



**UNIVERZITET U NOVOM SADU  
MEDICINSKI FAKULTET**

**PROCENA DOZA I OPTIMIZACIJA PROTOKOLA PRI  
STANDARDNIM PREGLEDIMA VIŠESLOJNOM  
KOMPJUTERIZOVANOM TOMOGRAFIJOM**

*- Doktorska disertacija -*

**Mentori:**  
**Prof. dr sci med Sanja Stojanović**  
**Prof. dr sci Olivera Ciraj Bjelac**

**Kandidat:**  
**Darka Hadnađev Šimonji**

**Novi Sad, 2015.**

**UNIVERZITET U NOVOM SADU  
MEDICINSKI FAKULTET**

**KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA**

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada (dipl., mag., dokt.): VR	Doktorska disertacija
Ime i prezime autora: AU	Darka Hadnađev Šimonji
Mentor (titula, ime, prezime, zvanje): MN	Prof.dr sci med Sanja Stojanović Prof dr sci Olivera Ciraj Bjelac
Naslov rada: NR	“Procena doza i optimizacija protokola pri standardnim pregledima višeslojnom kompjuterizovanom tomografijom”
Jezik publikacije: JP	Srpski latinica
Jezik izvoda: JI	srp. / eng.
Zemlja publikovanja: ZP	Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Vojvodina
Godina: GO	2015
Izdavač: IZ	autorski reprint
Mesto i adresa: MA	21 000 Novi Sad, Srbija, Hajduk Veljkova 3

Fizički opis rada: FO	broj poglavlja 7 / 126 stranica / 35 slika / 10 grafikona / 125 tabela, 103 reference / 5 priloga
Naučna oblast: NO	Medicina
Naučna disciplina: ND	Radiologija
Predmetna odrednica, ključne reči: PO	Višeslojna kompjuterizovana tomografija;doza zračenja;zaštita od zračenja;medicinska fizika
UDK	616-073:004.9
Čuva se: ČU	U biblioteci Medicinskog fakulteta u Novom Sadu, Srbija, Hajduk Veljkova 3
Važna napomena: VN	
<p>Izvod:</p> <p>IZ</p> <p>Kompjuterizovana tomografija (CT) je jedan od najznačajnijih dijagnostičkih modaliteta, čija upotreba raste iz decenije u deceniju. U ukupnom broju radioloških pregleda CT je zastupljena sa 5-10%, ali je njen doprinos ukupnoj dozi za populaciju veći od 50%. Osnovni pokazatelji kvaliteta slike i doza, kao i prateći radijacioni rizik zavise od primenjene radiografske tehnike odnosno CT pregleda. U smislu dobre radiološke prakse i u skladu sa osnovnim principima zaštite od zračenja, poželjna je primena najniže moguće doze za pacijenta uz održavanje kvaliteta slike i dijagnostičke informacije. Cilj istraživanja jeste definisanje optimalnog protokola pregleda višeslojnom CT za dijagnozu pojedinih regija tela, kao i da se utvrde doze i radijacioni rizik za pacijente pre i nakon optimizacije protokola. Analizom je obuhvaćeno ukupno 437 pacijenata, koji su podeljeni u grupe prema regijama tela koje su snimane: I – nekontrastni CT glave, II - CT glave sa i.v. kontrastom, III - CT grudnog koša, IV - CT abdomena i karlice i V - CT angio (CT angiografija aortoilijačnog segmenta i donjih ekstremiteta). Studija je izvedena u 2 faze: u I fazi je korišćen standardni protokol za regiju tela koja se snimala, a u II fazi CT pregledi su izvedeni po modifikovanom protokolu (promenom parametra vrednosti mAs), uz minimalne zahteve u pogledu kvaliteta slike. Na osnovu dozimetrijskih pokazatelja procenjena je efektivna doza i radijacioni rizik za pacijente u obe faze. U studiji su korišćene smernice iz Vodiča EUR 16262 EN, u kojima su definisani parametri za procenu kvaliteta slike da bi se analizirali različiti anatomske preseki određenih regija tela koji su se snimali. Kvalitet slike za svakog pacijenta je ocenjen pomoću trostepene skale vizualizacije za svaki parametar anatomske regije: 0 - detalji su vidljivi, 1 - detalji se prikazuju, 2 - detalji se jasno prikazuju. Korišćena je subjektivna metoda gde su dva iskusna radiologa vršili interpretaciju slike. Konačna ocena kvaliteta slike svakog pregleda odgovara zbiru svih parametara procenjenih po trostepenoj skali vizualizacije. Zatim je za potrebe izračunavanja veličine FOM (figure of merit) izračunata vrednost indeksa ocene kvaliteta slike (zbir svih ocena parametra/brojem parametara). Vrednost FOM je izračunata kao količnik indeksa ocene kvaliteta slike i efektivne doze po pacijentu. Prosečna vrednost FOM za svaku grupu ispitanika nam je poslužila kao relativni pokazatelj za upoređivanje između neoptimizovane i optimizovane grupe ispitanika za isti tip pregleda. Poređenjem vrednosti efektivne doze u prvoj i drugoj fazi istraživanja kvantifikovano je smanjenje radijacionog opterećenja za pacijente nakon optimizacije</p>	

<p>protokola. Rezultati su pokazali da je optimalnim izborom protokola u smislu parametara ekspozicije (smanjenjem vrednosti mAs) moguće značajno smanjiti dozu zračenja kod pregleda glave za 7,5%, kod pregleda glave sa angiografijom za 7%, kod pregleda grudnog koša za 40%, kod pregleda abdomena i karlice za 25%. Grupa CT angio nije mogla da bude optimizovana, jer aparat nije prihvatao promenu kvaliteta slike kod zadatih parametara optimizacije. Primenom standardnih protokola postiže se kvalitet slike bolji nego što je neophodno, a samim tim i veća doza zračenja nego što je potrebno. Optimalnim izborom protokola u smislu parametara ekspozicije moguće je značajno smanjiti dozu zračenja, uz održavanje kvaliteta slike koji je dovoljan za adekvatnu radiološku interpretaciju slike.</p>	
Datum prihvatanja teme od strane NN veća: DP	
Datum odbrane: DO	
Članovi komisije: (ime i prezime / titula / zvanje / naziv organizacije / status) KO	predsednik: član: član: član: član:

**UNIVERSITY OF NOVI SAD  
MEDICAL FACULTY**

**KEY WORD DOCUMENTATION**

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	Ph.D.Thesis
Author: AU	Darka Hadnađev Šimonji
Mentor: MN	Prof.dr sci med Sanja Stojanović Prof dr sci Olivera Ciraj Bjelac
Title: TI	“Assessment of dosage and optimization of protocol at standard examinations with multislice computerized tomography”
Language of text: LT	Serbian (Roman)
Language of abstract: LA	Serbian(Roman)/English
Country of publication: CP	Serbia
Locality of publication: LP	Vojvodina
Publication year: PY	2015
Publisher: PU	Author reprint
Publication place: PP	21 000 Novi Sad, Serbia, Hajduk Veljkova 3

Physical description: PD	number of chapters 7 / pages 126 / figures 35 / graphs 10 / tables 125, references 103 / appendices 5
Scientific field SF	Medicine
Scientific discipline SD	Radiology
Subject, Key words SKW	Multislice Computed Tomography;Radiation Dosage;Radiation Protection;Health Physics
UC	616-073:004.9
Holding data: HD	Library of Medical Library Novi Sad, 21 000 Novi Sad, Serbia, Hajduk Veljkova 3
Note: N	
<p>Abstract: AB</p> <p>Computed tomography (CT) is one of the most significant diagnostic methods whose application has been increasing from decade to decade. Among the total number of radiological examinations CT accounts for 5-10%, however, its contribution in the whole dosage for the population is greater than 50%. Main indicator of the quality of images and dosages as well as the accompanying irradiation risk depend on applied radiographic technique that is CT examination. In the sense of good radiological practice and in accordance with basic principles of protection from irradiation, the application of the lowest possible dosage for a patient together with preserving the quality of image and diagnostic information are mostly welcomed. The goal of the research is to define the optimum examination protocol by multislice CT in diagnostics of certain body regions as well as to determine dosages and irradiation risk for patients both before and after protocol optimization. The analysis has included 437 patients divided into groups according to body regions which have been scanned: I- unenhanced head CT, II contrast enhanced head CT, III – chest CT, IV – abdomen and pelvis CT and V – angio CT (CT angiography of aortoiliac segment and lower extremities). The study has been conducted in 2 phases: in the first phase standard protocol for the scanned body region has been applied, and in the second phase CT examinations have been carried out according to the modified protocol (by change of parameters of values mAs) with minimum requirements regarding the image quality. On the basis of dosimetric indicators the efficient dosage and irradiation risk for the patients in both phases have been assessed. In the study the guidelines from the Guide EUR 16262 EN have been observed where parameters for the assessment of image quality have been defined in order to analyze different anatomic cross sections of certain body regions. Image quality for each patient was assessed by three-level visualization scale for each parameter of anatomic region: 0 – details are visible, 1 – details are presented, 2 – details are clearly presented. A subjective method was applied where two experienced radiologists performed the image interpretation. Final assessment of image quality of every examination corresponds to the sum of all parameters according to three-level visualization scale. Further, for the need of calculation of the size of FOM (figure of merit) the value of the index of assessment of the image quality (sum of all assessments of parameters/number of parameters) has</p>	

been calculated. The value of FOM has been calculated as a quotient of the image quality assessment index and effective dosage per patient. The average value of FOM for every group of patients has offered us a relative indicator for comparison of non-optimum and optimum group of patients for the same type of examinations. By comparison of values of effective dosage in the first and second phase of the research a decrease in irradiation load for patients after protocol optimization was quantified. The results have shown that by optimum protocol selection in the sense of exposition parameters (by reduction of values of mAs) it is possible to reduce significantly the irradiation dosage at unenhanced head CT examination for 7,5%, at contrast enhanced head CT examination for 7%, at chest CT examination for 40%, at abdomen and pelvis CT examination for 25%. The group CT angio could not be optimized since the device did not accept the change in image quality at set optimization parameters. By application of standard protocols the image quality better than required was achieved and along with this, a higher irradiation dosage occurred than required. By selection of protocol in the sense of exposition parameters it is possible to reduce irradiation dosage significantly along with preserving image quality which is sufficient for adequate radiological image interpretation.

Accepted on Scientific Board on: AS	
Defended: DE	
Thesis Defend Board: DB	president: member: member: member: member:

Želim da se zahvalim:

- Mentorima Prof. dr sci med Sanji Stojanović i Prof. dr sci Oliveri Ciraj Bjelac, za usmeravanje tokom izrade disertacije;
- Članovima komisije za ocenu doktorske disertacije, a posebno Prof. dr sci med Viktoru Tilu za motivaciju i korisne sugestije;
- Danijeli Arandić, iz Laboratorije za zaštitu od zračenja i zaštitu životne sredine Instituta za nuklearne nauke Vinča, za pomoć pri realizaciji dozimetrijskih merenja i interpretaciji rezultata;
- Radiološkim tehničarima Centra za radiologiju, Kliničkog Centra Vojvodine, a posebno Svetlani Brujić, Jeleni Ćazić i Ivani Kovač koje su svojim zalaganjem omogućile realizaciju optimizacije protokola za standardne CT preglede podršku i razumevanje;
- Svim kolegama radiolozima Centra za radiologiju, Kliničkog Centra Vojvodine, na razumevanju i podršci;
- Roditeljima Radovanu i Mili, i suprugu Igoru, za nesebičnu podršku, motivaciju, i podstrek da ovaj rad privedem kraju.



# SADRŽAJ

<b>1.</b>	<b>UVOD.....</b>	<b>2</b>
1.1.	Primena jonizujućeg zračenja u medicini .....	2
1.1.	CT i osnovni principi zaštite od zračenja.....	3
1.2.	Biološki efekti jonizujućeg zračenja .....	4
1.3.	Osnovi radijacione fizike .....	5
1.4.	Izvor X-zraka i osnovni delovi CT skenera .....	8
1.5.	Tomografija i CT – opšti principi .....	12
1.6.	Generacije CT skenera .....	14
1.7.	Princip nastajanja slike u CT .....	15
1.8.	Rekonstrukcija slike na CT uređaju .....	16
1.9.	Dozimetrija u dijagnostičkoj radiologiji .....	19
1.10.	Dozimetrijske veličine i jedinice.....	20
1.11.	Fantomi u dijagnostičkoj radiologiji .....	26
1.12.	Faktori koji utiču na dozu zračenja u CT .....	27
1.13.	Kvalitet slike u CT .....	30
<b>2.</b>	<b>CILJ I RADNA HIPOTEZA .....</b>	<b>41</b>
2.1.	Cilj.....	41
2.2.	Radna hipoteza.....	41
<b>3.</b>	<b>METODOLOGIJA .....</b>	<b>42</b>
<b>4.</b>	<b>REZULTATI .....</b>	<b>49</b>
4.1.	Pregled glave bez kontrasta.....	49
4.2.	Pregled glave sa kontrastom .....	60
4.3.	Pregled grudnog koša.....	71
4.4.	Pregled abdomena i karlice .....	83
4.5.	Kvalitet slike .....	94
4.6.	Prikaz podataka u grupi CT angiografija bez modifikacije protokola .....	100
<b>5.</b>	<b>DISKUSIJA .....</b>	<b>102</b>
5.1.	Pregled glave.....	102
5.2.	Pregled glave sa kontrastom .....	106
5.3.	Pregled grudnog koša.....	107
5.4.	Abdominopelvični pregled.....	109
5.5.	Kvalitet slike .....	112
<b>6.</b>	<b>ZAKLJUČCI .....</b>	<b>116</b>
<b>7.</b>	<b>LITERATURA .....</b>	<b>119</b>

# 1. UVOD

## 1.1. Primena jonizujućeg zračenja u medicini

Jonizujuće zračenje, koje se svakodnevno koristi za preglede pacijenata širom sveta, beleži rastući trend (1). Primenjuje se u više od 10 miliona dijagnostičkih radioloških procedura, aproksimativno u 100 000 dijagnostičkih procedura nuklearne medicine, i u 20 000 radioterapijskih i terapijskih procedura nuklearne medicine (2).

Medicinska primena zračenja čini više od 99,9% veštačkih izvora zračenja kojima je izložena svetska populacija. Broj medicinskih procedura koje koriste jonizujuće zračenje je porastao sa oko 1.7 milijardi u 1980. godini do skoro 4 milijarde u 2007. godini. Najveća distribucija je u dobro razvijenim zemljama gde se izvodi oko 75% ovakvih procedura (1).

Kategorije procedura koje koriste zračenje su sledeće: dijagnostička radiologija (radiografske, fluoroskopske procedure, dijagnostička kompjuterizovana tomografija (CT), fluoroskopski ili CT vođene interventne procedure), nuklearna medicina (primena radiofarmaceutika za dijagnostičke ili terapijske svrhe), radioterapija (tele- i brahiterapija) (1).

Od ukupnog broja dijagnostičkih medicinskih pregleda u zdravstvenom sistemu zemalja I kategorije CT čini 7,9%, kod zemalja II kategorije nešto više od 2%, i nešto niže od 14% kod zemalja III/IV kategorije. Međutim, doprinos CT ukupnoj kolektivnoj efektivnoj dozi od dijagnostičkih medicinskih pregleda je aproksimativno 47% kod zemalja I kategorije, 15% kod zemalja II kategorije i 65% kod zemalja III/IV kategorije (nesigurnost podataka za zemlje III/IV). Prema globalnom istraživanju o primeni medicinskog zračenja i izlaganja Naučnog komiteta ujedinjenih nacija za efekte atomskih zračenja (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation – UNSCEAR), CT čini 43% od ukupne kolektivne efektivne doze dijagnostičke medicinske radiologije (v. Priloge 1-5) (3).

U tabeli 1 vidi se da CT i angiografija imaju najveću vrednost prosečne efektivne doze u posmatranim periodima, od 1970 do 2007. godine, u poređenju sa ostalim odabranim radiografskim dijagnostičkim pregledima kod zemalja I kategorije zdravstvene zaštite (3).

**Tabela 1.** Trend prosečnih efektivnih doza od različitih odabranih dijagnostičkih medicinskih pregleda u zemljama I kategorije zdravstvene zaštite (3)

Pregled	Prosečna efektivna doza po pregledu (mSv)			
	1970-1979	1980-1990	1991-1996	1997-2007
Radiografija pluća	0,25	0,14	0,14	0,07
RTG abdomena	1,9	1,1	0,53	0,82
Mamografija	1,8	1	0,51	0,26
CT	1,3	4,4	8,8	7,4
Angiografija	9,2	6,8	12	9,3

Rastući trend frekvencije CT pregleda na godišnjem nivou i značajna doza po pregledu imaju važan uticaj na ukupnu dozu za populaciju od medicinskih izlaganja. Uvođenje spiralnog i višeslojnog skeniranja je smanjilo vreme skeniranja. Kao posledica toga, moguće je izvesti više pregleda u datom vremenu, proširiti regiju od interesa za skeniranje, i uvesti nove tehnike i preglede. Lako dobijanje slika bi moglo rezultirati u nepotrebnom izlaganju pacijenata zračenju (3).

### 1.1. CT i osnovni principi zaštite od zračenja

Sistem zaštite od jonizujućih zračenja ima različite forme, u zavisnosti od vrste izvora zračenja i prirode ljudskih aktivnosti koje dovode do izlaganja jonizujućim zračenjima. Od posebnog je značaja smanjenje nepotrebnog izlaganja, što se postiže primenom tri osnovna principa zaštite od zračenja:

1. opravdanost pregleda:
  - a. upućivanje pacijenata (na osnovu različitih kriterijuma)
  - b. procena opravdanosti
2. optimizacija:
  - a. oprema
  - b. svakodnevno praćenje
3. ograničavanje individualnih doza i rizika (ne važe za medicinsko izlaganje) (4)

#### 1. Opravdanost pregleda

Praksa je opravdana ako je korist za izloženog pojedinca ili društvo u celini veća od štete prouzrokovane izlaganjem jonizujućem zračenju. U Publikaciji Internacionalne komisije za radiološku zaštitu (International Commission on Radiological Protection-ICRP) 60 princip

opravdanosti prakse izložen je preko dvostepenog modela. Na prvom nivou definisani su opšti principi opravdanosti prakse, dok se na drugom nivou razmatraju pojedinačne procedure. U slučaju radiološke dijagnostike i korist i šteta usmereni su ka pojedincima-individualnim pacijentima. Pravilan izbor tipa radiološke procedure zasniva se na oceni dostupnih kliničkih pokazatelja, na koristi od dobijene dijagnoze i pravilnom tretmanu pacijenta (4).

Poseban osvrt medicinskog izlaganja zračenju potreban je kod osetljivih grupa (deca, trudnice), pri čemu se treba rukovoditi izborom u slučaju neminovnih indikacija (vitalne indikacije npr: politrauma), i to korišćenjem optimizovanih modifikovanih programa (CT “Image Gently” program američkog pedijatrijskog radiološkog društva-v.dalje) (1).

## 2. Optimizacija

Kako je CT klasifikovan kao visokodozna procedura, neophodno je pridržavanje principa ALARA (održavati doze zračenja **A**s **L**ow **A**s **R**easonably **A**chiavable), a da se ne izgubi dijagnostička informacija odnosno da se ne ugrozi kvalitet slike (5). U literaturi se navode brojne strategije koje se mogu primeniti da bi se optimizovao MDCT pregled, a prva strategija koju možemo koristiti je *izbor protokola i parametara ekspozicije* (detaljnije o strategijama v. poglavlje *Faktori koji utiču na dozu u CT*).

U junu 2009. godine Američki koledž radiologije (ACR) i Radiološko društvo Severne Amerike (RSNA) osnovali su zajedničku radnu grupu za zaštitu od zračenja odraslih. Misija ove radne grupe je da se podigne svest o mogućnostima eliminacije nepotrebnih visokodoznih pregleda, i da se smanji količina zračenja na onu koja je dovoljna da bi se dobile adekvatne slike za interpretaciju. Na prvom sastanku zajedničke radne grupe u novembru 2009. godine pokrenuta je kampanja “Image Wisely”, koja obezbeđuje edukativne izvore za optimizaciju doze zračenja odraslih pacijenata, a povezivanjem sa proizvođačima imidžing opreme dostupne su najnovije informacije o tehnikama za redukciju doze za određenu opremu (6).

### 1.2. **Biološki efekti jonizujućeg zračenja**

Zaštita od zračenja pacijenata između ostalog podrazumeva prevenciju determinističkih efekata (tkivnih reakcija) i minimizaciju verovatnoće za stohastičke efekte.

Tkivne reakcije (deterministički (direktni) efekti) su štetni efekti jonizujućeg zračenja i nastaju ukoliko se pređe dozvoljeni prag izlaganja pacijenta, pri čemu nastaje smanjenje ili gubitak funkcije pojedinih tkiva ili organa (opekotine, katarakta, sterilitet). Granične vrednosti doza se kreću od 0,5 Gy do nekoliko Gy, u zavisnosti od radiosenzibilnosti tkiva ili organa. U dijagnostičkoj radiologiji doze su reda veličine mGy, što je ispod praga za nastanak determinističkih efekata. Ako su pacijentne doze više od očekivanog nivoa, ali ne toliko visoke da proizvedu vidljive znake radijacionog oštećenja (osim u slučaju akcidenata), problem može biti nezapažen i neprijavljen, stavljajući pacijente u povećan rizik za nastanak stohastičkih efekata, kao odloženog štetnog efekta. *Stohastički* efekti, srazmerni dozi, dele se u dve grupe: somatski i genetski. U somatske efekte spadaju radijacioni karcinomi koji mogu imati dug latentni period nastanka. Genetski efekti su rezultat oštećenja reproduktivnih ćelija i mogu se ispoljiti na potomcima kroz nekoliko generacija (4,7).

