isporučene u snimani volumen (11).

### **PRODUKT DULJINE DOZE (eng. *dose-length product*, DLP)**

DLP odražava ukupnu apsorbiranu energiju pripisivu cjelokupnom radiološkom snimanju, a izračunava se množenjem apsorbirane doze s dužinom snimanja pa formula glasi

$$DLP \text{ (mGycm)} = CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \times \text{dužina snimanja (cm)} \text{ (11)}.$$

CT snimke srca imaju otprilike konstantnu anatomsku dužinu snimanja (tipično oko 12 cm, osim kod snimanja aortokoronarnih prenosnica kada je najčešće potrebno snimiti čitav toraks), stoga će varijacije u CTDI-u i DLP-u prvenstveno biti odraz razlika u proizvedenom zračenju i parametrima snimanja (vršni napon, jakost struje cijevi, vrijeme ekspozicije, *pitch*) (13).

### **EFEKTIVNA DOZA**

Efektivna doza opisna je doza koja odražava razliku u biološkoj senzitivnosti, jer učinak zračenja na tkiva ne ovisi samo o isporučenoj dozi zračenja, već i o osjetljivosti ozračenih tkiva ili organa. Mjerna jedinica za efektivnu dozu je sievert (Sv), a u dijagnostičkoj radiologiji najčešće se izražava kao milisievert (mSv). Koncept efektivne doze osmišljen je zbog zaštite od ionizirajućeg zračenja profesionalno izloženih radnika. Ona odražava štetu od zračenja uprosječenu prema spolu i dobi, a njena primjena ima ograničenja kad se primjenjuje na populaciju pacijenata. Međutim, ona pospješuje usporedbu bioloških učinaka različitih tipova dijagnostičkih pretraga i olakšava komunikaciju s pacijentima o potencijalnim štetnim učincima pretraga koje koriste ionizirajuće zračenje (11), tako na istoj skali možemo usporediti rendgensko (~0,05 mSv) i CT snimanje prsnog koša (~5 mSv) (12).

Važno je napomenuti da efektivna doza opisuje relativnu dozu „cijelom tijelu” za određenu

pretragu i uređaj, ali ne i dozu za svakog pojedinca. Njen izračun koristi mnoge pretpostavke, uključujući matematički model standardnog „ljudskog tijela” koji ne odražava precizno niti jednog pojedinca. Najprikladnija primjena efektivne doze je u optimizaciji pretraga i usporedbi rizika između predloženih pretraga (3,5).

### **PROCJENA DOZE SPECIFIČNA ZA VELIČINU TIJELA (eng. *size-specific dose estimate, SSDE*)**

SSDE procjena je doze zračenja dobivena iz CTDI-a, korigirana za veličinu pacijenta tj. veličinu snimanog područja, a najčešće se koriste linearne dimenzije pacijenta izmjerene na samom pacijentu ili na njegovim snimkama. Jednadžba za dobivanje SSDE-a glasi

$$\text{SSDE (mGy)} = f_{\text{size}} \times \text{CTDI}_{\text{vol}} \text{ (mGy)}$$

gdje je  $f_{\text{size}}$  faktor konverzije, ovisan o dimenzijama pacijenta.  $f_{\text{size}}$  dobije se iz tablica objavljenih u Izveštaju radne skupine 204, Američkog udruženja fizičara u medicini (AAPM Report No.204) (14), gdje za svaku vrijednost lateralnog (LAT) i antero-posteriornog (AP) promjera, ili pak efektivnog promjera tijela (korijen umnoška AP-a i LAT-a), postoji vrijednost  $f_{\text{size}}$ .

SSDE, za razliku od CTDI-a i DLP-a, osim proizvedenog zračenja uređaja uračunava i parametre specifične za pacijenta (njegove dimenzije), čime je bolji u individualnoj aproksimaciji rizika od zračenja (15).

### **UČINCI IONIZIRAJUĆEG ZRAČENJA NA ČOVJEKA**

Učinci ionizirajućeg zračenja dijele se u dvije skupine: stohastički efekti i nestohastički efekti. Stohastički efekti podvrgavaju se zakonima vjerojatnosti, što znači da vjerojatnost njihova nastanka ovisi o veličini doze, ali pritom nema sigurne doze niti praga za njihov nastanak. Pri manjim dozama, manja je vjerojatnost njihova nastanka, ali vjerojatnost nikad nije nula. Tako nastaju sva genska oštećenja i karcinogeno djelovanje zračenja. Ponavljana izloženost



kumulativno povećava rizik za ovakva djelovanja.

Nestohastički efekti (deterministički) jesu oni kod kojih oštećenje raste povećanjem doze, ali za koje postoji doza praga ispod koje neće nastati oštećenje. To su uglavnom somatska oštećenja, kao dermatološke promjene (eritem, ulkus), katarakta ili sterilnosti (7).

## **CT KORONAROGRAFIJA I KARCINOGENOST**

Procjenjeno je da se rizik indukcije raka povećava proporcionalno efektivnoj dozi, tako pri dozi od 100 mSv iznosi oko 5% (16). Pod najvećim rizikom u svim CT pretragama prsnog koša, tako i u CT koronarografiji, jesu tkiva pluća i dojke jer apsorbiraju najviše rendgenskog zračenja (17). Neki su istraživači procjenjivali rizik oboljevanja o maligne bolesti nakon CT koronarografije pomoću raznih matematičkih modela, koristeći se okvirom napisanim u izvještaju američke Nacionalne akademije „Biological Effects of Ionizing Radiation 7th Report” (BEIR VII). Einstein i suradnici (18) procijenili su da pretraga standardnom spiralnom CT koronarografijom nosi cjeloživotni rizik za oboljevanje 1 od 143 dvadesetogodišnjakinje i 1 od 3261 osamdesetogodišnjaka. Valja primjetiti da starija populacija, kod kojih je ova pretraga češće indicirana, ima značajno manji rizik od zračenjem induciranih malignih bolesti (17).