Jonizujuće zračenje je jak karcinogen, a karcinom spada u stohastičke efekte. Kako se regularni CT pregledi izvode ispod praga determinističkog efekta, od interesa jesu stohastički efekti. Ne treba zaboraviti da pacijenti često bivaju upućeni na ponovljene kontrolne CT preglede, pri čemu dobijaju ukupnu dozu od oko 100 mSv. Ova doza je dovoljna da se može govoriti o povećanoj verovatnoći za stohastičke efekte.

Rizik između doze i verovatnoće za stohastičke efekte je kontinuirana funkcija, bez najnižeg praga. Stoga, ne može se zaključiti da što je niža doza, to je bolje za pacijenta. Niža doza znači i lošiji kvalitet rekonstruisane slike, što predstavlja veći izazov za tačnu dijagnozu. Sve ovo obavezuje zakonodavno telo da utvrdi vodiče i dijagnostičke referentne nivoe dozne ekspozicije (8).

### 1.3. Osnovi radijacione fizike

Zračenje predstavlja proces u kome energetske partikule ili energetski talasi putuju kroz vakuum, ili kroz materiju koja nije neophodna za njihovo prostiranje (8). Dakle, zračenje je usmereni prenos energije preko čestica ili talasa. Ako se zračenje sastoji od čestica ili korpuskula zove se korpuskularno (čestično) zračenje, a ako prenosi energiju putem talasa (kvanta energije-fotona) zove se elektromagnetno zračenje (9).

Jonizujuće zračenje se dalje deli na *direktno* i *indirektno*, što zavisi od prirode jonizujućih čestica. Naelektrisane čestice (elektroni, protoni, alfa čestice) spadaju u direktno jonizujuće

zračenje, jer nose dovoljno energije da jonizuju ili pobude atome i molekule. Nenaelektrisane čestice (neutroni, fotoni) međutim iniciraju direktno jonizujuće zračenje, iako same po sebi nisu direktno jonizujuće.

### Nastanak i osobine X-zračenja, interakcije fotona sa materijom

Istorijat otkrića jonizujućeg zračenja datira još iz 1858. godine, kada je Julius Plücker zapazio svetlucanje razređenog gasa koji se nalazio između elektroda pod visokim naponom. On je uočio zrake koji su išli iz blizine katodne struje prema anodi, i nazvao ih katodnim zracima. Wilhelm Hittorf, Villiam Crookes i drugi istraživači su dokazali da se katodno zračenje širi pravolinijski, velikim brzinama i da su to negativno naelektrisane čestice. Poznata su još istraživanja katodnog zračenja Eugena Goldsteina iz 1881. godine i J. Thompsona iz 1897. godine (10). Katodni zraci su poslužili kao osnova za dobijanje X-zraka.

Wilhelm Conrad Röntgen je 1895. godine u svom saopštenju izneo sve karakteristike X-zraka, i za to otkriće je 1901. godine primio Nobelovu nagradu. X-zraci su u njegovu čast nazvani rendgenski zraci, a jedinica jonizujućeg zračenja ranije je bila rendgen [R] što je danas ekvivalentno  $2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ .

Kao što je poznato, princip nastajanja X-zraka se sastoji u bombardovanju anode ubrzanim elektronima u tzv. vakuumskoj rendgenskoj cevi, u kojoj su uslovi približni vakuumu. Za proizvodnju X-zraka neophodni su slobodni elektroni, visok napon i anoda, sa koje se usled usporavanja elektrona emituje rendgensko zračenje (11).

O elementima rendgenske cevi i karakteristikama X-zračenja videti sledeće poglavlje.

Postoje tri moguća mehanizma gubitka energije u interakciji fotona i apsorbera od kojih su prva dva značajna u dijagnostičkoj radiologiji:

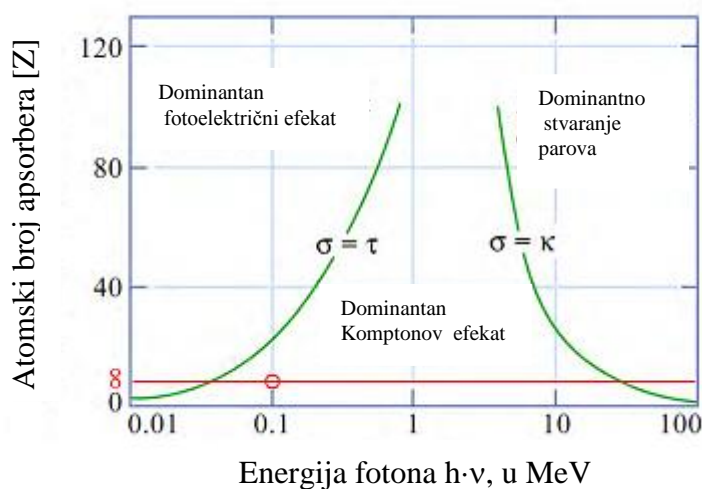
- Fotoelektrični efekat
- Komptonov efekat
- Stvaranje parova

**Fotoelektrični efekat** podrazumeva potpunu apsorpciju fotona u materiji. Naime, kada se foton X-zraka sudari sa elektronom iz dubljeg sloja, bliže jezgru, izbacuje ga iz njegove orbite, pri čemu dolazi do jonizacije atoma. Tada je neophodna reorganizacija unutar samog atoma, na taj

način što se preuzima jedan elektron iz spoljne orbite i pritom se emituje svetlosni foton. Izbačeni elektron je primio celu energiju upadnog fotona X-zraka, koji je zapravo u potpunosti apsorbovan (8,11). Ovo je značajno za niske energije i velike atomske brojeve.

**Komptonov efekat** nastaje kada X-foton udari u slobodan elektron apsorbira i izbacuje ga sa njegove orbite, pri čemu foton gubi deo svoje energije i menja pravac prostiranja pod raznim uglovima. Usled gubitka energije X-foton menja svoju talasnu dužinu, koja se povećava, te se smanjuje prodornost X-fotona (zrak postaje mekši). Izbačeni elektron sa svoje orbite, duž svoje putanje, daljim sudarima izbacuje nove elektrone iz atomskih orbita i na tom putu se stvaraju parovi jona. Tako stvoreni elektroni se nazivaju “Komptonovi elektroni” (8,11). U imidžingu Komptonov efekat je značajan, jer kvari sliku i zrači osoblje.

Verovatnoća interakcije za odvijanje svakog od ovih mehanizama zavisi od fotonske energije i atomskog broja apsorbira i prikazana je na Grafikonu 1.



**Grafikon 1.** Tri mehanizma gubitka energije fotona u apsorbentu, x-osa sa logaritamskim vrednostima (12)

Na gore prikazanom grafikonu zelene linije predstavljaju fotonske energije i atomski broj koji imaju podjednaku verovatnoću nastanka dva susedna mehanizma. Kao što se vidi, za vrlo niske atomske brojeve dominantan je Komptonov efekat za sve energije, a sa povećanjem atomskog broja apsorbira, fotoelektrični efekat počinje da dominira za niske energije, dok stvaranje parova počinje da dominira za visoke energije (12).

Najdominantniji mehanizam interakcije u apsorpciji X-zraka u mekom tkivu je Komptonov efekat, što se vidi iz atomskih brojeva elemenata koji sačinjavaju ljudsko telo: kiseonik ( $Z=8$ ), ugljenik ( $Z=6$ ), vodonik ( $Z=1$ ) i azot ( $Z=7$ ). Ova četiri elementa čine zajedno oko 96% mase ljudskog tela (19), i svi se nalaze ispod crvene linije na grafikonu. Iako X-zraci mogu da imaju niske energije kao 120 eV, raspon dijagnostičkog imidžinga je blizu 100 keV, obeleženo crvenim kružićem na slici, gde je Komptonov efekat dominantan (13).

Dakle, rendgenski zraci posle prolaska kroz materiju (telo čoveka) različite strukture, gustine i atomske težine slabe usled apsorpcije i rasejanja. Tvrdi zraci, veće frekvencije i kraće talasne dužine poseduju i veću energiju, te se manje apsorbuju, a više rasejavaju i manje ostaju u telu. Obrnuto važi za mekše zrake, da su manje frekvencije, veće talasne dužine, manje energije, više se apsorbuju, a manje rasejavaju, više se zadržavaju u telu od rasipnih zrakova. Rasejano zračenje je veće ukoliko je ozračena veća zapremina objekta, ako mu je gustina veća i ako je primenjen napon na rendgenskoj cevi viši (11).

#### 1.4. Izvor X-zraka i osnovni delovi CT skenera

Osnovni delovi CT skenera su:

- gentri sa rendgenskom cevi, detektorima i postoljem
- pokretni ležaj za pacijenta
- visokonaponski generator
- upravljačka i evaluacijska konzola sa memorijom, monitorom, sistemom za prenošenje slike na film i printerom.

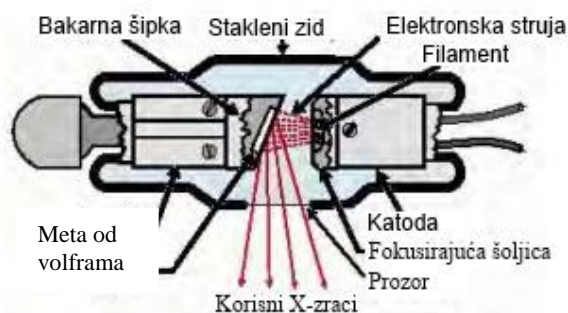
GENTRI predstavlja baznu jedinicu svakog CT uređaja i na sebi sadrži rendgensku cev sa detektorima. To je rotirajući prsten velikog radijusa sa sistemom hlađenja i sistemom prenosa signala sa detektora do analogno-digitalnog (A/D) konvertora (Slika 1). Kod većine CT uređaja ima prečnik 70 cm. Ipak, površina koja se koristi za merenje atenuacionih koeficijenata je manja i iznosi od 50 do 55 cm. Zbog te razlike, moguće je da se stvori artefakt koji čini sliku nekorisnom, ako su dimenzije pacijenta veće od dimenzija na kojoj se mere atenuacioni koeficijenti. Kod specijalno dizajniranih CT-a, kao što su PET-CT, otvor gentrija iznosi i do 90 cm. Na gentriju se nalaze laserski sistemi za precizno pozicioniranje pacijenta. Gentri sa svojim sadržajem (rendgenskom cevi i detektorima) može ostvariti nagib od  $0^\circ$  do  $+30^\circ$  i od  $0^\circ$  do  $-30^\circ$  (14, 15).





**Slika 1.** Sistem cev-detektor sa kontinualnom rotacijom kod spiralnog skenera (14)

RENDGENSKA CEV je najvažniji deo CT sistema za dobijanje dobre i korisne slike (14). Rendgenske cevi koje se koriste u modernim CT skenerima se zasnivaju na istom principu modela koje je koristio Röntgen na kraju 19. veka (V. Sliku 2).



**Slika 2.** Shematski prikaz rendgenske cevi (8)

Unutar same rendgenske cevi postoje uslovi bliski vakuumu; katoda emituje stalan tok elektrona čije putanje su kontrolisane fokusirajućom šoljom. Anoda je postavljena nasuprot katodi, i nosi čvrsto prikačenu metalnu metu, obično od bakra i/ili volframa. Velika razlika potencijala na krajevima anode i katode, do 150 kV, uzrokuje usmereno kretanje elektrona sa katode ka anodi. Ovi elektroni dovode atome metalne mete na anodi u ekscitirano stanje, što rezultuje u emisiji X-zraka kao što je gore navedeno. Ovi X-zraci napuštaju rendgensku cev kroz stakleno prozorče rendgenske cevi, i to su tzv. karakteristični X-zraci, koji zavise od materijala anode (8).

Postoji i drugi tip X-zraka koji se takođe emituje iz rendgenske cevi, zajedno sa karakterističnim X-zracima. Kada elektroni dođu do metalne mete, oni skrenu sa svoje putanje kao

rezultat dejstva mnogo većeg pozitivnog naelektrisanja atomskog jezgra, pored kojeg vrlo blisko prolaze. U ovom skretanju elektroni smanjuju svoju brzinu, gubeći kinetičku energiju, koja se konsekutivno emituje kao foton. Ova emisija X-zraka se naziva zakočno zračenje ("bremsstrahlung") i za razliku od karakterističnog X-zraka daje kontinualni heterogeni spektar rendgenskih zraka, različitih talasnih dužina, koji ne zavisi od materijala anode (8,11).

Prvi filtar kroz koji prolaze rendgenski zraci je stakleni zid balona rendgenske cevi, drugi je sloj ulja između metalnog oklopa i cevi, odn. prozorčića kroz koji X-zraci izlaze, treći filtar je materijal od kojih je napravljen sam materijal prozorčića (11).

Za razliku od ostalih dijagnostičkih metoda u kojima se koriste X-zraci, CT je najzahtevnija zbog većih termalnih opterećenja. Kod ranijih generacija je snimanje trajalo mnogo duže, a jedan od razloga je bilo i hlađenje anode. Kod novijih generacija je ta pauza svedena na minimum, razvitkom materijala od kojih se prave anode i načinom hlađenja. Rengdenska cev kod konvencionalnih CT aparata mogla je da bude u upotrebi 1000 časova, a danas, sa razvitkom tehnologije od 10 000 do 40 000 radnih časova (15).

Uobičajne vrednosti snage koju ostvaruju rendgenske cevi su od 20kW do 150kW sa voltažom od 80kV do 140kV, strujom do 800 mA i sa toplotnim kapacitetom od 1 000 000 do 2 000 000 toplotnih jedinica.. Stoga se posebna pažnja posvećuje izradi anodnog tanjira. Najveća snaga uređaja ne može biti ostvarena u dužem vremenskom periodu. Cev za X-zrake je montirana na kružno postolje, koje se rotira oko tela pacijenta i snabdeva se električnom energijom. Određeni broj skenera upotrebljava kablove koji se obmotaju oko postolja dok se ono rotira. Ovakav način dozvoljava nekoliko rotacija. Postolje mora biti zaustavljeno i rotiranje se otpočinje u drugom smeru kako bi se kablovi odmotali. Drugi način upotrebe je putem klizećeg električnog kontakta, bez kablova, koji dozvoljava kontinualnu brzu rotaciju - slip rings (Slika 1) (11,15).

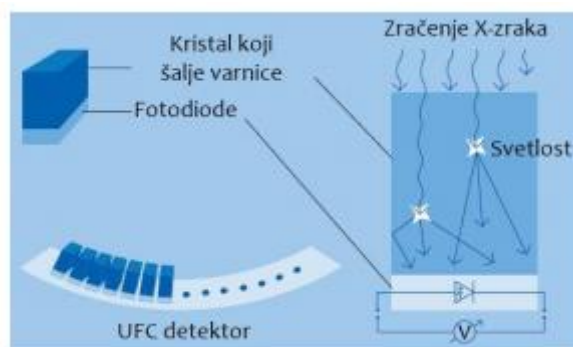
U kompjuterizovanoj tomografskoj tehnici se primenjuje uski snop rendgenskih zraka, a od uobičajene radiološke tehnike se razlikuje, pored ostalog, i time što je rendgenski film zamenjen detektorima. Prijemnik slike čine detektori i prateći elektronski sklopovi (pretpojačivači slabih struja koje izlaze iz detektora) (11). DETEKTORSKI SISTEM ima specijalnu ulogu u konstrukciji CT komponenata, jer upravo on pretvara X-zrake različitog intenziteta u električni signal. Kod CT-a, kao i kod ostalih digitalnih tehnika, dobijena slika je proizvod višestrukog detektovanja, merenja i izračunavanja digitalnih informacija (detaljnije o nastanku slike kod CT v. poglavlje 2.5).

Zavisno od aparata, detektora ima od 300 do 1000. Osnovni elementi koji čine detektor su supstanca koja absorbuje energiju, a napravljena je na bazi kristala, i fotodioda. Neki materijali imaju sposobnost da u mnogo većoj meri detektuju X-zrake, a neki od njih su bazirani na ultra brznoj keramici (UFC). Ovakvo svojstvo novih vrsta materijala značajno doprinosi poboljšanju kvaliteta slike, a samim tim i brznoj akviziciji podataka (14,16). Postoje tri tipa detektora zasnovani na različitim fizičkim principima (11):

- Scintilacioni detektori
- Gasni detektori
- Poluprovodnički detektori

Većina novih CT aparata koristi ili ksenonske detektore (3. generacija CT) ili scintilacione detektore u čvrstom stanju (od tungstatata (CWO kristali) ili gadolinijumskih keramičkih materijala) (17).

Zbog ograničene debljine koja se može postići pomoću silikonskog kristala, detektorski sistem se izrađuje po principu slaganja malih detektorskih blokova (Slika 3). Jedan detektorski blok se sastoji od  $24 \cdot 64 = 1536$  elemenata, dok se jedan ceo detektorski sistem sastoji od  $38 \cdot 4 = 152$  blokova (14).



**Slika 3.** Princip rada detektora (14)

Višeredni detektori mnogo efikasnije koriste X-zrake koji stižu do njih, za razliku od jednorednih detektora (14).

STO ZA PACIJENTA je dizajniran tako da može da izdrži pacijenta do oko 200 kg, a specijalni CT uređaji i do 270 kg, uz preciznost pomeranja od 1 do 2 mm. Oni se prave od

ugljeničnih vlakana, sa što manjim atenuacionim koeficijentom, kako ne bi uticali na merenje. Dužina stola iznosi i do 200 cm (15).

Glavni delovi GENERATORA su: visokonaponski transformator, brojni manji transformatori i sklopke, neophodni za nesmetan rad aparata. Visokonaponski generator prima naizmeničnu električnu energiju iz gradske mreže i transformiše je u jednosmernu struju visokog napona koja je potrebna za rad rendgenske cevi, najčešće od 80 do 140 kV. Električna energija se prenosi preko slip – ring veze, kako bi se smanjila mogućnost električnog iskrenja između visokonaponskih prenosnika u gentriju uređaja (14).

## 1.5. Tomografija i CT – opšti principi

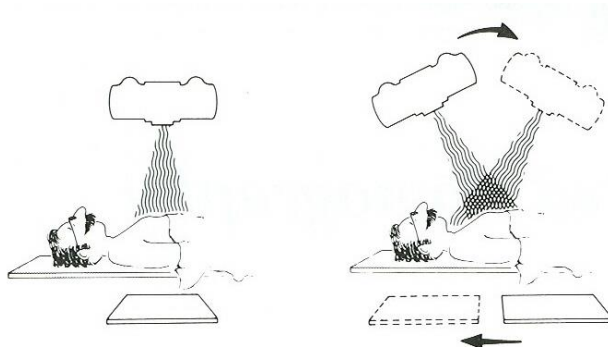
Kompjuterizovana tomografija (CT) je digitalna radiološka metoda koja je uvedena u kliničku praksu 1972. godine, mada su osnovne postavke tomografije otkrivene početkom 20-tog veka. Ovo je svakako dovelo do revolucije u dijagnostičkoj radiologiji, jer dotadašnje planarne radiološke metode nisu omogućavale trodimenzionalni morfološki prikaz promena (18,19).

Prvi klinički primenljiv CT skener razvio je 1972. godine engleski elektroinženjer Sir Godfrey Hounsfield, koji je zajedno sa Allanom McLeodom Cormackom, južnoafričkim fizičarem, tvorcem ideje ovakve upotrebe X-zračenja, podelio Nobelovu nagradu za medicinu za razvoj kompjuterizovane tomografije (18,19).

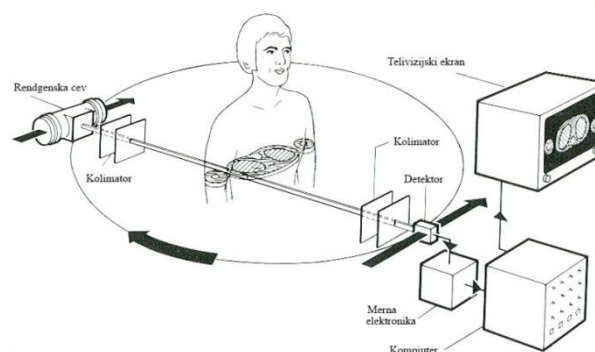
Sušтина kompjuterizovane tomografije je u uporednim i brojnim merenjima koeficijenta apsorpcije određenog preseka jednog ili više organa kroz koje prolaze rendgenski zraci u vrlo uskom snopu i iz različitih uglova. Nakon prolaska kroz organe dobijaju se oslabljeni rendgenski zraci koje prihvataju i mere pravilno raspoređeni detektori. Kolika će biti apsorpcija rendgenskih zraka zavisi od debljine sloja, gustine tkiva i njihovog rednog broja u periodnom sistemu elemenata (11).

Fotodetektoru sadrže kristale koji su osetljiviji od kristala srebro-bromida rendgenskog filma, čak i ako postoje minimalne razlike u apsorpciji (između vode, normalne krvi i koaguluma), što se odražava različitim opacitetima kontrastnosti, za razliku od rendgenskog filma gde se one ne mogu uočiti. Razlika u detektorima nije ključna kod planarnog imidžinga i CT. Kod CT nema superpozicije tkiva. Kompjuterizovana tomografija prikazuje i razliku u gustini tkiva i apsorpciji rendgenskih zraka koja postoji unutar organskog tkiva, i između bolesnog i zdravog tkiva (11).

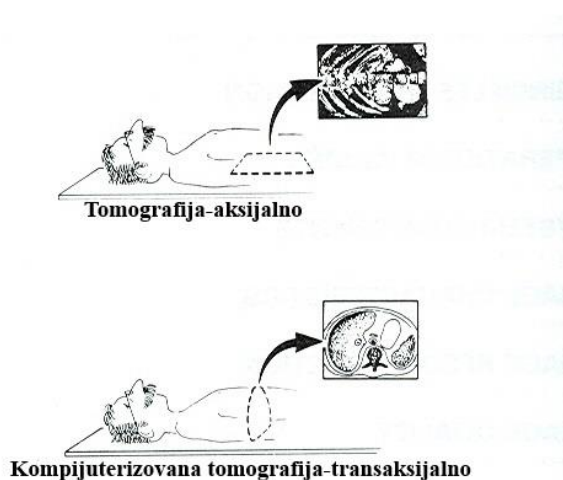
Tokom tomografskog pregleda rendgenska cev se kreće aksijalno, duž pacijentove ose, precizno i sinhronizovano sa detektorom (film kod konvencionalne radiografije, ravni detektor kod digitalne radiografije). Pritom se dobija koronalni presek, dajući tako aksijalni prikaz regije od interesa. Kod CT, rendgenska cev i detektor se kreću transaksijalno normalno na pacijentovu uzdužnu Z-osu, dajući tako transverzalni presek regije od interesa (18). Shematski prikazi dati na slikama 4,5 i 6.



**Slika 4.** Shematski prikaz klasične tomografije- aksijalno-koronalni presek (18)



**Slika 5.** Shematski prikaz principa kompjuterizovane tomografije (18)

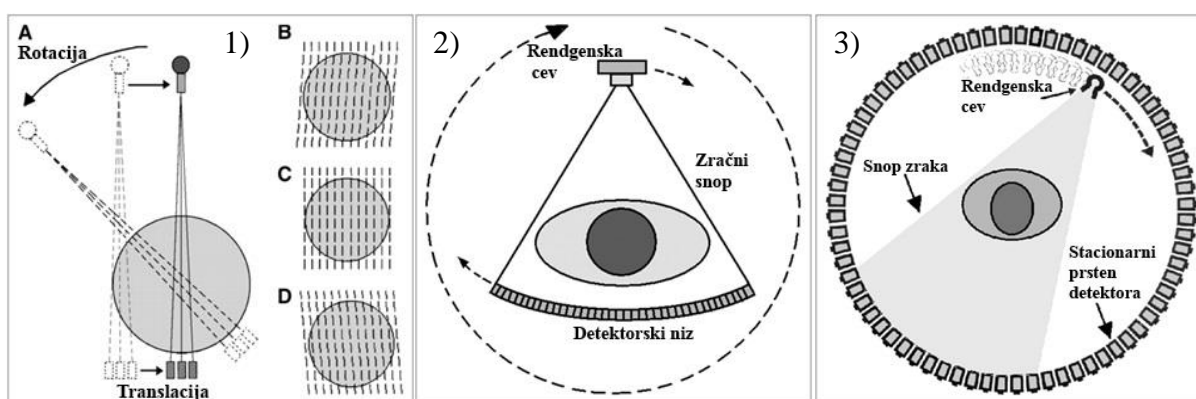


**Slika 6.** Shematski prikazi tomografskog aksijalnog preseka i CT transaksijalnog preseka (18)

## 1.6. Generacije CT skenera

Tehnološki razvoj skenera ogleda se u njegovim brojnim generacijama. Prva EMI generacija CT skenera je sadržala samo jedan detektor. Kretanje sistema je bilo translaciono-rotaciono i zahtevalo je mnogo vremena (oko 5 min.) za jedno snimanje, a pacijent je morao da bude nepomičan za to vreme, što je bilo za njega nekomforno (11).

Da bi se skratilo vreme skeniranja uveden je sistem od više detektora koji su međusobno pomereni za mali ugao u snopu rendgenskih zraka u ravni sloja. Ovo je karakteristika CT skenera druge generacije (V. Sliku 7). I dalje se sistem kretao translaciono-rotaciono (11).



**Slika 7.** 1) Skeneri 2. generacije. A) Transmisija multiplih uskih snopova prema brojnim detektorima za vreme svake translacije. B-D) Mali ugao između uskih snopova omogućava svakom detektoru da dobije kompletno odvojene podatke pod različitim uglom; 2) Geometrija 3. generacije. Detektori u širokom nizu. Cev i detektori čvrsto povezani u spregu; 3) Geometrija 4. generacije skenera. Fiksiran detektorski prsten. U početku je rendgenska cev bila unutar ovog prstena i rotirala, kasniji dizajn je pomerio rendgensku cev van ovog prstena. (20)

Treća generacija CT skenera (V. Sliku 7) se zasniva samo na rotacionom kretanju sistema. Rendgenska cev je smeštena u kružnom okviru, genteriju, nasuprot nizu detektora (8). Ukinuto je translaciono kretanje, a snop rendgenskih zraka proširen je i obuhvata ceo sloj (presek) objekta (11,18).

Četvrta generacija CT uređaja ima po punom krugu ravnomerno raspoređene detektore koji su nepokretni. Kreće se samo rendgenska cev i to unutar detektorskog kruga (V. Sliku 7). Najpre su to bili CT uređaji sa rotirajućom rendgenskom cevi i stacionarnim detektorima (11,18).

Spiralni, subsekundni skeneri unapredili su kliničku primenu npr. volumensko skeniranje tokom jednog udaha bez propuštenih lezija. Takođe je povećan komfor pacijenta i smanjeni su artefakti usled pomeranja, tako da su osnovne karakteristike CT skenera 5. generacije bile subsekundno vreme rotacije i kontinualna volumenska akvizicija (18).

Multidetektorski CT (MDCT) koristi više detektorskih redova duž Z-ose odn. duž pacijenta (longitudinalni pravac, pod pravim uglom na aksijalnu ravan CT-a). Veliki broj detektorskih redova prikuplja podatke koji se mogu kombinovati kao da su prikupljeni sa jednog detektora, što predstavlja veliku prednost MDCT. Pojam "kanal" predstavlja najmanju detektorsku jedinicu u smeru Z-ose, sa koje se mogu nezavisno prikupljati podaci. Komercijalni MDCT mogu istovremeno prikupljati podatke sa najviše 64 nezavisna kanala. Svaki kanal prikupi dovoljno podataka za stvaranje jednog aksijalnog preseka (21).

Proizvođač GE (General Electric) koristi 16 detektorskih redova iste veličine duž Z-ose, dok proizvođači SIEMENS, PHILIPS i TOSHIBA koriste detektorske redove duž Z-ose različitih veličina. Upotrebom detektorskih redova različitih veličina može se postići veći broj različitih širina preseka. Ukoliko su potrebni preseki manjih širina, koriste se samo centralni detektorski elementi detektorskih redova (19).

Skeneri MDCT omogućavaju brzo prikupljanje podataka iz snimane zapremine uz manje opterećenje rendgenske cevi, a time skraćuju i vreme ekspozicije. Njihova prednost se ogleda i u tome što omogućavaju snimanje specifičnih anatomskih zapremina sa tanjim presecima, što značajno poboljšava prostornu rezoluciju u longitudinalnom smeru (21).

## **1.7. Princip nastajanja slike u CT**

U osnovi radiografije nastanak slike se zasniva na fenomenu slabljenja X-zraka pri njihovom prolasku kroz telo. Kod CT skenera merenje intenziteta slabljenja vrši se pomoću osetljivih detektora, koji pod uticajem primljenih rendgenskih zraka stvaraju električne signale srazmerno intenzitetu zračenja (11).

Rendgenska cev i detektor su mehanički povezani tako da čine jednu čvrstu spregu, koja je u prostoru uvek orijentisana tako da centralni zrak pada tačno na detektor i leži u ravni sloja koji se snima. Za vreme zračenja sprega se pomera prvo translatorno npr. sa leva na desno, tako da se

prebriše ceo sloj. Zatim se sprega pomeri za određeni ugao ( $1^0$ ) i ponovo translatorno prebriše ceo sloj sada sa desna na levo. Ovo se ponavlja sve dok se sprega ne okrene za  $180^0$ , čime se postiže da se izabrani sloj snimi iz svih projekcija (11).

Električni signali koje daju detektori pretvaraju se u digitalne vrednosti i dovode u računar gde se obrađuju i organizuju u vidu matrice ili tzv. digitalne “numeričke” slike. U matrici se nalaze izmerene vrednosti slabljenja svake tačke sloja složene tako da njihov fizički položaj u sloju ima odgovarajuće mesto u matrici. Ovako stvorena matrica ili latentna slika u digitalnom obliku čita se po posebnom postupku, a pri rekonstrukciji slike i intenzitetima slabljenja od 0% do 100% pridodaju se kroz monitorsku elektroniku razni stepeni sivog (belo=0%, crno=100%) (11).

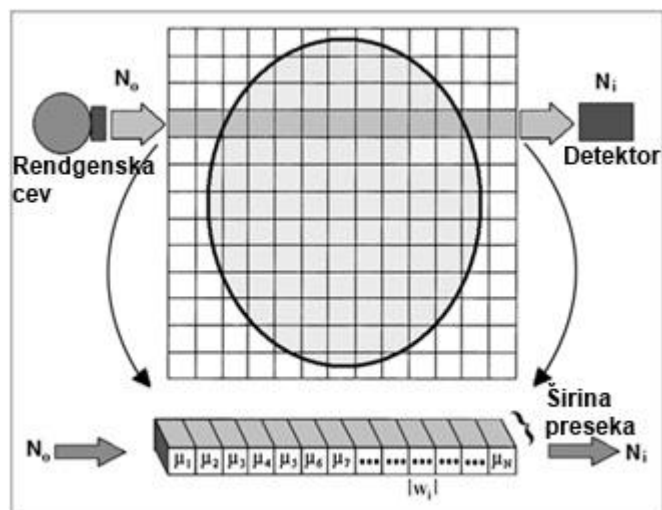
Pre same rekonstrukcije slike treba izvršiti korekciju podataka dobijenih sa detektora. To je važno jer snop X-zraka nastao u rendgenskoj cevi nije monoenergetski (19).

## 1.8. Rekonstrukcija slike na CT uređaju

Rekonstrukcija slike podrazumeva formiranje slike iz dobijenih mernih podataka tokom jednog skeniranja i njeno prikazivanje na ekranu monitora za sliku (11). Ona zapravo predstavlja elektronski zapis slabljenja rendgenskih zraka u obliku matrice intenziteta (18). Slabljenje X-zraka pri prolasku kroz materiju-tkivo definiše se kao *linearni koeficijent slabljenja* i obeležava se sa  $\mu$ . Na njega utiču energija zračenja, spektar energija rendgenskog zračenja, sastav tkiva kroz koji prolaze X-zraci i posledične interakcije (apsorpcija, rasipanje...) (11).

Potrebno je odrediti  $\mu$  u svakoj tački objekta koji se snima. Iz tog razloga objekat je podeljen na više elemenata slike (pikseli) koji predstavljaju dvodimenzionalni prikaz odgovarajućeg tkivnog volumena. Pikseli su složeni u odgovarajući broj redova i kolona u datoj matrici (256 x 256, 512 x 512 itd.). Svaka izmerena vrednost  $\mu$  ima u matrici svoje mesto koje odgovara tačno njenom položaju u objektu. Brojna vrednost vezana za svaki piksel zove se CT broj ili Hounsefield Unit (HU) (11,18). Voksel predstavlja trodimenzionalni prikaz tkivnog volumena uslovljen pikselom i debljinom CT sloja (11). Prikaz rekonstrukcionog matriksa dat je na Slici 8.





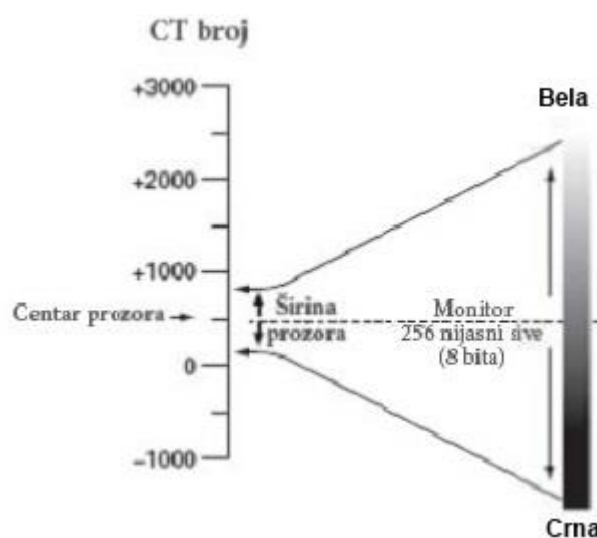
**Slika 8.** Rekonstrukcioni matriks. Haunsfieldova vizija skeniranog preseka koji se sastoji od matrice malih kockica tkiva - voksela, svaki sa svojim koeficijentom atenuacije  $\mu$ . Mere transmisije X-zraka ( $N_i$ ) mogu se izraziti kao suma vrednosti atenuacije koja se dešava u vokselima duž putanje zraka za  $N_i$ . Cilj rekonstrukcije CT slike je da se odredi koliko atenuacije uskog snopa X-zraka nastaje u svakom vokselu rekonstrukcijske matrice. Ove izračunate vrednosti atenuacije se tada predstavljaju kao nivoi sivog u dvodimenzionalnoj slici preseka (ravni X i Y) i označava se kao piksel. (20)

Svaki piksel je predstavljen na monitoru kao nijansa sivog i odgovara CT broju u opsegu od -1000 do 1000, pri čemu je CT broj za vodu 0, a za vazduh -1000. Medicinski CT skeneri rade sa tipičnim opsegom od -1024 do +3071 HU (18). Kao referentna vrednost apsorpcije kod CT izabrana je voda i njoj je data vrednost relativnog linearnog koeficijenta slabljenja jednaka nuli. Prema njoj se određuju druge vrednosti tkiva i organa (V.tabelu 2) (11).

**Tabela 2.** CT brojevi za neka tkiva i organe (19)

Tkivo/organ	CT broj (HU)
Kosti	1000 +
Hemoragija	60 do 110
Jetra	50 do 80
Mišići	44 do 59
Krv	42 do 58
Siva masa	32 do 44
Bela masa	24 do 36
Srce	~24
Cerebrospinalna tečnost	0 do 22
Voda	0
Masno tkivo	-20 do -100
Pluća	-300
Vazduh	-1000

Izvežbano ljudsko oko može da razlikuje samo oko 30-40 nijansi crno-bele skale. Iz tog razloga je potrebno da se izabere samo jedan opseg apsorpcionih vrednosti iz ukupnog spektra slike, pa da se samo on raširi preko određenog broja stepena sivog koje ljudsko oko može da razlikuje (metoda “window”) (11). Određivanjem intervala CT brojeva (širina prozora-window width) i centra prozora CT brojeva (window) dobija se veća kontrastna rezolucija slike, naročito kod mekih tkiva, jer su mu kontrastne razlike male (22). Ovo podešavanje može biti ručno ili automatsko (V. Sliku 9).



**Slika 9.** Širina i centar prozora CT brojeva (19)

Gore je navedeno kako se dobija numerička (digitalna) slika objekta, koja se elektronski prenosi u računar. Rekonstrukcija slike, zapravo, predstavlja matematički algoritam, pomoću koga se dobija dvodimenzionalna raspodela koeficijenata slabljenja izračunatih iz dovoljnog broja projekcija. Kod savremenih CT uređaja upotrebljava se algoritam koji se zasniva na Fourier-ovim transformacijama. Radi odstranjivanja međusobnog uticaja okolnih elemenata (piksela) koriste se specijalni matematički filtri, čime se uklanjaju neoštine. Po završetku izračunavanja pristupa se elektronskom određivanju stepena zacrnjenja za svaki element matrice, srazmerno izračunatim vrednostima (11). Računar je neophodan za simultano rešavanje velikog broja jednačina na kojima se zasniva rekonstrukcija slike (18).

Obrada podataka (data processing) je značajno komplikovanija u sistemima CT imidžinga u poređenju sa konvencionalnom radiografijom, jer individualne slike treba da se rekonstruišu iz sinograma individualnih preseka. Sinogram sadrži podatke sakupljene za vreme diskretnih intervala

rotacije, stoga je proces rekonstrukcije slike stvar reverzije rotacije. Ovaj koncept je poznat kao projekcija unazad (back projection) (8).

Kôd akvizicije slike odnosi se na pojam koji označava proces u kojem se sinogram prvo konvertuje u inicijalnu sliku korišćenjem filtrirane projekcije unazad (FBP). Ova slika se definiše kao originalna rekonstrukcija, i kao takva može da koristi dva metoda iterativne rekonstrukcije (IR): klasični metod gde su iteracije (ponavljanja) između prostora slike i prostora podataka, i noviji metod ograničen na iteracije (ponavljanja) unutar prostora slike. Oba metoda mogu biti kombinovana (23,24).

## 1.9. Dozimetrija u dijagnostičkoj radiologiji

Procena pacijentne doze je najvažniji aspekt opravdanosti pregleda, a osim toga proces optimizacije se temelji na poznavanju pacijentne doze, njene zavisnosti od parametara ekspozicije i izbora opreme.

Doze za tkiva ili organe nisu merljive direktno. U praksi su merljive primenjive specifične veličine, koje se modifikuju konverzionim koeficijentom apsorbovane doze, pri čemu nastaje ukupna vrednost doze organa ili tkiva (25). Određivanje doze treba da se vrši kalibrisanim instrumentima.

Kod CT-a primena specifičnih veličina je preporučena od strane Međunarodne komisije za radijacione jedinice i mere (International Commission on Radiation Units and Measurements-ICRU) (26).

Kompjuterizovana tomografija predstavlja jedinstven modalitet zbog svoje geometrije i primene, sa kontinuiranom ekspozicijom oko pacijenta, i ima svoje specifične parametre za proračun doze zračenja. Ovaj modalitet koristi tipične tanke preseke u rasponu od 0.5 do 20 mm nominalne kolimacije zraka. Međutim, takođe koristi multiple ekspozicije određene dužine pacijenta da bi se pokrio anatomski volumen. Ove ekspozicije se mogu vršiti u sekvencama skenova (kao npr. pre- i postkontrastna serija skenova).

Tomografska ekspozicija CT skenova sa potpunom rotacijom od 360° rezultuje u radijalno simetričnom doznom gradijentu unutar pacijenta. Na magnitudu ovog doznog gradijenta (razlika

između centra i periferije) utiče nekoliko faktora, uključujući veličinu objekta, spektar X-zraka i atenuaciju tkiva (27).

Važno je istaći da je snop zračenja koji se koristi u CT uzan (kolimisan), i da značajan deo energije odlazi van nominalne širine snopa. Potrebno je takođe naglasiti da CT pregled podrazumeva seriju pojedinačnih preseka sve dok se ne pokrije posmatrana anatomska oblast, sa mogućnošću preklapanja susednih preseka, te se ne zna da li se navedena doza odnosi na pojedinačni presek ili na celu seriju preseka. Iz tog razloga, bilo je neophodno definisati CT specifične dozimetrijske mere (19).

### 1.10. Dozimetrijske veličine i jedinice

U opšte mere doze zračenja spadaju ekspozicija, apsorbovana doza i efektivna doza, dok su specifične CT dozimetrijske veličine CT dozni indeks (Computed Tomography Dose Index-CTDI), proizvod dužine i doze (Dose Length Product-DLP) i efektivna doza (27).

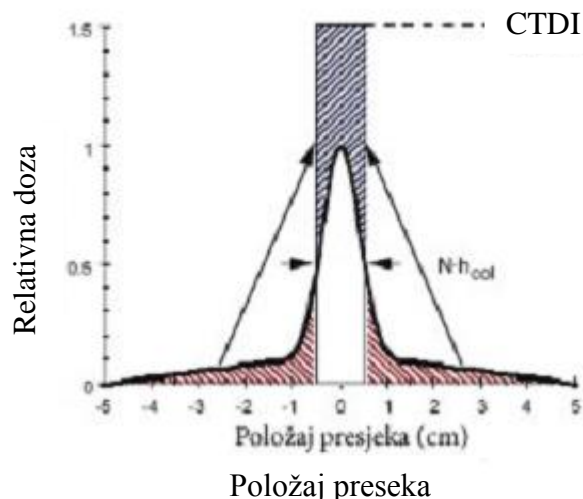
Srednja vrednost kerme u vazduhu po jednom preseku u literaturi se naziva i CT indeks kerme u vazduhu,  $CTDI_{air}$  ili CT dozni indeks (28,29).

Ekstremno kolimisan snop X-zračenja koji se koristi u CT proizvodi izrazito neuniformnu raspodelu apsorbovane doze u telu pacijenta. Metode procene pacijentne doze u CT baziraju se na osnovnoj dozimetrijskoj veličini – **CTDI**, koja je mera lokalne doze i protokola pregleda (19), a koja je data izrazom:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (30)$$

gde je T debljina tomografskog sloja a  $D(z)$  distribucija apsorbovane doze duž ose paralelne osi rotacije gentryja koja nosi oznaku z (4).

CTDI predstavlja srednju apsorbovanu dozu duž Z-ose pacijenta od serije susednih ekspozicija.



**Grafikon 2.** Prikaz CTDI (31)

Dakle, CTDI je mera izlaganja zračenju unutar posmatranog preseka i zavisi od primarne kolimacije, rastojanja kolimator-cev, polusenke i količine rasipnog zračenja. Meri se samo za jednu rotaciju rendgenske cevi (jedan aksijalni presek), a računa se kao količnik integralne apsorbovane doze i nominalne ukupne kolimacije snopa. Dakle, CTDI je jednak količniku površine ispod krive doznog profila i ukupne širine preseka (31) (V. Grafikon 2).

Jedinica za CTDI je J/kg, a naziva se grej (Gy).

### CTDI<sub>100</sub>

CTDI<sub>100</sub> predstavlja integral radijacionog doznog profila za pojedinačni aksijalni presek i za tačno definisane granice integrala koje iznose ±50mm. Dozimetrijska veličina CTDI<sub>100</sub> se definiše kao:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz. \quad (21)$$

Normalizovani CTDI (*nCTDI*) je količnik CTDI-a i proizvoda jačine struje i vremena ekspozicije (mAs), odnosno:

$$nCTDI_{100} = \frac{CTDI_{100}}{Q} \quad (21)$$

gde je Q proizvod jačine struje cevi i vremena ekspozicije (količina naelektrisanja cevi).