Zbog nepostojanja prospektivnih epidemioloških studija, koje bi pokazale lošije ishode u ozračenoj od neozračenju populacije za zračenja ispod 100 mSv, Američko društvo fizičara u medicini (19) i Društvo zdravstvenih fizičara (20) iz SAD-a se zalažu protiv matematičkih procjenjivanja zdravstvenih rizika dijagnostičkih pretraga koje ozračuju manje od navedene vrijednosti.

## **HIPOTEZA**

1. Pokazatelji doze zračenja ( $CTDI_{vol}$ , DLP i SSDE) povezani su s dimenzijama prsnoga koša (lateralnim, antero-posteriornim i efektivnim promjerom).
2. Smanjenje napona cijevi dovodi do smanjenja doze zračenja.
3. U prospektivnom aksijalnom *EKG-gating* snimanju doza zračenja je manja od one u retrospektivnim spiralnim *EKG-gated* snimanjima s modulacijom jakosti struje.

## **CILJEVI RADA**

Cilj rada bio je evaluirati dozu zračenja specifičnu za veličinu pacijenta (SSDE) kod CT koronarografije i istražiti čimbenike povezane s povećanom dozom zračenja pacijenata.

## METODE I MATERIJALI

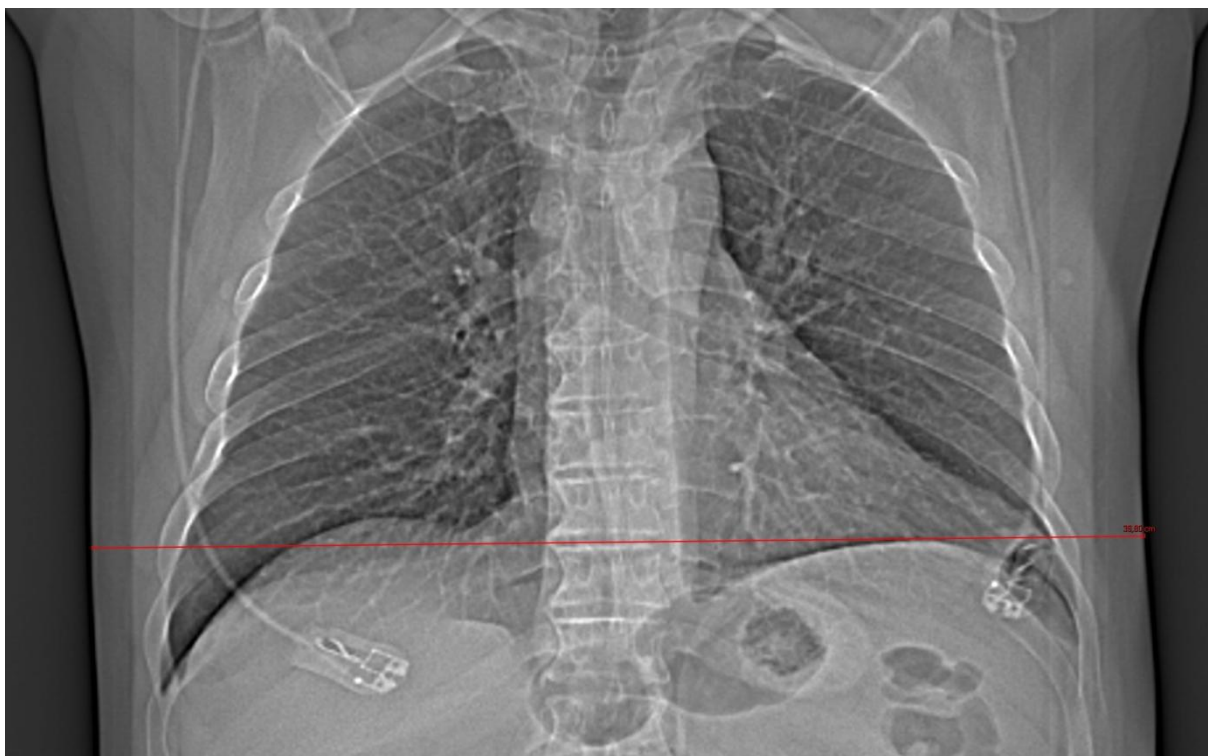
Retrospektivno smo analizirali nalaze CT koronarografije 53 pacijenta, učinjenih od srpnja do rujna 2017. godine u Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb (KBC Zagreb). Primjenjivan je 128-slojni CT aparat koji koristi automatsku kontrolu jakosti struje i napona cijevi temeljem konstitucije bolesnika, te prospektivni ili retrospektivni *EKG-gating* uz modulaciju jakosti struje, ovisno o srčanoj frekvenciji i varijabilnosti srčane frekvencije.

Podatci o pacijentima: dob, spol i datum pregleda, uzeti su iz nalaza CT koronarografije u bolničkoj arhivi. Iz nalaza su također uzete vrijednosti prosječne srčane frekvencije tijekom snimanja i njene varijabilnosti. Iz snimaka arhiviranih u PACS-u (eng. *picture archiving and communication system*), očitani su sljedeći podatci: područje snimanja (cijeli prsni koš ili samo srce), snimanje CT kalcijskog *scorea* (da/ne), vrsta *EKG-gatinga* (prospektivni ili retrospektivni), napon cijevi (80, 100 ili 120 kV) i pokazatelji doze ozračivanja ( $CTDI_{vol}$ , izražen za 32-centimetarski fantom, i DLP).