Normalizovani CTDI je karakteristika posmatranog modela skenera. Označava kapacitet skenera u smislu radijacionog izlaza, a koristi se za jednostavno poređenje različitih uređaja i nema nikakvo značenje kad su u pitanju pacijentne doze kod CT pregleda (19).

#### Ponderisani CTDI ( $CTDI_w$ )

$CTDI_w$  predstavlja srednju vrednost doze za posmatrani presek i dobija se kombinovanjem vrednosti  $CTDI_{100}$  u centru ( $c$ ) i na periferiji ( $p$ ) fantoma na sledeći način:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 CTDI_{100,p,i} \right) \quad (21)$$

$CTDI_w$  se može meriti odvojeno u fantomima za glavu i za telo. U slučaju kada se koristi fantom za glavu (načinjen od polimetilmetakrilata-PMMA 16cm) vrednosti u centru ( $CTDI_{100,c}$ ) i na periferiji ( $CTDI_{100,p}$ ) su skoro identične, što nije slučaj kada se koristi fantom za telo (PMMA 32 cm), gde vrednost merena u centru iznosi približno polovinu vrednosti na periferiji, što je rezultat većeg prečnika fantoma i samim tim većeg slabljenja zračenja.  $CTDI_w$  takođe može da bude normalizovan, analogno prethodnom (19).

CTDI se meri u vazduhu ili u fantomu jonizacionom komorom ili TLD. Na osnovu preporuka Uprave za hranu i lekove SAD (FDA), merenja se izvode u centru i na periferiji cilindričnog fantoma načinjenog od PMMA prečnika 16 cm i 32 cm. (4)

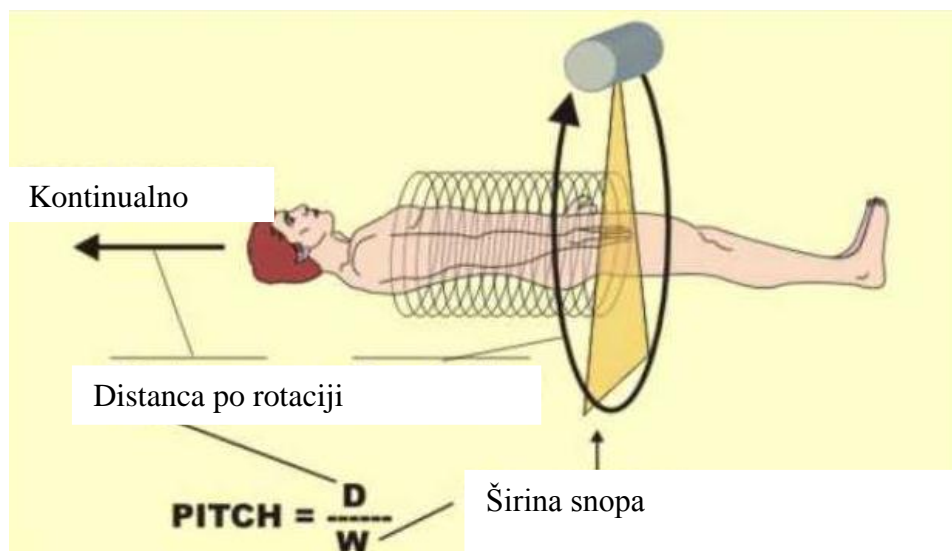
CTDI se meri cilindričnom jonizacionom komorom dužine 10 cm. Veličina  $CTDI_{10cm}$  je definisana izrazom:

$$CTDI_{10cm} = \frac{1}{T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz. \quad (32)$$

Za merenja u fantomu razlika između  $CTDI_{FDA}$  i  $CTDI_{10cm}$  može biti značajna. Prilikom merenja CTDI u vazduhu doprinos rasejanog zračenja je zanemarljiv (4).

#### CT pitch faktor ( $p$ )

Kod spiralnog skeniranja pacijenatov sto se kreće istovremeno sa rotacijom sistema rendgenska cev- detektor, koji opisuje spiralnu putanju oko pacijentovog stola. Stoga, jedan od važnijih faktora pri spiralnom skeniranju je tzv. pič (pitch) faktor (faktor proreda), kojim se definiše brzina skeniranja. Po definiciji predstavlja količnik brzine pomeranja pacijentovog stola (u mm) po jednoj rotaciji rendgenske cevi i debljine sloja tj. kolimacije (u mm) (18) (V. Sliku 10).



**Slika 10.** Shematski prikaz proračuna pič faktora (33)

Ako pič faktor iznosi tačno 1, to znači da se susedni preseki dodiruju; ukoliko je pič faktor manji od 1, susedni preseki se preklapaju, a ako je veći od 1 javljaju se praznine između susednih preseka. Prema Međunarodnoj elektrotehničkoj komisiji (International Electrotechnical Commission-IEC) (34) definicija CT pič faktora je:

$$CT \text{ pitch faktor} = \frac{\Delta d}{N \cdot T} \quad (34)$$

gde je  $\Delta d$  pomeraj pacijentovog ležaja po rotaciji, T je nominalna debljina preseka u mm, N je broj simultanih tomografskih preseka za jednu rotaciju cevi (N=1 za SDCT i N>1 za MDCT), a N·T je nominalna kolimacija snopa (34).

Ako se vrednost pič faktora povećava, softver MDCT skenera može automatski povećati jačinu struje cevi (mA) tako da šum i doza koju prima pacijent ostaje relativno stalna sa promenom vrednosti pič faktora (35).

#### Zapreminski CTDI ( $CTDI_{vol}$ )

Po definiciji predstavlja srednju dozu u ukupno skeniranoj zapremini:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_W}{CT \text{ pitch faktor}} \quad (21)$$

Suštinski,  $CTDI_{vol}$  koriguje vrednost  $CTDI_w$  za vrednost pič faktora, sadrži informacije za određene protokole snimanja uzimajući u obzir praznine ili preklapanja susednih doznih profila (19).

### Proizvod doze i dužine (DLP)

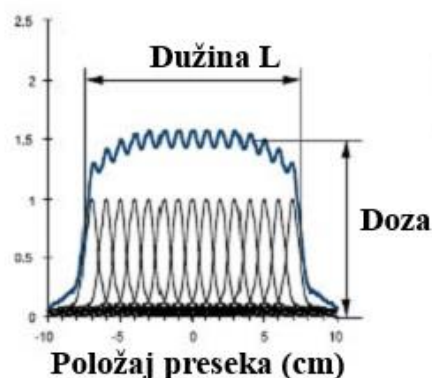
Sve prethodno navedene dozimetrijske veličine zasnovane na CTDI su mera lokalne doze u posmatranom preseku. Konfuzija nastaje kada se postavi pitanje da li je pacijentna doza kod pregleda pacijenta sa 10 preseka, 10 puta veća od doze pregleda sa samo jednim presekom. Iako na prvi pogled ne izgleda logično, u oba slučaja doza je jednaka. Ova kontradiktornost potiče od same definicije apsorbovane doze, kao količine apsorbovane energije  $dE$  po jedinici mase  $dm$ , te se sa povećanjem broja preseka automatski povećava i masa, a da pri tom doza ostaje konstantna (19).

DLP je mera ukupnog rizika (doze) za pacijente. U kompjuterizovanoj tomografiji DLP predstavlja proizvod doznog indeksa i dužine spiralnog skeniranja :

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (31)$$

DLP je aditivna veličina. Izračunava se kao integral ispod krive. SI jedinica za DLP je  $mGy \cdot cm$ .

Ukoliko se radiološka pretraga sastoji od nekoliko faza, tada je DLP za ukupni pregled dat kao suma DLP-ova svake pojedinačne faze (V. Grafikon 3).



**Grafikon 3.** Prikaz DLP (31)

Noviji skeneri na displeju prikazuju vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP (Slika 11). DLP kao mera ukupne apsorbovane energije za posmatrani protokol skeniranja predstavlja integralnu meru rizika izlaganja jonizujućem zračenju. Npr. CT pregled abdomena može da ima isti  $CTDI_{vol}$  kao i CT



pregled karlice, ali će DLP abdomena biti veći, proporcionalno anatomskoj oblasti koja se skenira (31).

The screenshot shows a patient information header and a table of scan parameters. The patient information includes: PATIENT, 07/20/1932, Study 1, 0 IMA, 13-Apr-2011 12:19, Ward: (blank), Total mAs 14198, Total DLP 1696, and Operator: (blank). The table lists four scans: Topogram, Neck, Neck, and Neck, with columns for Scan, kV, mAs / ref., CTDIvol, DLP, TI, and cSL. The bottom right corner shows W: 50 and C: 200.

Patient ID	Position	H-SP	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol	DLP	TI	cSL
07/20/1932	Topogram	H-SP	1	130				5.9	0.6
	Neck		2	130	113 / 130	14.99	676	1.0	0.6
	Neck		3	130	100 / 130	13.18	344	1.0	0.6
	Neck		4	130	113 / 130	14.99	676	1.0	0.6

**Slika 11.** Primer prezentovanih dozimetrijskih parametara kod CT pregleda regije vrata.

(Centar za radiologiju, Klinički Centar Vojvodine- Novi Sad)

### Efektivna doza

Efektivna doza ( $E$ ) je, kao što je ranije navedeno, parametar koji pokazuje rizik od izlaganja zračenju i omogućava normalizaciju parcijalnih izlaganja, odnosno izlaganja dela tela u odnosu na izlaganje celog tela. Ona pokazuje odnos mogućnosti oštećenja zdravlja zbog stohastičkih efekata, i zavisi od pola i starosti pacijenta pri ekspoziciji. Za njenu procenu potrebno je poznavanje radioosetljivosti pojedinih organa tela, što se obično dobije upotrebom Monte Carlo simulacije i upotrebom specijalnih fantoma. SI jedinica za efektivnu dozu je sivert ( $Sv$ ). Pomoću  $E$  moguće je porediti ekspozicije različitim izvorima jonizujućih zračenja, kao i prirodnom zračenju (19,36,37).

Praktični pristup za procenu  $E$  je korišćenje vrednosti DLP, godina i regionalnog specifičnog konverzionog faktora  $k$ , prema relaciji (37):

$$E = k \cdot DLP \quad (21)$$

gde je  $k$  konverzioni faktor, čija je jedinica  $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$  i zavisi od posmatranog organa i starosne dobi pacijenta (V. tabelarni prikaz koeficijenata  $k$  za različite delove tela - Tabela 3).

**Tabela 3.** Normalizovana efektivna doza po DLP za odrasle pacijente standardne građe i za pedijatrijske pacijente, različite starosti i za različite delove tela (38)

Anatomski region	k (mSv · mGy <sup>-1</sup> · cm <sup>-1</sup> )				
	0 godina	1 godina	5 godina	10 godina	Odrasli
Glava i vrat	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Glava	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Vrat	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Grudni koš	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen i karlica	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Trup	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Koncept efektivne doze je prvenstveno razvijen za potrebe kontrole profesionalnog izlaganja, te se u zaštiti od zračenja koristi za potrebe optimizacije, i ne treba ga primenjivati u bilo kakvim epidemiološkim studijama ili za procenu rizika za pojedince. Za takvu namenu se koristi apsorbirana doza. U pacijentnoj dozimetriji najveća prednost koncepta efektivne doze je ta što postoji mogućnost poređenja doza različitih dijagnostičkih i terapijskih procedura i mogućnost poređenja istih tehnika snimanja, ali u različitim medicinskim ustanovama (v. tabelu 4).

**Tabela 4.** Tipične vrednosti efektivne doze za određene dijagnostičke radiološke procedure(38)

Vrsta pregleda	Efektivna doza
CT glave	1 - 2 mSv
CT grudnog koša	5 - 7 mSv
CT abdomena	5 - 7 mSv
CT karlice	3 - 4 mSv
CT abdomena i karlice	8 - 11 mSv
CT angiografija	5 - 12 mSv
Radiografija glave	< 0,1 mSv
Radiografija zuba	< 0,1 mSv
Radiografija grudi	0,1 – 0,2 mSv
Mamografija	0,3 – 0,6 mSv
Radiografija profila kičme	3 - 6 mSv
IUV	3 - 6 mSv
Dijagnostička angiografija	5 - 10 mSv

### 1.11. Fantomi u dijagnostičkoj radiologiji

Fantom kao opšti pojam označava objekat bez sadržine, a u dijagnostičkoj radiologiji i dozimetriji predstavlja fizički objekat ili matematičku apstrakciju. Njegova funkcija je da simulira transport X-zraka kroz telo pacijenta u smislu apsorpcije i rasejanja, i da omogući merenje i proračun doza u uslovima koji na zadovoljavajućem nivou poverenja reflektuju kliničku praksu. Pored toga, fantomi se mogu koristiti i za procenu kvaliteta slike u dijagnostičkoj radiologiji (4). Za

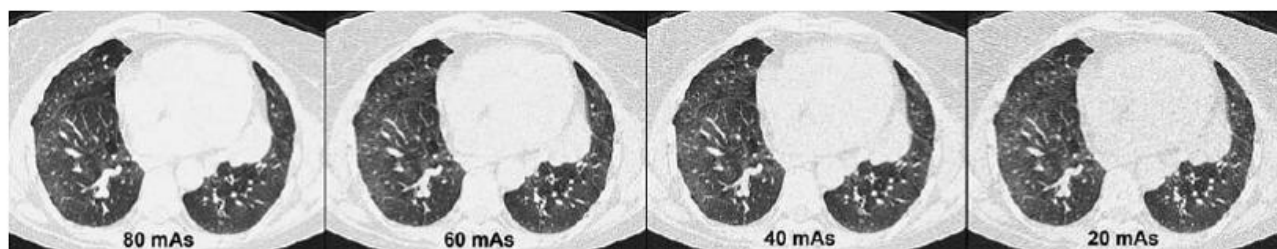
određivanje doze u CT koriste se standardni cilindrični fantomi prečnika 16 cm za simulaciju pedijatrijskih pregleda i pregleda glave odraslih pacijenata, i prečnika 32 cm za određivanje pregleda trupa odraslih pacijenata.

### 1.12. Faktori koji utiču na dozu zračenja u CT

Faktori koji *direktno* utiču na dozu zračenja su: energija X-zraka (napon), jačina struje (mA), vreme rotacije ili ekspozicije, ukupna dužina skenirane regije, debljina preseka, debljina objekta ili atenuacija, pič faktor, tehnike redukcije doze kao što su varijacija ili modulacija jačine struje, i rastojanje od rendgenske cevi do izocentra. Faktori koji *indirektno* utiču na dozu zračenja su oni koji imaju direktan uticaj na kvalitet slike, npr. rekonstrukcijski filter. Automatska ekspozicija kontrole (automatic exposure control –AEC) i iterativna rekonstrukcija imaju više kvalitativan nego kvantitativan uticaj na dozu i kvalitet slike. Izbor ovih parametara može da utiče na operatera da promeni podešavanje koja direktno utiču na dozu zračenja (8,27).

#### Jačina struje (mA)

Deluje tako da utiče na broj fotona koji izlaze iz rendgenske cevi, pošto određuje broj emitovanih katodnih elektrona. Iz praktičnih razloga koristi se veličina *mAs*, jačina struje pomnožena sa vremenom skeniranja izraženim u sekundama (8). Smanjenje jačine struje je najpraktičniji način redukcije CT doze, jer je doza zračenja direktno proporcionalna jačini struje. Tako npr. ukoliko smanjimo jačinu struje za 50%, redukovaćemo i dozu zračenja na pola. Ovde se mora pritom obratiti pažnja na povećanje šuma slike, što može uticati na dijagnostički ishod pregleda (39) (V. Sliku 12).



**Slika 12.** Ekspiratorni MDCT pri efektivnim vrednostima 140 kV i 80 mAs. Simulirani skenovi nižih efektivnih vrednosti mAs na 60, 40 i 20 mAs. Zone “air trapping”-a su podjednako detektabilne pri svakoj dozi. (40)

### Napon cevi (kV)

Predstavlja razliku potencijala između katode i anode u rendgenskoj cevi, čime se određuje ubrzanje elektrona. Ovo zapravo utiče na kinetičku energiju elektrona kada dođu do anode, a samim tim i na broj interakcija pre nego što oni budu apsorbovani. Kao posledica toga, povećanje napona (kV) cevi će povećati dozu, ali će ostali faktori ostati konstantni. Povećanje napona eksponencijalno povećava dozu zračenja, dok niži napon znači bolji kontrast. Retko se menja uobičajena vrednost od 120 kV. Neki pregledi koriste različitu voltažu, ali retko van opsega od 80 do 140 kV (41). Efekat napona cevi na kvalitet slike je kompleksniji, jer utiče i na šum slike i na tkivni kontrast. Potrebna su dalja istraživanja o primeni nižeg napona cevi u smislu doznih prednosti, jer kompleksan odnos između tkivnog kontrasta, šuma slike i doze zračenja zavisi od veličine pacijenta (39).

### Vreme rotacije(s)

Moderni skeneri imaju vreme rotacije gentryja u području 0,4 sekunde. Glavna posledica smanjenja vremena rotacije je povećanje šuma i redukcija apsorbovane doze. Da bi se izbegao šum, obično se povećava jačina struje cevi (8).

### Ukupna dužina skenirane regije (cm)

Apsorbovana doza je veća ukoliko je veći deo pacijenta eksponiran zračenju/skeniranju. Iz tog razloga, neophodno je jasno ograničiti dužinu skenirane regije koja je dijagnostički relevantna za pacijenta, jer će se u suprotnom videti nepotrebno povećanje doze (overscan).

### Debljina preseka (mm)

Kod MSCT skenera širina svakog individualnog detektorskog elementa u longitudinalnom pravcu određuje najmanju debljinu preseka, a spajanjem multiplih susednih detektorskih elemenata u toku detekcije može se povećati debljina preseka. Ovo značajno utiče na kvalitet slike, pošto tanki preseki imaju bolju prostornu rezoluciju u poređenju sa debljim presecima, ali imaju niži odnos signal-šum. Da bi se smanjio odnos signal-šum, potrebno je povećati npr. jačinu struje što značajno povećava dozu pacijenta (42).

### Pič faktor

Ukoliko povećamo vrednost pič faktora, veća je brzina stola za datu kolimaciju, a kraća ekspozicija pacijenta, i samim tim manja doza zračenja (posebno ako su ostali parametri skeniranja, uključujući jačinu struje, konstantni). Iako je skeniranje sa visokom vrednosti pič faktora generalno

više dozno efikasno, ono ima tendenciju da prouzrokuje spiralne artefakte, degradaciju senzitivnosti profila preseka i smanjenje prostorne rezolucije (39).

U cilju smanjenja doze razvijene su mnoge *tehničke inovacije*, a neke od njih su još u eksperimentalnoj fazi. Neke od ovih inovacija su prepacijentna kolimacija zračnog snopa, primena boljih filtera i algoritama procesinga slike, automatska modulacija jačine struje cevi, efikasna konfiguracija detektora (39).

Primena *bizmutske zaštite* na regije radiosenzitivnih organa, kao što su dojka, očna sočiva i gonade, je od posebnog značaja kod pedijatrijskih pacijenata i odraslih mlađih pacijenata. Postoje podaci iz različitih studija koji potvrđuju da se doze zračenja mogu smanjiti u regiji tireoideje i dojki u proseku od 45% do 76% primenom bizmutske zaštite (39) (V. sliku 13).



**Slika 13.** A. Fotografija fantoma sa bizmutskom zaštitom za oči B. Sken sa jednom bizmutskom zaštitom u istoj regiji. Postignuta redukcija doze 26.4%. (43)

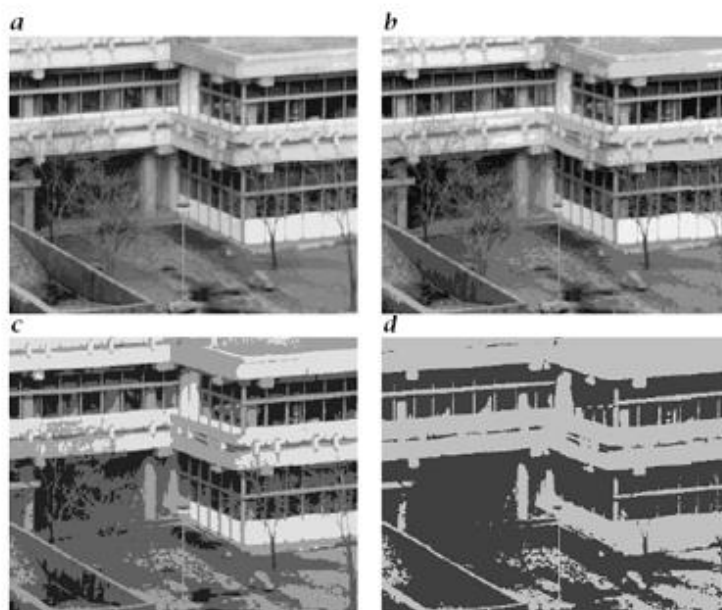
Ulogu u redukciji pacijentnih doza imaju u velikoj meri i kvalifikovani medicinski radnici koji treba da utvrde neophodnost CT pregleda prema indikacijama, a opravdanost pregleda je odgovornost i radiologa, čija je obaveza da eliminiše neodgovarajuće CT preglede (39). Treba uzeti u obzir i primenu procedura koje ne koriste jonizujuće zračenje, kao što su ultrazvuk i magnetna rezonanca (MR), ukoliko su adekvatne kliničke indikacije za dobijanje iste ili veće dijagnostičke informacije (7).