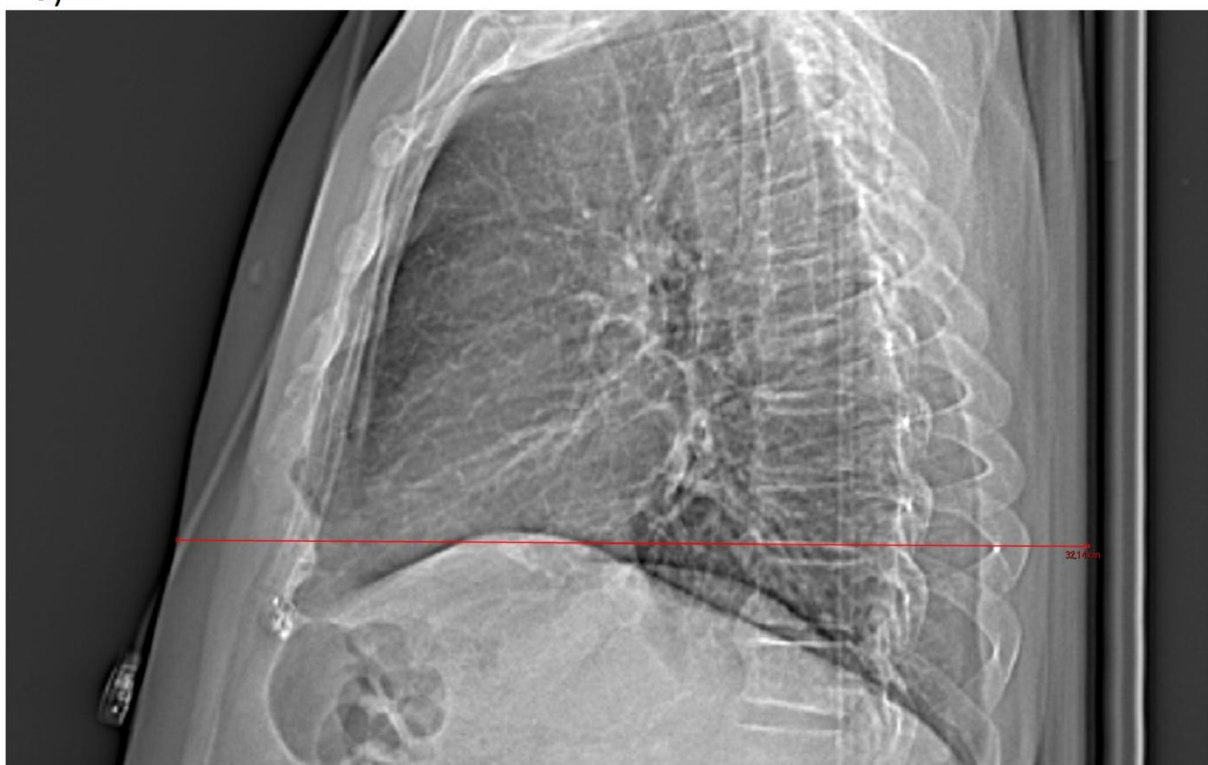
Dimenzije prsnog koša izmjerene su na topogramu u njegovom najširem dijelu. LAT je izmjeren na antero-posteriornoj snimci (slika 2a), a AP na profilnoj snimci (slika 2b). U žena, širina dojki nije uključena u nijedan promjera. Korjenovanjem umnoška AP-a i LAT-a dobiven je efektivni promjer prsnog koša.  $f_{size}$  očitani su za efektivni promjer svakog pacijenta u AAPM Report No. 204 (14). SSDE je izračunat množenjem vrijednosti  $CTDI_{vol}$  s  $f_{size}$ .

Statistička analiza provedena je u programu SPSS 21.0.0.0. Provedena je deskriptivna statistika svih parametara pacijenta i isporučenih doza zračenja. Distribucije vjerojatnosti varijabli testirane su Kolmogorov-Smirnovljevim testom na normalnost. Mann-Whitneyev U-testom analizirana je razlika između skupina ovisno je li sniman cijeli prsni koš ili samo područje srca, CT kalcijski *score* ili bez njega, je li im srčana frekvencija bila  $> 65$  ili  $\leq 65$

o/min te ovisno o vrsti primjenjivanog *EKG-gatinga* (prospektivni i retrospektivni). Kruskal-Wallisov test korišten je za testiranje razlike u skupinama s različitim naponom cijevi (80, 100 i 120 kV). Spearmanov koeficijent korelacije rangova ( $r_s$ ) izračunat je između pokazatelja doze zračenja ( $CTDI_{vol}$ , DLP i SSDE) i sljedećih parametara pacijenata: dobi pacijenata, prosječne srčane frekvencije i njene varijabilnosti, LAT-a, AP-a i efektivnog promjera. Rezultati su interpretirani na 5%-tnoj razini značajnosti.



a)



b)

Slika 2. Mjerenje dimenzija prsnog koša na topogramu. Crvena linija predstavlja izmjereni promjer u najširem dijelu prsnog koša na a) antero-posteriornoj snimci (LAT) i b) profilnoj snimci (AP).

## REZULTATI

U razdoblju od srpnja do rujna 2017. godine, u Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC-a Zagreb, ukupno je 53 pacijenta bilo na pretrazi CT koronarografijom. Od toga su 25 (47%) bili muškarci, a 28 (53%) žene, raspona godina od 27 do 80 godina (medijan 63 godine).