### 1.13. Kvalitet slike u CT

Radiološka slika je prikaz prostorne varijacije neke fizičke veličine: fluksa X-zračenja, optičke gustine (radiografija) ili vrednosti skale sivog (slika na monitoru). Istovremeno, to je prikaz i prostorne distribucije tkiva pacijenta. Vizuelizacija značajnih detalja zahteva izdvajanje “struktura od interesa” iz pozadine. Upravo ova razlika između značajnih struktura i pozadine naziva se signal (44,45).

Monohromatska (crno-bela) slika je prostorna raspodela određenih intenziteta nijansi sive boje (za minimalan intenzitet se uzima bela boja, a za maksimalan crna boja). U matematičkom smislu slika je kontinuirana funkcija dva parametra: položaja u ravni tačke na slici i intenziteta sive boje te tačke. Računari ne rade sa kontinuiranim vrednostima, te je neophodno izvršiti digitalizaciju slike na tačke, čiji je položaj opisan sa dve vrednosti, i na intenzitete sive boje. Digitalizacijom slike dobija se “dvodimenzionalna mreža” (matrica slike), čiji je osnovni element kvadrat, piksel (v.raniji tekst *Rekonstrukcija slike u CT*). Svaki piksel je opisan položajem u matrici digitalne slike i sadrži određenu vrednost intenziteta nijanse sive boje, tako da matrica sadrži sve podatke o slici. Dovoljan broj piksela daje digitalnu sliku kontinuiranog izgleda (19) (V. Sliku 14).

Ljudsko oko može razlikovati nijanse sive boje ukoliko se one razlikuju za više od 2%. Kod digitalnih slika se obično koristi 256 nijansi sive, jer tada 1 piksel zauzima 8 bita ili 1 bajt memorije (19).



**Slika 14.** Primer diskretizacije nijansi sive boje: a) 16, b) 8, c) 4 i d) 2 nijanse sive boje (46)

**Kvalitet digitalne slike** predstavlja verodostojnost prikazivanja objekta koji se snima. Može se definisati *fizičkim parametrima slike* i *vizuelno* (subjektivnost posmatrača, obično radiologa). Fizički parametri slike se mogu izračunati ili izmeriti za posmatranu sliku, i tu najčešće spadaju prostorna rezolucija, kontrast i šum. *Prostorna rezolucija* se odnosi na oštrinu ili mogućnost prikazivanja detalja na slici. *Kontrast* je razlika u intenzitetima (gustini) između površina (područja) na slici. *Šum* je posledica slučajnih fluktuacija u detekciji i emitovanju zračenja odn. posledica konačnog broja fotona koje apsorbuje prijemnik slike, i negativno utiče na detekciju struktura niskog kontrasta. Ova tri parametra se ne mogu posmatrati nezavisno, jer poboljšanjem jednog od njih obično znači pogoršanje ostalih parametara (4,19,47).

Kod CT skeniranja, kvalitet slike ima mnogo komponenti i na njega utiče više tehničkih parametara. Klinički prihvatljiv kvalitet slike je postao više pitanje strategije za redukciju doze zračenja, posebno kod pedijatrijskih pacijenata. Nekoliko komponenti kvaliteta CT slike su: šum, debljina preseka (rezolucija Z-ose), rezolucija niskog i visokog kontrasta, kao i doza zračenja (48).

#### Šum slike

Po najjednostavnijoj definiciji meri se kao standardna devijacija vrednosti vokselu u homogenom (obično vodenom) fantomu. Postoji kompleksnija definicija šuma slike koja uzima u obzir kontrastnu skalu skenera. Faktori koji utiču na šum slike su: kVp, mA, vreme ekspozicije, kolimacija/debljina rekonstrukcijskog preseka, rekonstrukcijski algoritam ili filter, helikalni pič/brzina stola, algoritam helikalne interpolacije, i dr (48). Šum slike je važan pokazatelj kvaliteta CT slike, jer on prekriva dijagnostičku informaciju. Za homogene objekte i tkiva može se prepoznati preko fluktuacija u optičkoj gustini ili osvetljenosti. Najznačajniji doprinos šumu dijagnostičkog sistema pripisuje se varijacijama signala usled slučajnih fluktuacija u broju fotona koji formiraju signal (kvantni šum). Kvantni šum je posledica stohastičke prirode sledećih procesa: (a) nastanak X-zračenja u rendgenskoj cevi; (b) interakcija X-zračenja sa materijom; (c) interakcija propuštenih fotona sa detektorskim sistemom (4).

Smanjenjem jačine struje i naponu cevi smanjujemo dozu zračenja, ali povećavamo šum slike, što može dovesti do degradacije kvaliteta slike (V. Sliku 15). Međutim, povećanjem doze zračenja iznad određenog nivoa, ne možemo dalje poboljšati kvalitet slike.



**Slika 15.** Niskodozni prikaz akutnog apendicitisa (strelica), sa elementima povećanog šuma slike. Uvećan apendiks sa trakastim infiltratima periapendikularnog masnog tkiva. Kosa reformacija od 3 mm. Akvizicija sa MDCT (4x2.5 mm, 120 kV) i 30 mAs eff, bez AEC i nativno.(40)

Prisustvo artefakata na slici, odnosno, pojava nekih oblika objekata na slici koji ne postoje na slici, takođe predstavlja parametar kvaliteta digitalne slike. Važno je znati usled čega nastaju, da bi se mogli izbeći ili prepoznati, jer u suprotnom mogu otežati postavljanje tačne dijagnoze za pacijenta (19).

Na kvalitet slike utiče i *habitus pacijenta*. Za gojazne pacijente doza je veća, ali je i šum slike veći, dok se za ostale pacijente primenjuje dozni princip ALARA (49).

#### Debljina preseka

Faktori koji utiču na širinu rekonstruisanog preseka u spiralnom skeniranju su: kolimacija snopa X-zraka (posebno kod singlslajernih CT skenera), širina detektora (posebno kod multidetektorskih CT skenera), helikalni pič/brzina stola, algoritam helikalne interpolacije. Za neke proizvođače multidetektorskih skenera debljina rekonstruisanog preseka je nezavisna od brzine stola, zato što koriste algoritam interpolacije (48).

#### Rezolucija visokog kontrasta (prostorna rezolucija)

Rezolucija visokog kontrasta ili prostorna rezolucija sistema se često određuje korišćenjem objekata koji imaju veliki *signal to noise ratio*. Na prostornu rezoluciju utiče više faktora:



1. Limiti sistema geometrijske rezolucije-veličina fokusne tačke (focal spot size), širina detektora, zračno uzorkovanje (ray sampling)
2. Veličina piksela
3. Svojstva konvolucijskog kernela/filter matematičke rekonstrukcije

Ovi rekonstrukcijski filteri povećavaju ili čuvaju visokoprostorne frekvencije (manji objekti) na račun povećanog šuma u slici (48).

#### Rezolucija niskog kontrasta

Sistem rezolucije niskog kontrasta se često determiniše korišćenjem objekata koji se vrlo malo razlikuju od pozadine (razlika tipično od 4 do 10 HU). U ovom slučaju, gde je signal tako mali (razlika između objekta i pozadine), šum je značajan faktor. Iako postoji nekoliko čisto kvantitativnih metoda, najprihvaćeniji metod je i dalje onaj koji se zasniva na subjektivnoj detekciji objekta od strane posmatrača (48).

#### Doza zračenja

Videti prethodno poglavlje *Faktori koji utiču na dozu u CT*

#### Kompromisi između doze zračenja i kvaliteta slike

Neki primeri kompromisa:

- Smanjenje mAs: doza zračenja se smanjuje proporcionalno redukciji vrednosti mAs, ali se povećava šum slike u proporciji  $\sqrt{(mAs_{original})/(mAs_{reduced})}$ .  
Iz toga sledi da ako se vrednost mAs smanji na polovinu, očekuje se povećanje šuma za 1,41 (41%), što degradira rezoluciju niskog kontrasta.
- Povećanje brzine stola ili pič: smanjuje dozu zračenja u proporciji ka povećanju u vrednosti pič (OSIM ako skener automatski ne poveća vrednost mAs sa povećanjem pič, kao što je slučaj kod multidetektorskih skenera Siemens ili Philips). Međutim, može da poveća senzitivnost preseka stvaranjem veće efektivne debljine preseka i smanjenjem rezolucije Z-ose.
- Smanjenje kVp: smanjuje se i doza zračenja (nelinearno); može povećati kontrast signala za neka tkiva i jod (visok Z); zbog povećanog fotoelektričnog efekta, može značajno da poveća broj artefakata beam hardeninga ako energija snopa postane suviše niska (npr 80kVp).

- Indirektni efekti: ako se koriste tanji preseki ili filteri visokoprostorne frekvencije, a ostali faktori se održavaju konstantno, povećava se šum. Da bi kompenzovao povećanje šuma slike korisnik može povećati vrednosti mAs, što će posledično povećati dozu zračenja (48).

Kvalitet slike se može kvantifikovati preko odnosa signal-šum (SNR). SNR omogućava fleksibilnu optimizaciju procesa formiranja dijagnostičke slike u pogledu njenog kvaliteta i pacijentne doze (4). Značajna i često korišćena mera procene kvaliteta digitalne slike je odnos kontrast – šum, (CNR - contrast to noise ratio). Zbog mogućnosti kasnije obrade digitalne slike, CNR je indikativnija mera opisa digitalne slike od kontrasta. Još jedna prednost uvođenja koncepta CNR-a je relativno jednostavna mogućnost merenja pomoću ROI (Region Of Interest) metode, koja je dostupna na svim CT uređajima i velikom broju računarskih aplikacija za prikazivanje i analiziranje slika DICOM formata (19).

#### Uticaj kliničkog zadatka na određivanje prihvatljivog nivoa kvaliteta slike

Da bi se smanjila doza zračenja moraju se razmotriti efekti kvaliteta slike i mogućnost ispunjenja kliničkog zadatka imidžinga.

Različiti klinički zadaci imaju različite zahteve za kvalitet slike. Evo nekoliko primera:

- Visok SNR: detekcija solidnih nodusa u plućima (osim “ground glass” nodusa), detekcija kalcifikacija u koronarnim arterijama, identifikacija plućnog emfizema.
- Nizak SNR: abdominalni preseki (detekcija lezija u jetri i bubrezima), difuzne bolesti pluća
- Medium SNR: mozak, abdomen/pluća (u pedijatrijskoj populaciji) –isključiti krvarenje, bolesti pluća (48)

Svi navedeni fizički parametri su definisani u protokolu i mogu se menjati da bi se prilagodili individualnom pacijentu. Protokoli kod MDCT pregleda mogu se direktno menjati i *primenom sistema automatske kontrole ekspozicije (AEC)* (8,50).

#### Automatska kontrola ekspozicije (AEC)

Automatska kontrola ekspozicije (AEC) je značajna komponenta savremenih dijagnostičkih sistema. Svrha AEC je formiranje dijagnostičke slike konstantne srednje vrednosti optičke gustine ili osvetljenosti, nezavisno od anatomske strukture pacijenta i odabranih faktora ekspozicije.

Prikazi različitih proizvođača i njihovih AEC dati su u tabeli 5.

**Tabela 5. Relevantni proizvođači i njihovi tipovi AEC (51)**

Proizvođač	AEC		
	Ravan preseka	Longitudinalna ravan	Kombinovano
GE	Smart Scan	Auto mA	Smart mA
Philips	DOM		Z-DOM
Siemens	Care Dose		CareDose 4D
Toshiba	3D	Real E.C.	Sure Exposure

Većina višeslojnih CT sistema, koji su nedavno proizvedeni, sadrže funkciju CT-AEC u standardnoj konfiguraciji (52).

Osnovni cilj CT-AEC sistema je da značajno smanje doze ili da eliminišu varijacije u kvalitetu slike između različitih slika. Na ovaj način se takođe smanjuju varijacije u dozi zračenja kod preseka pacijenata različitih veličina (dimenzija). Kod sadašnjih sistema ovo se postiže kontrolom jačine struje kroz rendgensku cev da bi se postigao potreban nivo šuma slike (53).

CT-AEC sistem funkcioniše na tri nivoa:

- AEC u odnosu na veličinu pacijenta

AEC sistem prilagođava jačinu struje cevi u zavisnosti od ukupne veličine (dimenzija) pacijenta. Isti mA se održava tokom celog pregleda ili serije preseka.

- AEC u odnosu na Z-osu

Jačina struje cevi se prilagođava za svaku rotaciju cevi uzimajući u obzir varijacije u atenuaciji duž pacijentove Z-ose. Cilj je da se smanji varijacija u kvalitetu slike dobijenih slika iz iste serije. Ovo je posebno korisno kod pregleda grudnog koša i abdomena. Kod pregleda grudnog koša vrednost mA je relativno niska zbog manje atenuacije usled prisustva vazduha u plućima, a kod pregleda abdomena, koji je gušći, vrednost mA je veća.

- Rotacioni AEC

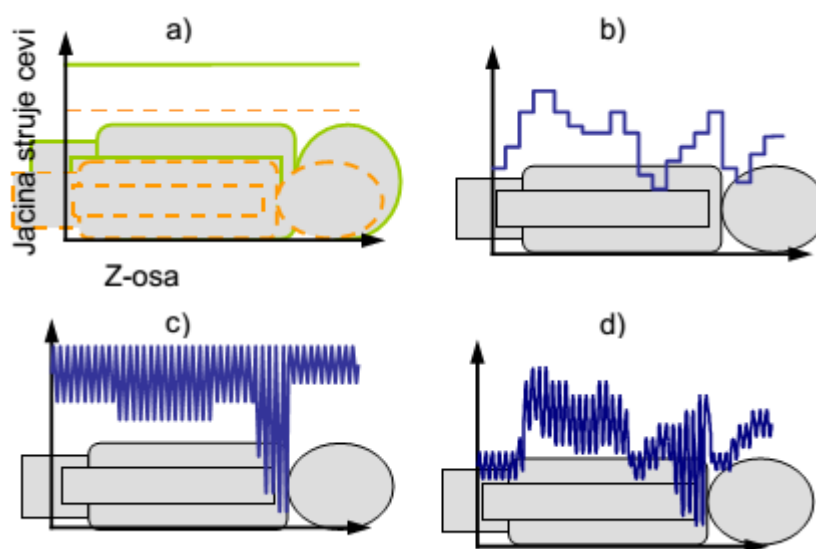
Jačina struje se smanjuje i povećava rapidno (modulira) za vreme svake rotacije da bi se kompenzovale razlike u atenuaciji između lateralne (levo-desno) i A-P (anterior-posterior) projekcije. Uopšteno, lateralne projekcije daju više atenuacije nego A-P, posebno u asimetričnim regijama tela, kao što su karlica i ramena.

Amplituda mA modulacije za vreme rotacione AEC reflektuje pacijentnu asimetriju, pri čemu je manja modulacija u kružnim regijama pacijentovog tela, kao što je glava. Veća modulacija se dešava u asimetričnim regijama. Kroz fantome ramena optimalna modulacija za AP projekciju je manja za 10% vrednosti mA koja se koristi za lateralnu projekciju (53).

Rotacioni AEC zahteva rendgensku cev i generatore čiji “output” može rapidno i precizno da varira, posebno kod subsekundne rotacije koja se sada često primenjuje kod multislajsnih skenera.

Rotacioni AEC utiče na šum slike na različite načine u odnosu na prethodno pomenuta dva tipa AEC sistema. Šum u svakoj CT slici je funkcija nepouzdanosti svih merenja koja doprinose svakom pikselu. Mere atenuacije sa najvećim efektom na šum slike su one sa najvećom nepouzdanosti, to su one gde najmanji broj X-zraka dospeva do detektora. Rotacioni AEC pokušava da smanji varijacije nepouzdanosti atenuacionih merenja tako što povećava jačinu struje kroz uglove projekcije koji imaju najveću atenuaciju, i smanjuje vrednost mA gde je atenuacija najniža. Efekat na sliku je da se izjednače varijacije duž posmatranog polja (field of view). Ovim se takođe smanjuje prisustvo artefakata kroz asimetrične regije tela (53).

Prikaz sva tri tipa AEC sistema je dat na Slici 16.



. **Slika 16.** Tri nivoa automatske kontrole: a) AEC u odnosu na veličinu pacijenta: veća vrednost mA se koristi za veće dimenzije pacijenta b) AEC u odnosu na Z-osu: veća vrednost mA se koristi duž položaja Z-ose koja više atenuira c) rotacioni AEC: stepen modulacije zavisi od asimetrije na svakoj poziciji Z-ose d) kombinovani efekti primenom sva tri nivoa AEC (53).

U praksi dva ili sva tri nivoa AEC sistema mogu da se kombinuju da bi se dobila optimalna ekspozicija u svakoj tački za vreme akvizicije skena.

Uvođenju AEC sistema u kliničku praksu treba oprezno pristupiti. Skeneri treba da imaju "default" AEC protokole koji ostvaruju kompromis između zahteva za kvalitet slike i dozu zračenja. Današnji CT-AEC sistemi kontrolišu jačinu struje, a postoji potencijalni budući razvoj za mogućnost kontrole napona cevi i vremena rotacije (53).

Iako je upotreba CT-AEC generalno prilično jednostavna, postoje značajne razlike između ovih sistema. Npr. promena voltaže cevi neće uticati na jačinu struje na Siemens CARE Dose sistemima, ali hoće kod drugih AEC sistema. Slično, promena rekonstrukcijskog kernela će promeniti jačinu struje koju koristi sistem Toshiba SureExposure, ali neće kod drugih sistema. Proizvođači treba da edukuju korisnike kako najbolje da koriste ovaj sistem.

Primena CT-AEC sistema može omogućiti bolju komunikaciju između centara imidžing praksi, posebno kada se radi o skenerima više proizvođača. Ovo bi dovelo do veće uniformnosti protokola i konzistentno dobar kvalitet dijagnostičke slike dobijene pri optimalnoj dozi zračenja (53).

#### Iterativna rekonstrukcija (IR)

Standardni metod koji se koristi za rekonstrukciju CT slika i smanjenje šuma je filtrirana projekcija unazad (FBP), koja ima analitički pristup rekonstrukciji slike. Prednost ovog metoda je što je manje matematički zahtevan u odnosu na iterativne metode. Rekonstrukcija slike sa FBP je brza, što je esencijalno za kliničku efikasnost, međutim nije pogodna za korišćenje kod niskodoznih protokola gde su podaci limitirani (54,55).

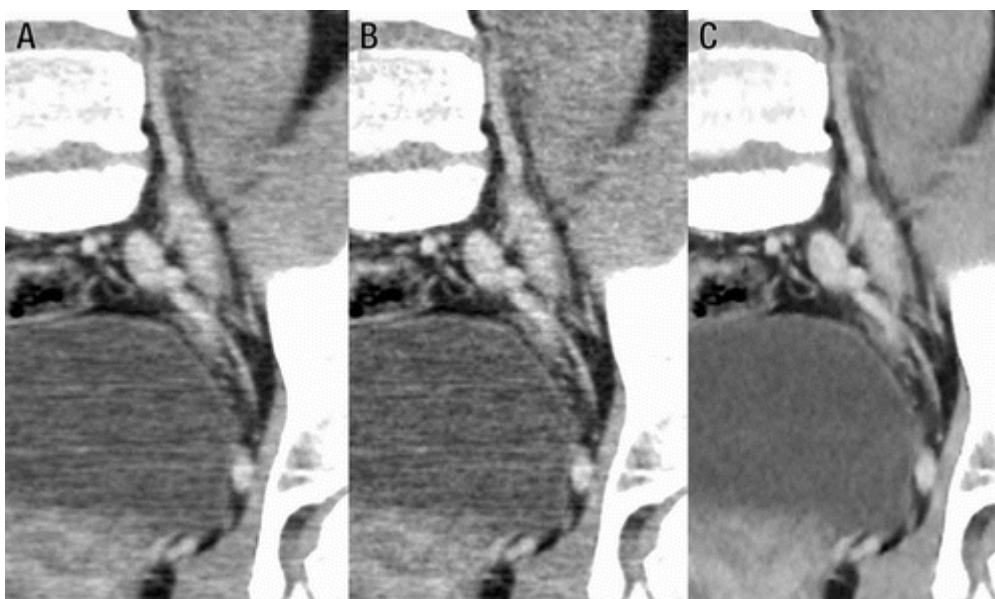
Proces IR predstavlja osnovu za redukciju doze i preliminarni podaci o njegovoj primeni su pozitivni. Proizvođači tvrde da se smanjuje doza za 80%, ali nezavisne studije pokazuju značajna smanjenja u rasponu od 36 do 65% (23,24).

Od 2009. godine proizvođači su usvojili nekoliko tipova algoritma IR za primenu u CT: iterativnu rekonstrukciju u prostoru slike (Iterative Reconstruction in Image Space IRIS; Siemens), adaptivnu iterativnu redukciju doze (Adaptive Iterative Dose Reduction AIDR; Toshiba, Tohigi, 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) (50,55). Zajednička

aplikacija za sve navedene IR algoritme je prediktorni model statističkog šuma, koga podržava propagacija šuma u domenu slike. Ovi algoritmi dozvoljavaju smanjenje doze od 29 do 66% kod abdominalnog multidetektorskog CT i prihvatljivi su kao standardni IR algoritmi u kliničkoj praksi. Sada se koristi najpotpuniji iterativni algoritam-MBIR (model-based iterative reconstruction), koji koristi kompleksniji sistem predikcionog modela, a koji uključuje modeling optičkih faktora (55).

MBIR inkorporiše fizički model CT sistema u proces rekonstrukcije, i vrši karakterizaciju procesa akvizicije podataka, uključujući šum, beam hardening i rasejanje. Ovaj metod dovodi do dramatičnog poboljšanja kvaliteta slike, posebno kod niskodoznih skenova. Njegovom primenom smanjuje se šum slike do 47% u poređenju sa ASIR-om i 58% u poređenju sa FBP. Iako je MBIR pouzdan i siguran metod koji pomaže u redukciji doze kod CT, vreme za rekonstrukciju je duže za 15 do 30 minuta po jednom preseku, te može da se primenjuje u imidžingu neurgentnih slučajeva (55).

Na Slici 17 dat je uporedni prikaz kvaliteta slike sa tri rekonstruktivna metoda: FBP i dva tipa IR (ASIR, MBIR).



**Slika 17.** CT slike pokazuju subjektivni kvalitet slike i artefakte. Prikazan je kvalitet slike sa tri rekonstruktivna metoda: A) ASIR, B) FBP i C) MBIR. Zapaziti suptilne stepenaste artefakte koštane konture karličnog prstena u C)(55)

#### Praktična ocena kvaliteta dijagnostičke slike

Ocena kvaliteta dijagnostičke slike je paralelan proces merenju pacijentnih doza (56) i može da se vrši pomoću sledećih metoda: subjektivno - na osnovu definisanih kriterijuma, primenom test objekata i fantoma, i objektivno- ROC analizom.

Posmatrač interpretira sliku subjektivno na način koji zavisi od njegove individualne sposobnosti da izdvoji strukture značajne za donošenje dijagnoze. Kvalitet slike se može razmatrati analitički, preko odnosa signal-šum za različite prostorne frekvencije, čime se određuje veličina detalja koji se jasno mogu izdvojiti na dijagnostičkoj slici (4).

U cilju pronalaženja korektne ravnoteže između kvaliteta slike i doze, potrebno je definisati tehnike za ocenu kvaliteta slike koje dobro oslikavaju karakteristike kliničke prakse (v. prethodno *Uticaj kliničkog zadatka na određivanje prihvatljivog nivoa kvaliteta slike*). Cilj optimizacije je kvalitet slike koji uspešno ispunjava klinički zadatak uz minimalno izlaganje pacijenata. To znači da pre svake ocene kvaliteta slike treba definisati zahteve u smislu da li slika sadrži informaciju potrebnu posmatraču bez obzira na njegov vizuelni utisak (4).

Na osnovu rezultata evaluacije velikog broja snimaka i multidisciplinarnom pristupu, definisani su kriterijumi prihvatljivosti dijagnostičke slike koji ispunjavaju dva osnovna zahteva:

- zadovoljavajući i ujednačen kvalitet dijagnostičke slike;
- razumno nisku vrednost pacijentne doze

Dijagnostički zahtevi su veoma često predmet ličnog afiniteta radiologa, raspoložive opreme i trenutne kliničke situacije. U opštem slučaju, mogu se podeliti na kriterijume koji definišu anatomske detalje, čija je vizuelizacije neophodna za donošenje dijagnoze, i kriterijume koji definišu minimalne dimenzije elemenata na slici koji treba da budu vidljivi. Način na koji su ovi kriterijumi definisani omogućava vizuelnu procenu, što je preduslov za njihovu široku praktičnu implementaciju. Utvrđivanje kriterijuma prihvatljivosti dijagnostičke slike predstavlja pouzdan način za kvalitativnu ocenu karakteristika dijagnostičkog sistema. Za različite tipove radioloških pregleda u konvencionalnoj i pedijatrijskoj radiologiji i CT, kriterijumi prihvatljivosti dijagnostičke slike sistematizovani su u Publikacijama EUR 6260 EN, EUR 16261 EN i EUR 16262 EN (57,58,59). Kriterijumi se odnose na karakteristike anatomskih detalja u trostepenom sistemu vizuelizacije:

- a) detalji su tek vidljivi;
- b) detalji se prikazuju;
- c) detalji su jasno vidljivi.

Neki od ovih kriterijuma zavise od pozicioniranja, dok drugi oslikavaju tehničke karakteristike dijagnostičkih sistema. Kriterijum pacijentne doze odnosi se na koncept

dijagnostičkih referentnih nivoa. Primer dobre radiografske tehnike sadrži skup parametara koji omogućavaju usaglašenost sa kriterijumima kvaliteta slike i pacijentne doze (4).



## **2. CILJ I RADNA HIPOTEZA**

### **2.1. Cilj**

1. Utvrditi optimalan protokol za CT pregled za dijagnozu oboljenja pojedinih regija.
2. Utvrđivanje doza i radijacionog rizika za pacijente pre i nakon optimizacije prakse.

### **2.2. Radna hipoteza**

1. Primenom standardnih protokola bez poštovanja prilagođavanja parametara pojedinačnom pacijentu postiže se kvalitet slike bolji nego što je neophodno za pouzdanu dijagnostiku, a samim tim i veća doza zračenja nego što je neophodno.
2. Optimalnim izborom protokola u smislu parametara ekspozicije, smanjenjem napona ili jačine struje, kod pojedinih pregleda moguće je značajno smanjiti dozu, a i sačuvati kvalitet slike potreban za adekvatnu radiološku interpretaciju slike.

### 3. METODOLOGIJA

#### Ispitanici

Ispitivanje je sprovedeno u Centru za radiologiju Kliničkog centra Vojvodine u Novom Sadu, u periodu od januara 2011. godine do marta 2015. godine. Studijom, koja je podeljena u 2 faze (faza bez optimizacije i faza optimizacije pregleda), su obuhvaćeni odrasli ispitanici, oba pola, koji su upućeni na snimanje određenih regija tela višeslojnom kompjuterizovanom tomografijom (MDCT).

Uslov za izvođenje studije su bili obaveštenost ispitanika, i njihov potpisani informisani pristanak. Faktori za isključivanje pacijenata iz studije su bili pacijenti koji za određenu vrstu pregleda nisu podlegli standardnom protokolu doza zračenja (dinamsko snimanje), kao i pacijenti koji nisu mogli da daju saglasnost za ovo ispitivanje (komatozni, delirantni-nedostatak podataka o telesnoj masi i visini). Za svaki tip CT pregleda su unapred bili definisani minimalni zahtevi u pogledu kvaliteta slike.

#### Pregledi

U zavisnosti od toga koja regija je snimana, ispitanici su podeljeni u 5 grupa: I grupa – CT glave (Head routine), II grupa –CT glave sa kontrastom (Head routine i.v. contrast), III grupa – CT grudnog koša (Thorax routine), IV grupa- CT abdomena i karlice (abdomen routine multiphase), V grupa-CT angiografija (abdominalna aorta, donjih ekstremiteta).

#### Rendgen-aparati za CT

MDCT snimanje je vršeno na dva aparata marke „CT SOMATOM SENSATION 64 SIEMENS“ (64 detektorskih redova) za prve četiri grupe ispitanika i CT SOMATOM EMOTION 16 SIEMENS“ (16 detektorskih redova) za petu grupu ispitanika.

**Tabela 6.** Karakteristike CT uređaja

Proizvođač	Model	Broj detektorskih redova	Godina instalacije	Automatska kontrola ekspozicije
Siemens	Somatom Emotion 16	16	2007.	DA
Siemens	Somatom Sensation	64	2006.	DA

Protokol (optimizovan/neoptimizovan)

U I fazi ispitivanja korišćeni su standardni protokoli pregleda za određenu vrstu pregleda, a nakon toga je izračunata doza za pacijenta na osnovu vrednosti CTDI i DLP, kvalitet slike i relevantni kriterijumi kvaliteta za svaki tip pregleda. U drugoj fazi ispitivanja ispitanici unutar svake grupe su pregledani pomoću individualizovanog i optimizovanog protokola, a paralelno s tim je ocenjen kvalitet slike i doza koristeći metodologiju kao u prvoj fazi. Svim ispitanicima su izmerene vrednosti telesne mase i visine da bi se mogla izračunati vrednost indeksa telesne mase (BMI- body mass index) po formuli njegove definicije:  $BMI = \frac{masa (kg)}{visina(m^2)}$ . Vrednosti BMI za svakog pacijenta su bile neophodne da bi se mogla adekvatno izvršiti individualizacija protokola i optimizacija pregleda.

**Tabela 7.** Tabelarni prikaz standardnog protokola za preglede glave, grudnog koša i abdomena sa karlicom

Parametar	Glava	Glava sa iv kontrastom	Grudni koš	Abdomen+karlica
	Siemens/Somatom Sensation	Siemens/Somatom Sensation	Siemens/Somatom Sensation	Siemens/Somatom Sensation
Scout	Lat	Lat	AP	AP
Mod	H	H	H	H
Ugao gentryja	0	0	0	0
Kolimacija	64x0,6	64x0,6	64x0,6	64x1,2 (0,6)
Pitch	0,8	0,8	1,4	1,2/1,4/1
U [kV]	120	120	120	120
I [mAs]*	380	380	44	56
t <sub>rot</sub> [s]	1	1	0,5	0,5

\* - srednja vrednost zaokružena na ceo broj

**Tabela 8.** Tabelarni prikaz optimizovanog protokola za preglede glave, toraksa i abdomena sa karlicom.

Parametar	Glava	Glava sa iv kontrastom	Toraks	Abdomen+karlica
	Siemens/Somatom Sensation	Siemens/Somatom Sensation	Siemens/Somatom Sensation	Siemens/Somatom Sensation
Scout	Lat	Lat	AP	AP
Mod	H	H	H	H
Ugao gentryja	0	0	0	0
Kolimacija	64x0,6	64x0,6	64x0,6	64x1,2 (0,6)
Pitch	0,8	0,8	1,4	1,2
U [kV]	120	120	120	120
I [mAs]*	340	335	27	42
t <sub>rot</sub> [s]	1	1	0,5	0,5

\* - srednja vrednost zaokružena na ceo broj

### Doza za CT

Podaci su dobijeni snimanjem vrednosti sa displeja konzole CT aparata.  $CTDI_{vol}$  i DLP, kao što je ranije navedeno, su dobro prihvaćeni dozni deskriptori u CT (1,2,4,5). Sakupljanje podataka je vršeno u skladu sa preporukama datim u Izveštaju 88 Instituta za fiziku i inženjering u medicini (Institute of Physics and Engineering in Medicine – IPEM Report 88) (17). Podaci su skupljeni u vidu vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP za navedene grupe pacijenata odnosno vrste pregleda. Vrednosti doza su izračunate kao srednja vrednost od najmanje 10 pacijenata po vrsti pregleda, odnosno medijana  $CTDI_{vol}$  i DLP za optimizovane grupe. Parametri ekspozicije (voltaža cevi, vrednosti jačine struje cevi izraženi u mAs, vreme rotacije) su takođe snimljeni za svakog pacijenta. Vrednost mAs za svakog pacijenta je izračunata kao srednja vrednost pregledane regije ako je sistem automatske kontrole ekspozicije bio uključen.

### Kvalitet slike

Pre svake ocene kvaliteta slike definisani su zahtevi u smislu da li slika sadrži informaciju potrebnu posmatraču, bez obzira na njegov vizuelni utisak.

Kategorizacija kvaliteta CT slike u našoj studiji za sve četiri navedene grupe pregleda (CT glave nativno, CT glave sa kontrastom, CT grudnog koša i CT abdomena sa karlicom) utvrđena je i na osnovu validne publikacije EUR 16262 EN „Evropskog vodiča za kriterijume kvaliteta slike u CT“, u kojoj su jasno definisani parametri za procenu kvaliteta slike u zavisnosti od regije tela koja je snimana. Za svaku regiju tela koja je snimana bile su dve grupe parametara: vizualizacija anatomskih struktura i kritička reprodukcija anatomskih struktura (94,95,96).

Nakon izvršene optimizacije u II fazi ispitivanja, data je praktična/konačna ocena kvaliteta dijagnostičke slike, što je zapravo paralelan proces merenju pacijentnih doza. Korišćena je subjektivna metoda gde su dva iskusna radiologa vršili interpretaciju slike, što je zavisilo od njihove individualne sposobnosti da izdvoji strukture značajne za donošenje dijagnoze.

Korišćen je sistem trostepene skale za ocenjivanje svakog parametra: 1-detalji su vidljivi, 2-detalji se prikazuju, 3-detalji se jasno prikazuju. Na osnovu zbira svih parametara, određena je konačna ocena kvaliteta slike koja je takođe predstavljena pomenutom trostepenom skalom. Zatim je za potrebe izračunavanja veličine FOM (figure of merit) izračunata vrednost indeksa ocene kvaliteta slike (zbir svih ocena parametra/brojem parametara). Vrednost FOM za svakog pacijenta je izračunata po formuli (koja je data dole) Indeks ocene kvaliteta slike/efektivna doza po pacijentu.

Prosečna vrednost FOM za svaku grupu ispitanika nam je poslužila kao relativni pokazatelj za upoređivanje između neoptimizovane i optimizovane grupe ispitanika za isti tip pregleda. U neoptimizovanim grupama dobijene su maksimalne vrednosti ocena svih parametara, dok se u optimizovanim grupama vrednosti ocena istih parametara sporadično razlikuju.

$$F_{ij} = \frac{\sum_{i,j} C_{ij}}{n}$$

$$FOM = \frac{F_{ij}}{doza}$$

gde je:  $C_{ij}$  – indeks ocene kvaliteta slike;  $n$  – broj parametara;  $F_{ij}$  – indeks konačne ocene kvaliteta slike;  $doza$  – doza po pacijentu.

#### DIJAGNOSTIČKI ZADACI (METODE):

##### Mozak

Kriterijumi za kvalitet slike (prema Evropskom vodiču za kriterijume kvaliteta u CT):

1. Vizualizacija

Cerebrum, cerebellum, baza lobanje, krvni sudovi (nakon aplikacije i.v. kontrasta)

2. Kritička reprodukcija

Oštra granica između bele i sive moždane mase

Jasno prikazane bazalne ganglije, komorni sistem, prostor cerebrospinalne tečnosti oko mezencefalona, prostor cerebrospinalne tečnosti ekstracerebralno, veliki krvni sudovi i horoidni pleksus nakon aplikacije i.v. kontrasta

##### Grudni koš

**Vizualizacija:** Torakalnog zida, torakalne aorte i v.cava-e, srca, plućnog parenhima, krvnih sudova (nakon aplikacije i.v. kontrasta).

**Kritička reprodukcija:** Jasno prikazana torakalna aorta, strukture prednjeg mediastinuma, uključujući reziduu timusa (ako je prisutna), traheja i glavni bronhi, paratrahealno tkivo, karina i

regija limfnih nodusa, jednjak, pleuromedijastinalna granica, veliki i srednji plućni krvni sudovi, segmentni bronhi, plućni parenhim, granica između pleure i torakalnog zida.

### Abdomen

**Vizualizacija:** Dijafragme, jetre i slezine, retroperitonealni parenhimatozni organi (pankreas, bubrezi), abdominalna aorta i proksimalni delovi zajedničkih ilijačnih arterija, abdominalni zid (uključujući i sve hernijacije), krvni sudovi (nakon alikacije i.v. kontrasta).

**Kritička reprodukcija:** Jasno prikazani parenhim jetre i intrahepatični krvni sudovi, parenhim slezine, creva, perivaskularni retroperitonealni prostor, konture pankreasa, duodenum, bubrezi i proksimalni delovi uretera, aorta, njena bifurkacija i proksimalni delovi zajedničkih ilijačnih arterija, limfni nodusi dijametra manjeg od 15 mm, aortne grane, vena cava i njene pritoke (posebno renalne vene).

### Karlica

**Vizualizacija:** Ilijačnih kostiju, ishijadičnih kostiju, pubične simfize, mokraćne bešike, svih peripelvičnih mišića, krvnih sudova (nakon aplikacije i.v. kontrasta).

**Kritička reprodukcija:** Jasno prikazani zidovi mokraćne bešike, distalnih delova uretera, rektuma, perirektalnog prostora, uterusa, parametrijalnog tkiva ili semenih vezikula, prostate.

### Statistička analiza

Podaci su obrađeni odgovarajućim matematičko-statističkim postupcima. Analiza je sprovedena u tri koraka i to: testiranje radnih hipoteza u smislu da li postoji razlika ili sličnost između ispitanika neoptimizovanih i optimizovanih protokola pregleda u odnosu na kvalitet slike, odnosno da li optimizacija protokola ima negativan uticaj na kvalitet slike, da li se primenom neoptimizovanog protokola pregleda dobija znatno veća doza zračenja koju primi pacijent, ali ne i bolji kvalitet slike u odnosu na ispitanike optimizovanog protokola, i statistička značajnost ovih razlika. Takođe, su određene mere utvrđenih razlika sa definisanjem njihovih karakteristika i grafičkim prikazom.

U ovom radu su prikazani deskriptivni parametri, srednja vrednost, standardna devijacija, minimum i maksimum svih vrednosti, koeficijenta varijacije i intervala poverenja, mere asimetrije **Skjunis**, mere spoljoštenosti **Kurtozis** i vrednost testa Kolmogorov-Smirnov.

Korišćeni su multivarijantni postupci MANOVA i diskriminativna analiza. Od univarijantnih postupaka primenjeni su ANOVA t-test i Roy-ev test.

Da bi se izbeglo gubljenje informacija, pronalaženjem najfinijih veza i saznanja, na neparametrijskim veličinama, izvršeno je skaliranje podataka na tabelama kontigencije. Ovim postupkom je, na osnovu učestalosti, svakoj klasi pridružen realan broj. Na osnovu izloženog, vidi se da je na skaliranim podacima moguća primena multivarijantne analize varijanse (MANOVA), diskriminativne analize i drugih parametrijskih postupaka i metoda. Od univarijantnih postupaka primenjen je Roy-ev test, Pirsonov koeficijent kontingencije ( $\chi$ ), koeficijent multiple korelacije (R).

Izračunavanjem koeficijenta diskriminacije izdvajaju se obeležja koja određuju specifičnost navedenih grupa ispitanika, a koja treba isključiti iz dalje obrade. Takođe, prikaz procena homogenosti grupa ispitanika za definisana obeležja, distanca između njih i Klaster analiza, ima za cilj bolji uvid u karakteristike svake od grupa ispitanika. Statistička analiza podataka je izvedena u sklopu programskog paketa agencije "Smartline".

### Grafički prikazi

Najznačajniji rezultati istraživanja su prikazani grafički. Korišćenje elipsi pri grafičkom prikazivanju ima višestruko značenje. Veličina elipse upućuje na homogenost uzorka. Uže elipse znače da je uzorak homogen. Dužina glavne ose pokazuje povezanost dva ispitivana parametra. Ugao koji zaklapa glavna osa elipse sa apscisom predstavlja smer povezanosti (rastuća ili opadajuća). Centar elipse je srednja vrednost uzorka u odnosu na oba parametra.

Kod grafičkog prikazivanja kvalitativnih svojstava elipse prikazuju učestalost modaliteta. Što je elipsa duža i šira znači da je zastupljeno više modaliteta. Skala na osi predstavlja modalitete, koji nisu ravnomerno raspoređeni na osi sa jednakim rastojanjem između dva modaliteta, moguće je i njihovo poklapanje. Takođe, je moguće da se ne zadrži redosled modaliteta na osi ako se ne primene postupci koji sačuvaju redosled. U slučaju dva ili više grupa, centar elipse koji je najbliži najvećoj skalnoj vrednosti ose spojen je pomoću duži sa tom vrednosti. Duž takođe, spaja najbliži centar elipse sa najmanjom skaliranom vrednosti na osi. Ona pokazuje da subuzorak koji je predstavljen tom elipsom ima više od ostalih učestalosti modaliteta sa kojim je spojen. Ako je

subuzorak predstavljen samo crtom umesto elipsom, znači da je po jednom obeležju zastupljen samo jedan modalitet. U slučaju da tačka zamenjuje elipse znači da je kod oba obeležja subuzorak zastupljen samo sa jednim modalitetom.

U slučaju dva ili više subuzoraka, vizuelno se pokazuje postojanje sličnosti ili razlika između njih. Ako se dve elipse poklapaju razlika ne postoji, kada su elipse razdvojene, odnosno nemaju zajedničkih tačaka, postoji značajna razlika između subuzoraka za posmatrane parametre, a kada se elipse delimično poklapaju, obavezno se mora zaključivati samo na osnovu izvedenih analiza.



## 4. REZULTATI

U ovom delu su navedeni rezultati naše studije. Prvo poglavlje se odnosi na CT pregled glave bez kontrasta, zatim slede poglavlja CT pregled glave sa kontrastom, CT pregled grudnog koša, abdominopelvični CT pregled, i CT angiografija abdominale aorte i arterija donjih ekstremiteta.

Rezultati ispitanika u prve četiri vrste CT pregleda su koncipirani na utvrđivanju postojanja i značajnosti statističke razlike među posmatranim grupama ispitanika (grupa A i grupa B) u odnosu na zadate parametre.

U prvom delu biće prikazani protokoli pre i nakon optimizacije CT pregleda, zatim srednje vrednosti parametara: antropometrijskih karakteristika ispitanika (telesna visina, telesna masa i BMI), starost ispitanika i dozimetrijskih pokazatelja ( $CTDI_{vol}$  i DLP) grupe A i B za posmatranu vrstu CT pregleda. Utvrdiće se minimalna i maksimalna vrednost posmatranog parametra za obe grupe, kao i odstupanje (SD) od srednje vrednosti; zatim postojanje razlike između grupa A i B za posmatrani parametar, i eventualna statistička značajnost razlike. Takođe, biće predstavljena i polna distribucija po grupama.

U statističkoj obradi grupa predviđeno je utvrđivanje homogenosti svake grupe, mere asimetrije, utvrđivanje distance između grupa po parametru. Na kraju, biće prikazan kvalitet slike pre i nakon optimizacije CT pregleda u odnosu na FOM, značajnost razlike parametrijskih podataka procene kvaliteta slike (zbir parametara kvaliteta slike i konačna ocena kvaliteta).