Cijeli prsni koš snimljen je u 7 pacijenata (13%), dok je u ostalih 46 (87%) snimljeno samo područje srca. CT kalcijски score napravljen je u 48 pacijenata (91%). Kod muškaraca je dob bila niža u skupini kojoj je sniman CT kalcijски score (medijan 58, nasuprot 67 u onih kod kojih nije sniman; Mann-Whitneyev U-test,  $p < 0,014$ ).

Prosječne srčane frekvencije tijekom pregleda kretale su se u rasponu od 49 do 94 o/min (medijan 62 o/min), 83% pacijenata imalo je frekvenciju manju od 70 o/min. Varijabilnost srčane frekvencije tijekom pregleda imala je raspon od 0 do 71 o/min (medijan 3 o/min), 76% pacijenata imalo je varijabilnost nižu od 10 o/min. Pacijenti sa srčanom frekvencijom 65 o/min i manje, imali su nižu varijabilnost frekvencije (medijan 2) od pacijenata sa višom frekvencijom od 65 o/min (medijan 6,5 o/min; Mann-Whitney U-test,  $p < 0,001$ ).

Prospektivni *EKG-gating* upotrijebljen je u 16 snimanja (30%), a retrospektivni s modulacijom jakosti struje u njih 37 (70%). Srčane frekvencije bile su sporije u pacijenata kod kojih je primjenjivan prospektivni *EKG-gating* (medijan 57 o/min), od onih u skupini s retrospektivnim *EKG-gatingom* (medijan 63 o/min; Mann-Whitneyev U-test,  $p < 0,014$ ). Dob je bila viša u populaciji snimanoj retrospektivnim *EKG-gatingom* (medijan 64) nasuprot populaciji snimanoj propektivnim *EKG-gatingom* (medijan 59,5; Mann-Whitneyev U-test,  $p < 0,049$ ).

Većina snimanja, njih 28 (53%), vršena je naponom cijevi od 100 kV, 15 (28%) naponom od 80 kV i 10 (19%) naponom od 120 kV.

U *Tablici 1* prikazane su vrijednosti pokazatelja doze zračenja i dimenzija prsnoga koša.

CTDI<sub>vol</sub> se kretao u rasponu 3,3 – 59,3 mGy (medijan 13,1 mGy), DLP 45,5 – 1310,4 mGycm (medijan 191,9 mGycm), a SSDE 4,1 – 56,6 mGy (medijan 15,2 mGy). LAT je imao raspon 31,0 – 48,3 cm (medijan 37,6 cm), AP 21,9 – 38,2 cm (medijan 28,9 cm), a efektivni promjer 26 – 40 cm (medijan 33cm). Vrijednosti  $f_{size}$  iznosile su 0,85 – 1,43 (medijan 1,10).

*Tablica 1.* Pokazatelji doze zračenja i dimenzije prsnoga koša

	Medijan	Minimum	Maximum
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	13,1	3,3	59,3
DLP (mGycm)	191,9	45,5	1310,4
LAT (cm)	37,6	31,0	48,3
AP (cm)	28,9	21,9	38,2
Efektivni promjer (cm)	33	26	40
$f_{size}$	1,10	0,85	1,43
SSDE (mGy)	15,2	4,1	56,6

Vrijednost SSDE bila je viša u osoba s višom prosječnom srčanom frekvencijom ( $r_s = 0,273$ ,  $p < 0,048$ ) i većom varijabilnosti srčane frekvencije ( $r_s = 0,299$ ,  $p < 0,03$ ).

U populaciji kojoj je sniman cijeli prsni koš pokazatelji doze zračenja su bili veći (CTDI<sub>vol</sub> = 18,2 mGy, DLP = 497,0 mGycm, SSDE = 16,7 mGy) od onih populacije kojoj je snimano samo područje srca (CTDI<sub>vol</sub> = 11,9 mGy, DLP = 209,0 mGycm, SSDE = 13,8 mGy). Mann-Whitneyev U-testom je pokazana statistički značajna razlika u medijanima za DLP ( $p < 0,01$ ) i SSDE ( $p < 0,049$ ). Također, pacijenti kojima je sniman cijeli prsni koš bili su starije dobi (medijan 73), naspram onih kojima nije (medijan 60; Mann-Whitneyev U-test,  $p < 0,024$ ).

Pokazatelji doze zračenja (CTDI<sub>vol</sub>, DLP i SSDE) bili su niži u grupi gdje je korišten prospektivni *EKG-gating* (6,8 mGy; 148 mGy; 7,6 mGy) nego kod retrospektivnog *EKG-*

gatinga (14,6 mGy; 268 mGy; 16,1 mGy), što je i pokazano Mann-Whitneyevim U-testom ( $p < 0,03$ ;  $p < 0,03$ ;  $p < 0,01$ ).

Pokazatelji doze zračenja i dimenzije prsnoga koša razlikovali su se u skupinama snimanim različitim naponom cijevi (*Tablica 2*). Kruskal-Wallisov test je pokazao statistički značajnu razliku u medijanima pokazatelja doze zračenja: CTDI<sub>vol</sub> (80 kV – 6,2 mGy, 100 kV – 14,2 mGy, 120 kV – 31,5 mGy,  $p < 0,001$ ), DLP (80 kV – 119 mGycm, 100 kV – 249 mGycm, 120 kV – 690 mGycm,  $p < 0,001$ ) i SSDE (80 kV – 7,2 mGy, 100 kV – 16,0 mGy, 120 kV – 31,1 mGy,  $p < 0,001$ ).

*Tablica 2.* Medijan i raspon pokazatelja doze zračenja i dimenzija prsnoga koša za skupine snimane različitim naponima cijevi (80, 100 i 120 kV).

	80 kV	100 kV	120 kV
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	6,2 (3,3 - 13,1)	14,2 (3,9 - 23,1)	31,5 (12,4 - 59,3)
DLP (mGycm)	119 (78 - 235)	249 (103 - 695)	690 (319 - 1330)
LAT (cm)	35,1 (31 - 43)	38,1 (33,1 - 42,4)	40,1 (35,8 - 48,4)
AP (cm)	27,3 (21,9 - 38,2)	29,7 (25,5 - 34,5)	32,9 (22,8 - 35,4)
Efektivni promjer (cm)	31 (26 - 39)	34 (29 - 38)	37 (29 - 40)
f <sub>size</sub>	1,19 (0,88 - 1,43)	1,08 (0,92 - 1,28)	0,95 (0,85 - 1,28)
SSDE (mGy)	7,2 (4,1 - 14,4)	16,0 (4,7 - 26,3)	31,1 (15,8 - 56,6)

Statistički značajna razlika pokazana je i za dimenzije prsnoga koša između skupina ispitanika snimanih različitim naponom cijevi: LAT (80 kV – 35,1 cm, 100 kV – 38,1 cm, 120 kV – 40,1 cm,  $p < 0,006$ ), AP (80 kV – 27,3 cm, 100 kV – 29,7 cm, 120 kV – 32,9 cm,  $p < 0,006$ ), efektivni promjer (80 kV – 31 cm, 100 kV – 34 cm, 120 kV – 37 cm,  $p < 0,003$ ) i f<sub>size</sub> (80 kV – 1,19, 100 kV – 1,08, 120 kV – 0,95,  $p < 0,002$ ).



Izračunate vrijednosti Spearmanovog koeficijenta korelacije rangova između pokazatelja doze ozračivanja te dimenzija, frekvencije pulsa i varijabilnosti rekvenције pulsa pacijenata prikazane su u *Tablici 3*. Pokazatelji doze zračenja (CTDI<sub>vol</sub>, DLP i SSDE) viši su u osoba s većim dimenzijama prsnog koša, a najjače korelacije pronađene su između CTDI<sub>vol</sub> i LAT ( $r_s = 0,427$ ,  $p < 0,001$ ), AP ( $r_s = 0,520$ ,  $p < 0,001$ ) i efektivnog promjera ( $r_s = 0,523$ ,  $p < 0,001$ ).

Dok u ukupnom uzorku i muškoj populaciji SSDE pozitivno korelira s LAT-om ( $r_s = 0,323$ ,  $p < 0,018$  za ukupan uzorak;  $r_s = 0,436$ ,  $p < 0,029$  za mušku populaciju), AP-om ( $r_s = 0,418$ ,  $p < 0,002$ ;  $r_s = 0,454$ ,  $p < 0,023$ ) i efektivnim promjerom ( $r_s = 0,406$ ,  $p < 0,003$ ;  $r_s = 0,483$ ,  $p < 0,014$ ), u ženskoj populaciji nije pronađena statistički značajna korelacija.

*Tablica 3.* Spearmanov koeficijent korelacije rangova ( $r_s$ ) između pokazatelja doze zračenja i parametara pacijenata

	Prosječna srčana frekvencija	Prosječna varijabilnost srčane frekvencije	LAT	AP	Efektivni promjer
CTDI <sub>vol</sub>	0,246	0,303*	0,427*	0,520*	0,523*
DLP	0,196	0,276*	0,343*	0,382*	0,395*
SSDE	0,273*	0,299*	0,323*	0,418*	0,406*

\* $p < 0,05$

## RASPRAVA

Na uzorku od 53 pacijenta kojima je snimljena CT koronarografija u Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC-a Zagreb, u razdoblju od srpnja do rujna 2017. godine, analizirani su čimbenici koji su doprinosili povećanoj dozi zračenja, izraženoj u obliku pokazatelja doze zračenja –  $CTDI_{vol}$ , DLP i SSDE.

Dozni pokazatelji bili su neovisni o spolu i dobi u ukupnom uzorku. Pacijentima koji su obrađivani zbog aortokoronarne prenosnice sniman je čitav prsni koš pa je duljina snimanja duž z-linije bila veća, što je dovelo do većeg DLP-a toj skupini.  $CTDI_{vol}$ , očekivano, nije bio statistički značajno povišen u toj skupini pošto on ne uračunava dužinu snimanja (11).

Analizom povezanosti pokazatelja doze zračenja i dimenzija prsnoga koša, pronađene su pozitivne korelacije između svih doznih pokazatelja s LAT-om, AP-om i efektivnim promjerom (*Tablica 3*). Zbog automatske prilagodbe uređaja tjelesnoj konstituciji pacijenta radi smanjenja šuma slike, očekivano je da će se povećati i isporučeno zračenje uređaja, koju predstavlja  $CTDI_{vol}$  (21).