### 4.1. Pregled glave bez kontrasta

U ovoj vrsti CT pregleda u našem istraživanju učestvovalo je ukupno 100 ispitanika: 50 ispitanika u grupi A i 50 ispitanika u grupi B. Ispitanici grupe A su snimani u I fazi istraživanja po standardnom protokolu (V. Tabelu 9), dok su ispitanici grupe B snimani u II fazi istraživanja po modifikovanom protokolu (V. Tabelu 10). Cilj modifikacije standardnog protokola je bio da se smanji vrednost mAs što je moguće više a da se ne izgubi dijagnostička informacija za pacijenta. Za ovu vrstu pregleda u našem istraživanju maksimalna vrednost za koju smo vršili redukciju je -40 mAs.

**Tabela 9.** Protokol bez optimizacije

parametar	vrednost
U (kV)	120
I-t (mAs)	380
Vreme rotacije (s)	1
Mod	Helikalni
Pitch faktor	0,8
Kolimacija (mm)	64x0,6

**Tabela 10.** Modifikovani protokol

parametar	vrednost
U (kV)	120
I-t (mAs)	do 340
Vreme rotacije (s)	1
Mod	Helikalni
Pitch faktor	0,8
Kolimacija (mm)	64x0,6

Analiza antropometrijskih karakteristika ispitanika za grupu A i B po telesnoj visini, telesnoj masi i indeksu telesne mase (BMI) data je u tabeli 11 i 12.

**Tabela 11.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
Telesna visina (m)	1,71	0,09	1,5	1,9	5,24	1,68	1,74	-0,34	-0,93	0,942
Telesna masa (kg)	77,31	13,22	50,0	120,0	17,10	73,1 9	81,43	0,54	1,23	0,965
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	26,53	4,25	17,3	38,7	16,01	25,2 0	27,85	0,31	0,40	0,896

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe A ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesna visine, telesne mase i BMI. Povećane vrednosti **Skjunisa (sk)** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*, to znači da kriva raspodele rezultata naginje ka većim vrednostima, odnosno da ima više većih vrednosti u odnosu na normalnu raspodelu, kod telesne mase i BMI. Smanjene vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*, to znači da kriva raspodele rezultata naginje ka manjiim vrednostima, odnosno da ima više manjih vrednosti u odnosu na normalnu raspodelu telesne visine. Veće vrednosti **Kurtozisa (ku)** ukazuju da je kriva

izdužena kod telesne mase i BMI. Negativne vrednosti *ku* ukazuju da je kriva spljoštena, kod telesne visine. Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (*p*) kod telesne visine, telesne mase i BMI.

**Tabela 12.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Telesna visina (m)	1,69	0,12	1,5	1,9	6,83	1,65	1,74	0,11	-0,73	0,973
Telesna masa (kg)	77,63	13,49	52,0	102,0	17,38	72,59	82,67	0,09	-0,93	0,836
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	27,26	5,12	18,0	38,3	18,79	25,35	29,18	0,53	-0,56	0,299

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe B ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesne visine, telesne mase i BMI. Povećane vrednosti *sk* ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod telesne visine, telesne mase i BMI. Negativne vrednosti *ku* ukazuju da je kriva spljoštena, kod telesne visine, telesne mase i BMI. Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (*p*) kod telesne visine, telesne mase i BMI.

U tabeli 13 prikazana je značajnost razlike grupa ispitanika po antropometrijskim karakteristikama.

**Tabela 13.** Značajnost razlike između grupa A i grupe B ispitanika u odnosu na antropometrijske karakteristike

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	3	0,532	0,663
Diskriminativna	2	0,372	0,690

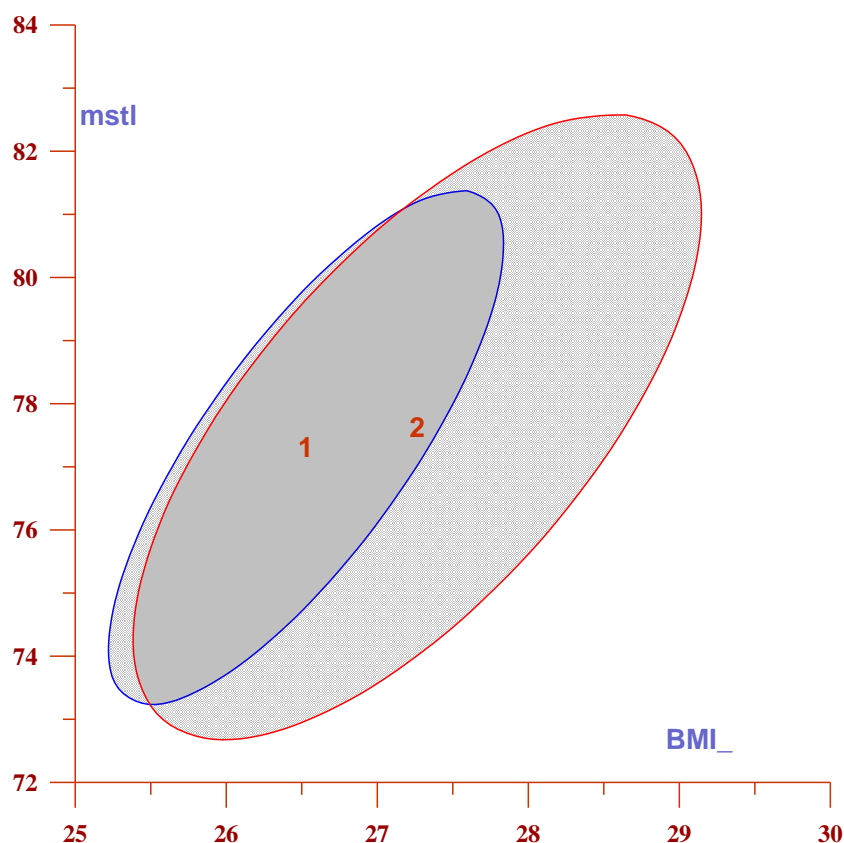
Na osnovu vrednosti  $p = 0,663$  (analize MANOVA) i  $p = 0,690$  (diskriminativne analize) nije uočena značajna razlika, niti je jasno definisana granica između obe grupe ispitanika. Čak ni posle redukcije polazne celine, odnosno sistema od 3 obeležja u sistem od 2 obeležja ne postoji razlika niti granica između grupa.

**Tabela 14.** Distanca (Mahalanobisova) između grupe A i grupe B ispitanika u odnosu na antropometrijske karakteristike

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,21
Grupa B	0,21	0,00

Računanjem Mahalanobisove distance između obe grupe ispitanika dobija se još jedan pokazatelj sličnosti ili razlika. Distance različitih prostora mogu se upoređivati. Distance iz Tabele 14 ukazuju da je rastojanje između obe grupe ispitanika manje.

Na osnovu grafičkog prikaza elipsi (intervala poverenja) moguće je uočiti međusobni položaj i karakteristiku svake od dve grupe ispitanika, u odnosu na dva najdiskriminativnija obeležja antropometrijskih karakteristika i to: BMI i telesna masa (V. Grafikon 4).

**Grafikon 4.** Elipse (intervala poverenja) u obe grupe ispitanika po BMI i telesnoj masi  
Legenda: BMI (BMI); telesna masa (mstl)

Na Grafikonu 4 apscisa je BMI, a ordinata je telesna masa (mstl). Najmanja vrednost BMI i telesne mase uočava se u grupi A, a najveća vrednost BMI i telesne mase u grupi B.

Poređenje starosti ispitanika u odnosu na grupe

U tabeli 15 i 16 prikazane su srednje vrednosti starosti ispitanika, minimalna i maksimalna vrednost, SD, koeficijent varijacije, interval poverenja, dkjunis, kurtozis i odstupanje od normalne raspodele vrednosti.

**Tabela 15.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti ispitanika grupe A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
Starost ispitanika (godine)	55,90	15,61	24,0	86,0	27,92	51,04	60,77	-0,21	-0,61	0,998

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost ove grupe. Smanjene vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*, to znači da kriva raspodele rezultata naginje ka manjim vrednostima, odnosno da ima više manjih vrednosti u odnosu na normalnu raspodelu. Negativne vrednosti **ku** ukazuju da je kriva spljoštena. Distribucija vrednosti se kreće u okviru normalne raspodele ( $p = 0,998$ ).

**Tabela 16.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti ispitanika optimizovane grupe

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
Starost ispitanika (godine)	63,27	18,28	19,0	85,0	28,89	56,44	70,09	-0,97	-0,06	0,455

Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe B. Smanjene vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*. Negativne vrednosti **ku** ukazuju da je kriva spljoštena. Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele ( $p = 0,46$ ).

**Tabela 17.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na starost

Analiza	n	F	p
MANOVA	1	3,375	0,070
Diskriminativna	1	3,375	0,070

Na osnovu vrednosti  $p = 0,070$  (analize MANOVA) i  $p = 0,070$  (diskriminativne analize) u tabeli 17 vidi se da postoji razlika i jasno je definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 18.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na starost

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,44
Grupa B	0,44	0,00

Distance iz Tabele 18 ukazuju da je rastojanje između grupa ispitanika umereno.

Prosečne vrednosti doznih pokazatelja za obe grupe prikazane su u Tabelama 19, 20 i 21.

**Tabela 19.** Prosečna vrednost doznih pokazatelja u grupi A

Srednja vrednost ± SD (min-max)	
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	59,4
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	1057,4±175,6 (936-2030)
I·t (mAs)	380

**Tabela 20.** Mediana doznih pokazatelja u grupi B u odnosu na redukciju mAs

Mediana		smanjenje (mAs)
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mgy cm <sup>-1</sup> )	
55,52	980	-25
56,3	980	-20
57,08	1042	-15
53,96	1012	-35
53,17	1042	-40

**Tabela 21.** Vrednosti CTDI i DLP u grupi B

Srednja vrednost ± SD (min-max)	
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	55,7±1,3 (53,9-57,1)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	1009±55,32 (873-1085)

Poređenje grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje**Tabela 22.** Centralni i disperzioni parametri, mere asimetrije i spljoštenosti obeležja dozimetrijski pokazatelji u grupi A ispitanika

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
DLP (mGycm <sup>-1</sup> )	1057,36	175,64	936,0	2030,0	16,61	1007,4	1107,2	4,34	19,65	0,00

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti ispitanika grupe A ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** (16,61) ukazuju na homogenost obeležja DLP. Povećane vrednosti ***sk*** (4,34) ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*. Veće vrednosti ***ku*** (19,65) ukazuju da je kriva izdužena. Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele ( $p = 0,00$ ).

**Tabela 23.** Centralni i disperzioni parametri, mere asimetrije i spljoštenosti obeležja dozimetrijski pokazatelji u grupi B ispitanika

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
DLP (mGycm <sup>-1</sup> )	1009,00	55,32	873,0	1085,0	5,53	975,4	1024,5	-0,62	-0,23	0,99

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti ispitanika grupe B ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** (5,53) ukazuju na homogenost obeležja DLP. Smanjene vrednosti ***sk*** (-0,62) ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*. Negativne vrednosti ***ku*** (-0,23) ukazuju da je kriva spljoštena. Distribucija vrednosti se uglavnom kreće u okviru normalne raspodele ( $p = 1,00$ ).

**Tabela 24.** Analize značajnosti razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	3	154,819	0,000
Diskriminativna	3	154,818	0,000

Na osnovu vrednosti  $p = 0,000$  (analize MANOVA) i  $p = 0,000$  (diskriminativne analize) u Tabeli 24, utvrđuje se da postoji razlika i jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 25.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

Analiza	F	p	$k_{dsk}$
CTDI <sub>vol</sub>	472,216	0,000	6,805
DLP	1,745	0,191	0,009

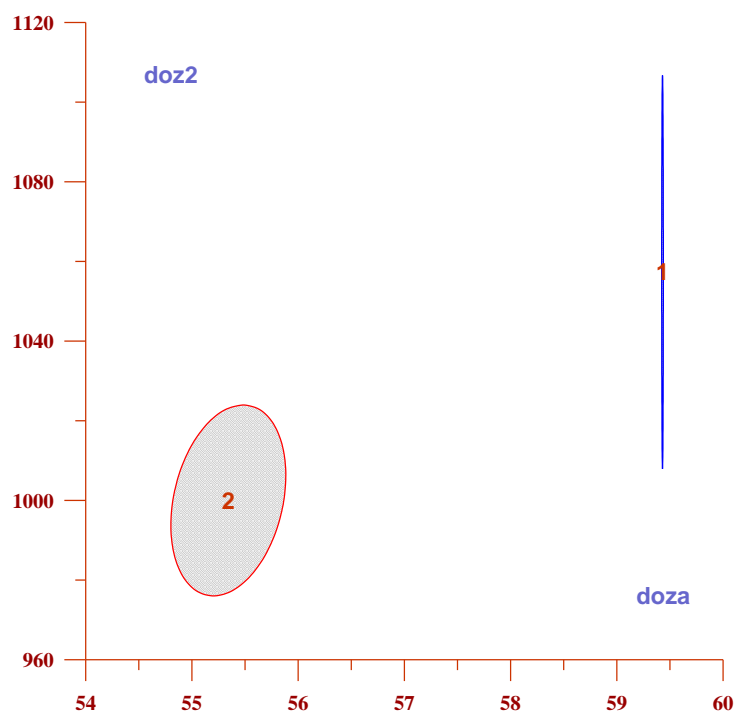
Legenda:  $k_{dsk}$  je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$  za parametar CTDI<sub>vol</sub>, to znači da postoji značajna razlika između grupa ispitanika ( $p = 0,000$ ) po ovom parametru. Koeficijent diskriminacije upućuje da je razlika najveća za CTDI<sub>vol</sub> (6,805), zatim za DLP (0,009). (Tabela 25)

**Tabela 26.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	5,23
Grupa B	5,23	0,00

Distance iz Tabele 26 ukazuju da je rastojanje između grupa A i grupe B veće.

**Grafikon 5.** Elipse (intervala poverenja) grupa ispitanika za dozne pokazatelje CTDI<sub>vol</sub> i DLP

Legenda: CTDI<sub>vol</sub> (doza); DLP (doz2)

Na Grafikonu 5 apscisa je CTDI<sub>vol</sub>, a ordinata je DLP. Grupa B ima najmanju vrednost CTDI<sub>vol</sub> i DLP, a grupa A ima najveću vrednost CTDI<sub>vol</sub> i DLP.



**Tabela 27.** Procena kvaliteta slike u grupi A i grupi B

	Grupa A	Grupa B
Broj parametara	7	7
Prosečna vrednost zbira parametara ocene kvaliteta	16	15
Prosečna vrednost indeksa ocene kvaliteta	2	1,91
Prosečna vrednost efektivne doze	2,22	2,10
Procentualno smanjenje efektivne doze	7,5% CTDIvol	
Prosečna vrednost FOM	0,90	0,91

U tabeli 27 dat je prikaz svih varijabli koje su uzete u razmatranje za procenu kvaliteta slike u grupi A i grupi B. Vidi se da je moguće procentualno smanjenje efektivne doze u našoj studiji za oko 7,5%.

Analiza razlika između grupa ispitanika u odnosu na pokazatelj FOM

**Tabela 28.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na FOM

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	0,229	0,634
Diskriminativna	1	0,229	0,634

Na osnovu vrednosti  $p = 0,634$  (analize MANOVA) i  $p = 0,634$  (diskriminativne analize) u Tabeli 28 nije uočena značajna razlika, niti je jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 29.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na FOM

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,12
Grupa B	0,12	0,00

U Tabeli 29 prikazana je Mahalanobisova distanca, koja je manja između grupa ispitanika.

**Tabela 30.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na ukupnu procenu kvaliteta slike

Analiza	$n$	$F$	$p$
MANOVA	2	0,003	0,997
Diskriminativna	2	34,258	0,000

Na osnovu vrednosti  $p = 0,997$  (analize MANOVA) i  $p = 0,000$  (diskriminativne analize) u Tabeli 30, vidi se da ne postoji razlika između grupa ispitanika, no i pored toga postoji jasno definisana granica između grupa ispitanika. Ova činjenica ukazuje da verovatno postoje latentna obeležja koja u sadejstvu sa ostalim obeležjima (sintetizovano) doprinose diskriminaciji grupa.

**Tabela 31.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na procenu zbira parametra i konačne ocene kvaliteta slike

Analiza	$\chi$	$R$	$F$	$p$	$k_{dsk}$
MANOVA	0,578	0,708	71,538	0,000	2,304
Diskriminativna	0,578	0,708	71,538	0,000	0,516

Legenda:  $k_{dsk}$  je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$ , to znači da postoji značajna razlika između grupa ispitanika kod: zbira parametara kvaliteta slike (0,000) i konačne ocene kvaliteta slike (0,000). Koeficijent diskriminacije upućuje da je razlika između grupa najveća kod zbira parametara kvaliteta slike (2,304), a potom i kod konačne ocene kvaliteta slike (0,516). (Tabela 31)

**Tabela 32.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	2,01
Grupa B	2,01	0,00

Distance iz Tabele 32 ukazuju da je rastojanje između grupa ispitanika veće.

Polna distribucija**Tabela 33.** Brojčana (*n*) i procentualna (%) zastupljenost ispitanika po polu u odnosu na obe grupe

	pol-muški		pol-ženski	
	<i>n</i>	%	<i>n</i>	%
Grupa A	26,0	52,0	24,0	48,0
Grupa B	21,0	40,9	29,0	59,1

Inspekcijom prikazane Tabele 33 uočava se da je u grupi A najviše ispitanika muškog pola, (26 ispitanika od ukupno 50 (52,0%). U grupi B više je zastupljen ženski pol (29 od ukupno 50 ispitanika (59,1%)).

Kako je  $p = 0,386$   $\chi^2$  - testa, može se reći da ne postoji povezanost između grupa po polu. Obzirom da je  $\chi = 0,102$  povezanost je vrlo niska.

**Tabela 34.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na pol

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	0,739	0,393
Diskriminativna	1	0,739	0,393

Na osnovu vrednosti  $p = 0,393$  (analize MANOVA) i  $p = 0,393$  (diskriminativne analize) prikazanih u Tabeli 34 nije uočena značajna razlika, ni jasno definisana granica između grupa ispitanika.

Posmatrane karakteristike istraživanja i njihova obeležja mogu se logično povezati u hijerarhijski uređenu celinu, koja je određena njihovom doprinosom, čime je definisan redosled važnosti obeležja.

**Tabela 35.** Doprinos karakteristika celini istraživanja

	doprinos %	kod	između
3	72,549	Doznih pokazatelja ispitanika	grupa
5	21,669	Procene kvaliteta slike ispitanika	grupa
2	5,782	Starosti ispitanika	grupa
1	0,000	Antropometrijskih karakteristika ispitanika	grupa
4	0,000	FOM	grupa
6	0,000	Pola ispitanika	grupa

U Tabeli 35 se uočava da dozni pokazatelji imaju najveći doprinos celini istraživanja (72,55%). To znači da su ove karakteristike grupa jasno izražene, a distanca između grupa je veća u odnosu na ostale distance. Zatim slede doprinosi sledećih karakteristika: procena kvaliteta slike ispitanika za obe grupe (21,669%), starost ispitanika (5,782%). Doprinos antropometrijskih karakteristika ispitanika, FOM-a i pola ispitanika celini je 0,000%.

## 4.2. Pregled glave sa kontrastom

U ovoj vrsti CT pregleda u našem istraživanju učestvovalo je ukupno 100 ispitanika: 50 ispitanika u grupi A i 50 ispitanika u grupi B. Ispitanici grupe A su snimani u I fazi istraživanja po standardnom protokolu (V. Tabelu 36), dok su ispitanici grupe B snimani u II fazi istraživanja po modifikovanom protokolu (V. Tabelu 37). Cilj modifikacije standardnog protokola je bio da se smanji vrednost mAs što je moguće više a da se ne izgubi dijagnostička informacija za pacijenta. Za ovu vrstu pregleda u našem istraživanju maksimalna vrednost za koju smo vršili redukciju je -40 mAs.

**Tabela 36.** Protokol bez optimizacije

parametar	vrednost
U (kV)	120
I·t (mAs)	380
Vreme rotacije (s)	1
Mod	Helikalni
Pitch faktor	0,8
Kolimacija (mm)	64 x0,6

**Tabela 37.** Modifikovani protokol

parametar	vrednost
U (kV)	120
I·t (mAs)	do 342,5
Vreme rotacije (s)	1
Mod	Helikalni
Pitch faktor	0,8
Kolimacija (mm)	64 x0,6

Analiza antropometrijskih karakteristika ispitanika za grupu A i B po telesnoj visini, telesnoj masi i indeksu telesne mase (BMI) data je u tabeli 36 i 37.

**Tabela 38.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika i starosti ispitanik grupe A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Starost (godine)	56,06	17,50	20,0	84,0	31,21	51,09	61,03	-0,87	-0,06	0,33
Telesna visina (m)	1,71	0,13	1,5	2,0	7,74	1,67	1,75	-1,62	7,39	0,942
Telesna masa (kg)	75,58	15,69	45,0	110,0	20,75	71,12	80,04	0,00	-0,51	0,865
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	25,81	4,16	17,3	35,1	16,14	24,63	27,00	0,25	-0,73	0,996

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti starosti i antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe A ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po starosti (31,21) i telesnoj masi (20,75). Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesna visina (7,74) i BMI (16,14). Povećane vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod BMI (0,25). Smanjene vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična* kod obeležja starost (-0,87) i telesna visina (-1,62). Vrednosti **sk** ukazuju da raspodela nije asimetrična kod obeležja telesna masa (0,00). Veće vrednosti **ku** ukazuju da je kriva izdužena kod obeležja telesna visina (70,39). Negativne vrednosti **ku** ukazuju da je kriva spljoštena kod obeležja starost (-0,06), telesna masa (-0,51), i BMI (-0,73). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (**p**) kod obeležja starost (0,33), telesna visina (0,942), telesna masa (0,865) i BMI (0,996).