Korekcijom  $CTDI_{vol}$ -a za veličinu pacijenta tj. konverzija u SSDE (množenjem s  $f_{size}$ ), korelacija doze zračenja i veličine pacijenta trebala bi nestati. Ako postoji povezanost SSDE-a i veličine pacijenta, to bi mogao biti znak izrazitijeg povećanja isporučenog zračenja u odnosu na povećanje veličine tijela (21). Kod muškaraca (i u ukupnom uzorku) je pronađena pozitivna korelacija SSDE-a s LAT-om ( $r_s = 0,436$ ,  $p < 0,029$  za mušku populaciju), AP-om ( $r_s = 0,454$ ,  $p < 0,023$ ) i efektivnim promjerom ( $r_s = 0,483$ ,  $p < 0,014$ ), premda su te korelacije bile manje od onih dobivenih između  $CTDI_{vol}$ -a i navedenih promjera. U našem uzorku žena nije pronađena statistički značajna korelacija SSDE-a s AP-om, LAT-om niti efektivnim promjerom. Iz ovih rezultata moglo bi se zaključiti da je kod žena veće tjelesne konstitucije povećanje isporučenog zračenja bilo restriktivnije, nego kod muškaraca veće

konstitucije. U žena mjerenje LAT-a i AP-a, time i efektivnog promjera, nije uključivalo širinu dojki. Možda bi opseg prsnog koša, zbog uračunavanja veličine dojki, pokazao drugačije odnose sa SSDE-om. U literaturi nisu pronađeni radovi koji bi to dvoje uspoređivali.

Angel i suradnici (22) otkrili su u žena značajnu korelaciju opsega prsnog koša s dozom zračenja dojke i pluća u CT-u prsnog koša, za uređaje koji koriste automatsku kontrolu jakosti struje ovisno o konstituciji pacijenta, kao što je i uređaj korišten u našem istraživanju. U području dojki automatski se povećavala jakost struje cijevi.

Kidoh i suradnici (23) uspoređivali su  $CTDI_{vol}$  i SSDE u CT koronarografiji.  $CTDI_{vol}$  (medijan 24 mGy) i SSDE (medijan 34 mGy) bili su prosječno veći nego u naših ispitanika. Pokazano je u njihovom radu da je omjer SSDE-a i izmjerene doze zračenja na koži (pomoću dozimetra) bio neovisan o BMI-u, za razliku od omjera  $CTDI_{vol}$ -a i izmjerene doze zračenja na koži koji je negativno korelirao s BMI-em. Iz tih rezultata su zaključili da primjena  $CTDI_{vol}$ -a može dovesti do podcjenjivanja doze zračenja, osobito u mršavijih pacijenata.

Metode smanjenja doze zračenja, smanjenje napona cijevi i prospektivno aksijalno *EKG-gated* snimanje (4), pokazale su se uspješnima na ovom uzorku pacijenata. Tako je skupina snimana naponom od 80 kV imala najniže vrijednosti pokazatelja doze zračenja, a skupina snimana naponom od 100 kV niže vrijednosti od one snimane s 120 kV (*Tablica 2*). Jačina primjenjenog napona ovisi o tjelesnoj konstituciji pacijenta (4), što se vidi po promjerima prsnog koša koji su manji u skupinama snimanim manjim naponom.

PROTECTION I studija (24) pokazala je da smanjenje napona cijevi na 100 kV dovodi do smanjenja doze zračenja za 53 % u usporedbi s konvncionalnih 120 kV, uz očuvanje dijagnostičke kvalitete slike.

Primjena prospektivnog aksijalnog *EKG-gated* snimanja također je doprinijela smanjenju svih pokazatelja doze zračenja u odnosu na spiralna snimanja s retrospektivnim *EKG-gatingom*. Pokazatelji doze zračenja su pozitivno korelirali s varijabilnosti srčane frekvencije, dok je samo kod SSDE-a pronađena statistički značajna pozitivna korelacija s prosječnom srčanom frekvencijom. U našem uzorku, većina pacijenata snimana prospektivnim *EKG-gatingom* imala je srčanu frekvenciju nižu od 70 o/min, niže prosječne frekvencije (medijan 57 o/min) od skupine kod koje je korišten retrospektivni *EKG-gating* (medijan 63 o/min). Muenzel i suradnici (25) u svom istraživanju nisu pronašli korelaciju između doze zračenja (efektivne doze) i srčane frekvencije, ali u njihovom istraživanju korišteno je samo snimanje prospektivnim aksijalnim *EKG-gatingom*.

PROTECTION III studija (26) pokazala je da primjena prospektivnog aksijalnog *EKG-gatinga* dovodi do smanjenja doze zračenja za 69% u usporedbi sa skupinom kod koje je korišteno standardno spiralno snimanje, uz očuvanu dijagnostičku kvalitetu slike. Pošto prospektivni *EKG-gating* uvjetuje niske vrijednosti i malu varijabilnost srčane frekvencije, za frekvencije iznad 65 o/min i nepravilne srčane ritmove mogu se primjeniti beta blokatori, uz oprez za kontraindikacije za njihovu primjenu (astma, aktivni bronhospazam, hipotenzija, srčana dekompenzacija, atrioventrikulski blok 2. i 3. stupnja) (27).

U NICE smjernicama iz 2016. godine (28) CT koronarografija se preporuča kao prva linija u evaluaciji pacijenta s tipičnim i atipičnim anginoznim bolovima ili asimptomatskih s EKG promjenama koje upućuju na ishemiju. Razlog tome je visoka osjetljivost u otkrivanju koronarnog arterijskog plaka (96%) u usporedbi s invazivnom koronarografijom te ekonomska isplativost u usporedbi s ostalim dijagnostičkim modalitetima. Britansko društvo za kardiovaskularno oslikavanje/Britansko društvo za kardiovaskularni CT (29) procjenilo je da bi primjena novih smjernica dovela do povećanja broja pregleda CT koronarografijom za 200 000 godišnje (700%) u Ujedinjenom Kraljevstvu. Za očekivati je da će NICE smjernice

utjecati na smjernice stručnih društva ostalih zemalja, time bismo mogli očekivati značajan porast primjene CT koronarografije u svijetu. Zbog visoke prosječne efektivne doze od 15 mSv pri standardnim snimanjima CT koronarografije (4), neophodna će biti sve češća primjena postojećih te istraživanje novih metoda za smanjenje doze zračenja, da bi se što više reduciralo prijeteće ozračivanje populacije.

U ovoj studiji pokazali smo da su mjere poput prospektivnog *EKG-gatinga* i niskog napona cijevi uspješne u smanjenju doze zračenja u pacijenata. Zbog razlike u odnosu SSDE-a i promjera prsnoga koša u muškaraca i žena, otvoreno je pitanje potrebe za uvođenjem mjera koje bi uključivale veličinu dojki u žena, poput opsega prsnog koša, pošto dojke svojom veličinom značajno doprinose povećanju jakosti struje cijevi snimanog područja, a time i isporučenog zračenja (22).

Ograničenja ove studije su njen retrospektivni karakter i prikupljanje podataka iz bolničke arhive te mali broj ispitanika koji nije reprezentativan. Manjak antropoloških mjera poput visine, težine pa time i BMI-a, onemogućio nam je dodatne usporedbe tjelesne konstitucije i doze zračenja. Svi pacijenti su snimani istim uređajem i u istom centru, stoga se rezultati ne mogu poopćiti za sve uređaje i centre gdje se koristi CT koronarografija.

## ZAKLJUČAK

Pronađena je pozitivna korelacija pokazatelja doze zračenja,  $CTDI_{vol}$  i DLP, i dimenzija prsnoga koša (LAT, AP i efektivni promjer). Za SSDE je pozitivna korelacija pronadena samo kod muškaraca, dok je kod žena nije bilo.

Smanjenje napona cijevi kod snimanja pacijenata manjih promjera prsnoga koša, dovelo je do manje doze zračenja u tih pacijenata.

Pacijenti kod kojih je primjenjeno prospektivno aksijalno *EKG-gating* snimanje dobili su manju dozu zračenja od onih kod kojih je korišten retrospektivni *EKG-gating* s modulacijom jakosti struje.

## ZAHVALE

Zahvaljujem mentorici doc. dr. sc. Maji Hrabak Paar na svom trudu i vremenu koje mi je nesebično pružila u izradi diplomskog rada. Bez njene stručne pomoći i podrške ovaj rad ne bi izašao u ovakvom ruhu.

Zahvaljujem obitelji i okolini na podršci i strpljenju koje su imali tijekom mog studija.

Na kraju, hvala dragim kolegama i prijateljima koje sam upoznao tijekom studiranja uz koje sam sazrio i postao boljom osobom.

## LITERATURA

1. Blankstein R, Budoff M, Carr J, Leipsic J, Malhotra V, Maroules C, i ostali. Coronary Ct Angiography-Historical and Current Perspectives [Internet]. The Society Of Cardiovascular Computed Tomography. 2012 [pristupljeno 7.7.2018.]. Dostupno na: [http://c.ymcdn.com/sites/scct.org/resource/resmgr/Docs/Publications/CT\\_WhitePaper\\_Nov2015\\_\(1\).pdf](http://c.ymcdn.com/sites/scct.org/resource/resmgr/Docs/Publications/CT_WhitePaper_Nov2015_(1).pdf)
2. Flohr T, Bernd O. Cardiac Gating. U: Rémy-Jardin M, Jacques R, urednici. Integrated Cardiothoracic Imaging with MDCT. 1. izd. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2009. str. 23–36.
3. Di Carli MF, Kwong RY, Solomon SD. Noninvasive Cardiac Imaging: Echocardiography, Nuclear Cardiology, and Magnetic Resonance/Computed Tomography Imaging. U: Kasper D, Fauci A, Hauser S, Longo D, Jameson J, Loscalzo J, urednici. Harrison's Principles of Internal Medicine. 19. izd. New York: McGraw-Hill Education; 2015. str. 270e–1–270e–27.
4. Machida H, Tanaka I, Fukui R, Shen Y, Ishikawa T, Tate E, i ostali. Current and Novel Imaging Techniques in Coronary CT. RadioGraphics. 2015.;35(4):991–1010. doi:10.1148/rg.2015140181
5. Piepoli MF, Hoes AW, Agewall S, Albus C, Brotons C, Catapano AL, i ostali. 2016 European Guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice. Eur Heart J. 2016.;37(29):2315–81.
6. Shelton DK. Cardiac anatomy, physiology, and imaging modalities. U: Brant WE, Helms KA, urednici. Fundamentals of Diagnostic Radiology. 4. izd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012. str. 568–94.
7. Brnjas-Kraljević J. Elektromagnetski valovi u medicinskoj dijagnostici. U: Brnjas-Kraljević J, urednik. FIZIKA ZA STUDENTE MEDICINE Struktura materije i



- dijagnostičke metode. Zagreb: MEDICINSKA NAKLADA; 2001. str. 61–112.
8. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Medica*. 2012.;28(2):94–108. doi: 10.1016/j.ejmp.2012.01.003
  9. Deseive S, Chen MY, Korosoglou G, Leipsic J, Martuscelli E, Carrascosa P, i ostali. Prospective randomized trial on radiation dose estimates of CT angiography applying iterative image reconstruction the PROTECTION IV study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2015.;8(8):888–96. doi: 10.1016/j.jcmg.2015.02.024
  10. Leipsic J, LaBounty TM, Heilbron B, Min JK, Mancini GBJ, Lin FY, i ostali. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: The ERASIR study. *Am J Roentgenol*. 2010.;195(3):655–60.
  11. Medicine AA of P in. AAPM Report N.º 96 - The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT [Internet]. American Association of Physicists in Medicine. 2008 [pristupljeno 7.7.2018.]. Dostupno na: [http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_96.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf)
  12. Huda W, Mettler FA. Volume CT Dose Index and Dose-Length Product Displayed during CT: What Good Are They? *Radiology*. 2011.;258(1):236–42. doi: 10.1148/radiol.10100297
  13. McCollough CH. Patient dose in cardiac computed tomography. *Herz*. 2003.;28(1):1–6.
  14. American Association of Physicists in Medicine. Size Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations [Internet]. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2011 [pristupljeno 7.7.2018.]. Dostupno na: [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_204.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf)
  15. Litmanovich DE, Tack DM, Shahrzad M, Bankier AA. Dose Reduction in

- Cardiothoracic CT: Review of Currently Available Methods. *RadioGraphics*. 2014.;34(3):1469–89.
16. European Society of Radiology (ESR). White paper on radiation protection by the European Society of Radiology. *Insights Imaging*. (2011) 2: 357. doi: 10.1007/s13244-011-0108-1
  17. Sarma A, Heilbrun ME, Conner KE, Stevens SM, Woller SC, Elliott CG. Radiation and chest CT scan examinations: What do we know? *Chest*. 2012.;142(3):750–60.
  18. Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating Risk of Cancer Associated With Radiation Exposure From 64-Slice Computed Tomography Coronary Angiography. *Jama*. 2007.;298(3):317–23. doi: 10.1001/jama.298.3.317.
  19. AAPM Position Statement on Radiation Risks from Medical Imaging Procedures [Internet]. *Aapm.org*. 2018 [pristupljeno 7.6.2018.]. Dostupno na: <https://www.aapm.org/org/policies/details.asp?id=439&type=PP>
  20. Health Physics Society. RADIATION RISK IN PERSPECTIVE POSITION STATEMENT OF THE HEALTH PHYSICS SOCIETY\* [Internet]. 2016 [pristupljeno 7.6.2018.]. Dostupno na: [http://hps.org/documents/risk\\_ps010-3.pdf](http://hps.org/documents/risk_ps010-3.pdf)
  21. Christner JA, Braun NN, Jacobsen MC, Carter RE, Kofler JM, McCollough CH. Size-specific Dose Estimates for Adult Patients at CT of the Torso. *Radiology*. 2012.;265(3):841–7. doi: 10.1148/radiol.12112365
  22. Angel E, Yaghami N, Jude CM, DeMarco JJ, Cagnon CH, Goldin JG, i ostali. Dose to radiosensitive organs during routine chest CT: Effects of tube current modulation. *Am J Roentgenol*. 2009.;193(5):1340–5.
  23. Kidoh M, Utsunomiya D, Oda S, Funama Y, Yuki H, Nakaura T, i ostali. Validity of the size-specific dose estimate in adults undergoing coronary CT angiography: comparison with the volume CT dose index. *Int J Cardiovasc Imaging*.

- 2015.;31(2):205–11.
24. Bischoff B, Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Martinoff S, Schömig A, i ostali. Impact of a Reduced Tube Voltage on CT Angiography and Radiation Dose. Results of the PROTECTION I Study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2009.;2(8):940–6.
  25. Muenzel D, Noel PB, Dorn F, Dobritz M, Rummeny EJ, Huber A. Step and shoot coronary CT angiography using 256-slice CT: Effect of heart rate and heart rate variability on image quality. *Eur Radiol*. 2011.;21(11):2277–84.
  26. Hausleiter J, Meyer TS, Martuscelli E, Spagnolo P, Yamamoto H, Carrascosa P, i ostali. Image quality and radiation exposure with prospectively ECG-triggered axial scanning for coronary CT angiography: The multicenter, multivendor, randomized PROTECTION-III study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012.;5(5):484–93.
  27. Pannu HK, Alvarez W, Fishman EK.  $\beta$ -blockers for cardiac CT: A primer for the radiologist. *Am J Roentgenol*. 2006.;186(6 SUPPL. A):341–5.
  28. Moss AJ, Williams MC, Newby DE, Nicol ED. The Updated NICE Guidelines: Cardiac CT as the First-Line Test for Coronary Artery Disease. *Curr Cardiovasc Imaging Rep*. 2017.;10(5).
  29. Nicol E, Padley S, Roditi G, Roobottom C. The challenge of national CT Coronary Angiography ( CTCA ) provision in response to NICE CG95 update 2016 [Internet]. British Society of Cardiovascular Imaging/British Society of Cardiovascular CT. 2016 [pristupljeno 7.6.2018.]. Dostupno na:  
[http://www.bsci.org.uk/images/Documents/2016\\_BSCI\\_BSCCT\\_response\\_to\\_NICE\\_CG95.pdf](http://www.bsci.org.uk/images/Documents/2016_BSCI_BSCCT_response_to_NICE_CG95.pdf)

## **ŽIVOTOPIS**

Vitimir Huljev rođen je 1994. godine u Zagrebu, gdje je završio osnovnu i srednju školu. Medicinski fakultet upisao je u Zagrebu 2012. godine, a diplomirao 2018. godine. Tijekom studija bio je demonstrator na predmetima Patofiziologija i Klinička propedeutika. Član je Studentske sekcije za kardiologiju i Studentske sekcije za neuroznanost. Znanstveni rad na temu „Cardiac MRI assessment after total surgical correction of Tetralogy of Fallot over a 5-year period” izradio je pod mentorstvom doc. dr. sc. Maje Hrabak Paar i prezentirao na Croatian Student Summitu 2017. godine.