**Tabela 39.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika i starosti ispitanika grupe B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Starost (godine)	63,00	14	22,0	84	30,67	53,52	65,48	-0,97	0,57	0,81
Telesna visina (m)	1,73	0,10	1,5	1,9	6,74	1,66	1,78	-0,39	-0,86	0,91
Telesna masa (kg)	78,00	13,0	52,0	110,0	19,80	69,89	82,31	-0,25	-1,33	1,00
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	26,15	3,07	18,6	31,46	15,12	24,64	26,94	-0,61	-0,57	0,99

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti starosti i antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe B ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po obeležju starost (30,67). Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesna visina (6,74), telesna masa (19,80), i BMI (15,12). Smanjene vrednosti ***sk*** ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična* kod obeležja: starost (-,97), telesna visina (-0,39), telesna masa (-0,25), i BMI (-0,61). Veće vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva izdužena kod obeležja starost (0,57). Negativne vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva spljoštena kod obeležja telesna visina (-0,86), telesna masa (-1,33) i BMI (-0,57). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (*p*) kod obeležja starost (0,81), telesna visina (0,91), telesna masa (1,00), i BMI (0,99).

**Tabela 40.** Značajnost razlike između grupa u odnosu na antropometrijske karakteristike ispitanika

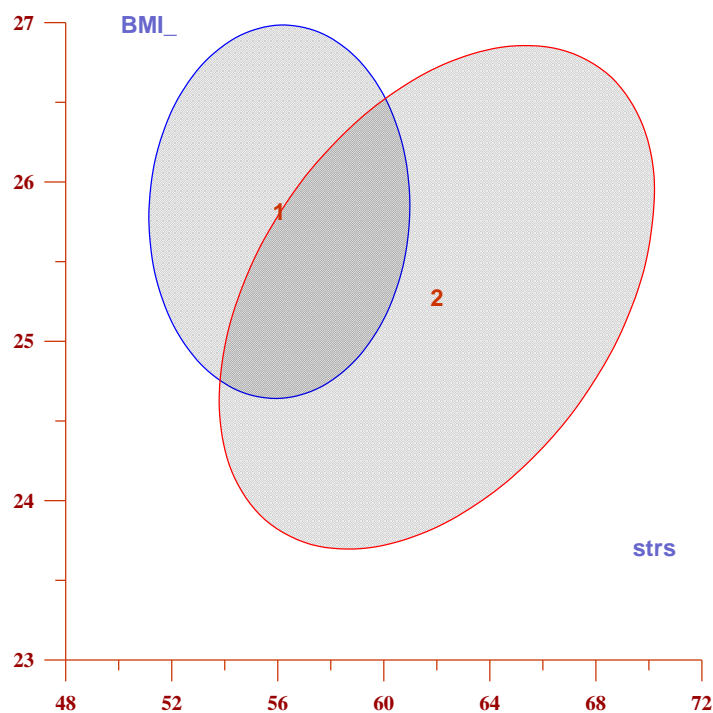
Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	4	0,435	0,783
Diskriminativna	2	0,875	0,422

Na osnovu vrednosti  $p = 0,783$  (analize MANOVA) i  $p = 0,422$  (diskriminativne analize) u Tabeli 40, nije uočena značajna razlika, niti je jasno definisana granica između grupa. Ni posle redukcije polazne celine, odnosno sistema, od 4 obeležja u sistem od 2 obeležja, ne postoji razlika niti granica između grupa.

**Tabela 41.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa u odnosu na antropometrijske karakteristike ispitanika

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,39
Grupa B	0,39	0,00

Distance iz Tabele 41 ukazuju da je rastojanje između grupa manje.

**Grafikon 6.** Elipse (intervala poverenja) grupa ispitanika po starosti i BMI

Legenda: grupa A (1); grupa B (2); starost (strs); BMI (BMI)

Na grafikonu 6 apscisa je starost, a ordinata je BMI. Uočava se da je najmanja vrednost parametra **starost** u grupi A (1), a najveća u grupi B (2). U odnosu na **BMI** grupa B (2) ima najmanju vrednost, a najveću vrednost grupa A (1).

Prosečne vrednosti doznih pokazatelja za obe grupe date su u Tabelama 42, 43 i 44.

**Tabela 42.** Prosečna vrednost doznih pokazatelja u grupi A

Srednja vrednost $\pm$ SD (min-max)	
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	59,43 $\pm$ 0,002 (59,42-59,44)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	2147,4 $\pm$ 267,5 (1836-2030)
I-t (mAs)	380

**Tabela 43.** Mediana doznih pokazatelja u grupi B u odnosu na redukciju mAs

Mediana		smanjenje (mAs)
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mgy cm <sup>-1</sup> )	
57,86	2081,5	-20
55,8	1998	-25
57,08	2072	-15
54,74	2009	-30
		-35
53.86	2043	-40

**Tabela 44 .**Vrednosti CTDI i DLP u grupi B

Srednja vrednost $\pm$ SD (min-max)	
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	55,19 $\pm$ 1,98 (53,86-58,25)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	2069,69 $\pm$ 147,8 (1759-2764,0)

Poređenje grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje dato je u tabelama 45 i 46.

**Tabela 45.** Centralni i disperzioni parametri, mere asimetrije i spljoštenosti obeležja dozimetrijski pokazatelji u grupi A ispitanika

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	2147,40	267,47	1836,0	3302,0	12,45	2071,37	2223,43	2,86	9,45	0,003

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane



**Minimalne i maksimalne** vrednosti ispitanika grupe A ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** (12,45) ukazuju na homogenost obeležja DLP. Povećane vrednosti **sk** (2,86) ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*. Veće vrednosti **ku** (9,45) ukazuju da je kriva izdužena. Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele ( $p=0,00$ ).

**Tabela 46.** Centralni i disperzioni parametri, mere asimetrije i spljoštenosti obeležja dozimetrijski pokazatelji u grupi B ispitanika

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
DLP (mGycm <sup>-1</sup> )	2069,69	147,8	1759,0	2764,0	10,81	1967,74	2195,33	2,55	7,25	0,065

**Minimalne i maksimalne** vrednosti ispitanika grupe B ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** (10,81) ukazuju na homogenost obeležja DLP. Povećane vrednosti **sk** (2,55) ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*. Veće vrednosti **ku** (7,25) ukazuju da je kriva izdužena. Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele ( $p = 0,065$ ).

**Tabela 47.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

Analiza	n	F	p
MANOVA	3	105,142	0,000
Diskriminativna	3	105,167	0,000

Na osnovu vrednosti  $p = 0,000$  (analize MANOVA) i  $p = 0,000$  (diskriminativne analize) u Tabeli 47, postoji razlika i jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 48.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

Analiza	F	p	k <sub>dsk</sub>
CTDI <sub>vol</sub>	320,427	0,000	5,069
DLP	0,939	0,336	0,080

Legenda: k<sub>dsk</sub> je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$ , to znači da postoji značajna razlika između grupa ispitanika kod obeležja CTDI<sub>vol</sub> (0,000). Koeficijent diskriminacije upućuje da je razlika najveća kod: CTDI<sub>vol</sub> (5,069) a potom i DLP (0,080). (Tabela 48)

**Tabela 491.** Karakteristike i homogenost grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

	Grupa A	Grupa B	dpr (%)
CTDI <sub>vol</sub>	veće* <sup>1</sup>	manje	96,940
DLP	veće	manje	1,530
hmg (%)	100,00	93,75	-

Legenda: hmg - homogenost; dpr - doprinos obeležja karakteristikama

Svojtvo svakog subuzorka grupe najviše definiše CTDI<sub>vol</sub>, jer je doprinos obeležja karakteristikama 96,94%, zatim slede: DLP (1,53%) i efektivna doza (1,53%). Homogenost u grupi A je 100,00%, a u grupi B je 93,75%.

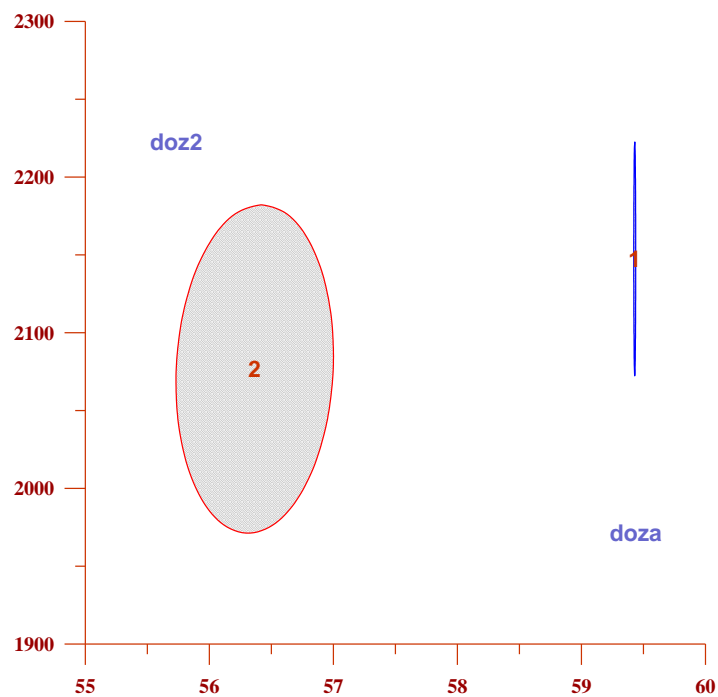
Na osnovu doznih pokazatelja može se reći da su:

- u **grupi A** vrednosti za CTDI<sub>vol</sub> i DLP *veće*,
- u **grupi B** vrednosti za CTDI<sub>vol</sub> i DLP *manje*.

**Tabela 50.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	5,18
Grupa B	5,18	0,00

Distance iz Tabele 50 ukazuju da rastojanje između grupa veće.



**Grafikon 7.** *Elipse (intervala poverenja) grupa ispitanika kod obeležja CTDI<sub>vol</sub> i DLP*  
*Legenda: Grupa A (1); grupa B (2); CTDI<sub>vol</sub> (doza); DLP (doz2)*

Na grafikonu 7 apscisa je CTDI<sub>vol</sub> (doza), a ordinata je DLP (doz2). Može se uočiti da je u grupi B (2) najmanja vrednost CTDI<sub>vol</sub> i DLP, a u grupi A (1) njihova najveća vrednost.

**Tabela 51.** Procena kvaliteta slike u grupi A i grupi B

	Grupa A	Grupa B
Broj parametara	10	10
Prosečna vrednost zbira parametara ocene kvaliteta	20	19
Prosečna vrednost indeksa ocene kvaliteta	2	1,96
Prosečna vrednost efektivne doze	4,51	4,36
Procentualno smanjenje efektivne doze	7% CTDIvol	
Prosečna vrednost FOM	0,44	0,45

U Tabeli 51 dat je prikaz svih varijabli koje su uzete u razmatranje za procenu kvaliteta slike u grupi A i grupi B. Vidi se da je moguće procentualno smanjenje efektivne doze u našoj studiji za oko 4%.

Kako je  $p = 0,002$   $\chi^2$  - testa, može se reći da postoji povezanost između grupa po obeležju zbir parametara kvaliteta slike, obzirom da je  $\chi = 0,360$  povezanost je niska.

**Tabela 52.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

Analiza	$n$	$F$	$p$
MANOVA	2	0,003	0,997
Diskriminativna	2	5,420	0,007

Na osnovu vrednosti  $p = 0,997$  (analize MANOVA) i  $p = 0,007$  (diskriminativne analize) iz Tabele 52, vidi se da ne postoji razlika između grupa ispitanika, no i pored toga postoji jasno definisana granica između grupa. Ova činjenica ukazuje da verovatno postoje latentna obeležja koja u sadejstvu sa ostalim obeležjima (sintetizovano) doprinose diskriminaciji grupe.

**Tabela 53.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

Analiza	$\chi$	$R$	$F$	$p$	$k_{dsk}$
Zbir parametara kvaliteta slike	0,360	0,386	11,364	0,001	0,616
Konačna ocena kvaliteta slike	0,360	0,386	11,364	0,001	0,153

Legenda:  $k_{dsk}$  je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$ , to znači da postoji značajna razlika između obeležja zbir parametara kvaliteta slike (0,001) i konačna ocena kvaliteta slike (0,001). Koeficijent diskriminacije upućuje da je razlika najveća kod obeležja zbir parametara kvaliteta slike (0,616), a zatim i kod konačne ocene kvaliteta slike (0,153). (Tabela 53)

**Tabela 54.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,96
Grupa B	0,96	0,00

Distance iz Tabele 54 ukazuju da rastojanje između grupa ispitanika umereno.

**Tabela 55.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti FOM u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		$sk$	$ku$	$p$
FOM	0,45	0,04	0,3	0,5	9,72	0,44	0,46	-1,69	4,50	0,00

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti FOM u Tabeli 55 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja FOM (9,72). Smanjene vrednosti  **$sk$**  (-1,69) ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*. Veće vrednosti  **$ku$**  (4,50) ukazuju da je kriva izdužena. Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele ( **$p$** ) FOM (0,00).

**Tabela 56.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti FOM u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
FOM	0,45	0,04	0,3	0,5	8,67	0,43	0,47	-1,42	2,10	0,954

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti FOM u Tabeli 56 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja FOM (8,67). Smanjene vrednosti ***sk*** (-1,42) ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*. Veće vrednosti ***ku*** (2,10) ukazuju da je kriva izdužena kod FOM. Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (***p***) FOM (0,95).

**Tabela 57.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na FOM

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	0,018	0,893
Diskriminativna	1	0,018	0,893

Na osnovu vrednosti  $p = 0,893$  (analize MANOVA) i  $p = 0,893$  (diskriminativne analize) iz Tabele 57, nije uočena značajna razlika niti jasno definisana granica između grupa.

**Tabela 58.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na FOM

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,04
Grupa B	0,04	0,00

Distance iz Tabele 58 ukazuju da je rastojanje između grupa manje.

**Tabela 59.** Brojčana (*n*) i procentualna (%) zastupljenost pola ispitanika u odnosu na grupe

	pol-muški		pol-ženski	
	<i>n</i>	%	<i>n</i>	%
Grupa A	24,0	48,0	26,0	52,0
Grupa B	31,0	62,5	19,0	37,5

Inspekcijom prikazane Tabele 59 može se uočiti da je u **grupi A** najviše zastupljen ženski pol (26 od ukupno 50 ispitanika (52,0%)). U grupi B je najviše zastupljen muški pol (31 od ukupno 50 ispitanika (62,5%)).

Kako je  $p = 0,312$   $\chi^2$  - testa, može se reći da ne postoji povezanost između grupa po polu, obzirom da je  $\chi = 0,123$  povezanost je vrlo niska.

**Tabela 60.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na pol

Analiza	$n$	$F$	$p$
MANOVA	1	1,005	0,320
Diskriminativna	1	1,005	0,320

Na osnovu vrednosti  $p = 0,320$  (analize MANOVA) i  $p = 0,320$  (diskriminativne analize) u tabeli 60, nije uočena značajna razlika niti jasno definisana granica između grupa.

**Tabela 61.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika po polu

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,29
Grupa B	0,29	0,00

Distance iz Tabele 61 ukazuju da je rastojanje između grupa manje.

Posmatrane karakteristike istraživanja i njihova obeležja mogu se logično povezati u hijerarhijski uređenu celinu, koja je određena njihovom doprinosom, čime je definisan redosled važnosti obeležja.

**Tabela 62.** Doprinos karakteristika celini istraživanja

	doprinos %	kod	između
2	84.338	Doznih pokazatelja	grupa
3	15.662	Procene kvaliteta slike	grupa
1	0,000	Antropometrijskih karakteristika i starosti ispitanika	grupa
4	0,000	FOM	grupa
5	0,000	Pola	grupa

U Tabeli 62 uočava se da dozni pokazatelji imaju najveći doprinos celini istraživanja (84,34%), a zatim i procene kvaliteta slike (15,67%).

### 4.3. Pregled grudnog koša

U ovoj vrsti CT pregleda u našem istraživanju učestvovalo je ukupno 114 ispitanika: 52 ispitanika u grupi A i 62 ispitanika u grupi B. Ispitanici grupe A su snimani u I fazi istraživanja po

protokolu bez optimizacije (V. Tabelu 63), dok su ispitanici grupe B snimani u II fazi istraživanja po modifikovanom protokolu (V. Tabelu 64). Cilj modifikacije standardnog protokola je bio da se smanji vrednost mAs što je moguće više a da se ne izgubi dijagnostička informacija za pacijenta. Za ovu vrstu pregleda u našem istraživanju maksimalna vrednost za koju smo vršili redukciju je -70 mAs.



**Tabela 63.** Protokol bez optimizacije

parametar	vrednost
U (kV)	120
I·t (mAs)	44,02
Vreme rotacije (s)	0,5
Mod	Helikalni
Pitch faktor	1,4
Kolimacija (mm)	64 x0,6

**Tabela 64.** Modifikovani protokol

parametar	vrednost
U (kV)	120
I·t (mAs)	26,95
Vreme rotacije (s)	0,5
Mod	Helikalni
Pitch faktor	1,2
Kolimacija (mm)	64 x0,6(1,2)

Analiza antropometrijskih karakteristika ispitanika za grupu A i B po telesnoj visini, telesnoj masi i indeksu telesne mase (BMI) data je u Tabeli 65 i 66.

**Tabela 65.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika ispitanika u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
Telesna visina (m)	1,72	0,17	0,7	2,0	9,67	1,67	1,76	-4,41	25,39	0,068
Telesna masa (kg)	77,67	18,62	0,7	118,0	23,97	72,48	82,85	-0,92	4,33	0,576
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	25,71	5,93	0,7	42,7	23,06	24,06	27,36	-0,79	5,72	0,655

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne i maksimalne** vrednosti antropometrijskih karakteristika ispitanika u Tabeli 65 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po telesnoj masi (23,97) i BMI (23,06). Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesna visina (9,67). Smanjene vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična* kod obeležja telesna visina (-4,41), telesna masa (-0,92) i BMI (-0,79). Veće vrednosti **ku** ukazuju da je kriva izdužena kod obeležja telesna visina (25,39), telesna masa (4,33) i BMI (5,72). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (**p**) kod obeležja telesna masa (0,58) i BMI (0,65). Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele (**p**) kod obeležja telesna visina (0,07).

**Tabela 66.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika ispitanika u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Telesna visina (m)	1,69	0,10	1,5	1,9	5,93	1,67	1,72	0,07	-0,68	0,814
Telesna masa (kg)	77,95	16,85	49,0	130,0	21,62	73,67	82,23	0,73	0,52	0,542
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	27,18	5,28	18,3	42,5	19,43	25,83	28,52	0,70	0,06	0,518

**Minimalne i maksimalne** vrednosti antropometrijskih karakteristika ispitanika iz Tabele 66 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost optimizovane grupe po telesnoj masi (21,62). Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesna visina (5,93) i BMI (19,43). Povećane vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod sva tri obeležja telesna visina (0,07), telesna masa (0,73) i BMI (0,70). Veće vrednosti **ku** ukazuju da je kriva izdužena kod obeležja telesna masa (0,52) i BMI (0,06). Negativne vrednosti **ku** ukazuju da je kriva spljoštena kod telesne visine (-0,68). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (**p**) kod sva tri obeležja: telesna visina (0,81), telesna masa (0,54) i BMI (0,52).

**Tabela 67.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na antropometrijske karakteristike

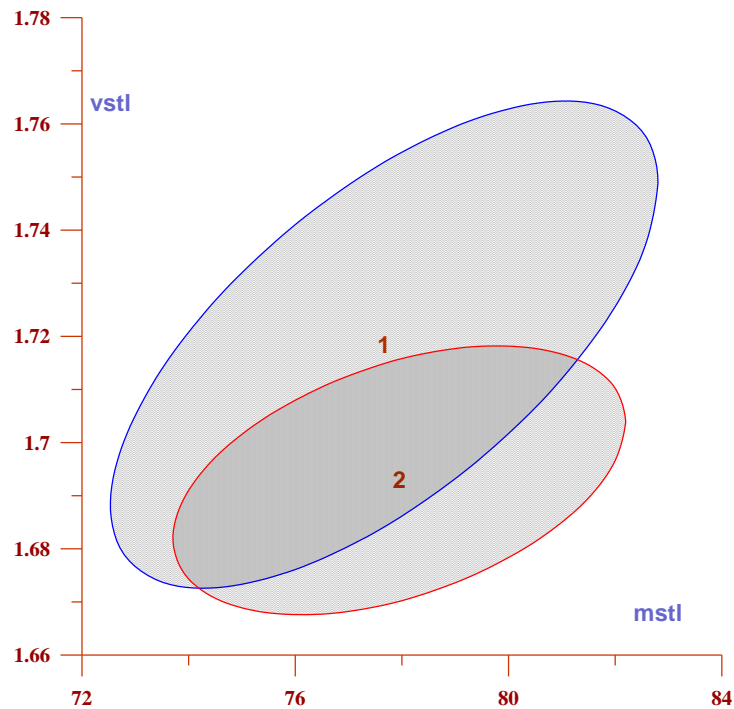
Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	3	2,542	0,060
Diskriminativna	3	2,542	0,060

Na osnovu vrednosti  $p = 0,060$  (analize MANOVA) i  $p = 0,060$  (diskriminativne analize) iz Tabele 67, vidi se da postoji razlika i jasno definisana granica između obe grupe ispitanika.

**Tabela 68.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na antropometrijske karakteristike

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,52
Grupa B	0,52	0,00

Distance iz tabele 68 ukazuju da je rastojanje između grupa umereno.



**Grafikon 8.** Elipse (intervala poverenja) grupa ispitanika kod telesne mase i telesne visine  
 Legenda: grupa A(1); grupa B (2); telesna masa (mstl); telesna visina; (vstl)

Na grafikonu 8 apscisa je telesna masa (mstl), a ordinata je telesna visina (vstl). Moguće je zapaziti da u odnosu na **telesnu masu** grupa A (1) ima najmanju vrednost, a najveću vrednost grupa B (2). U odnosu na **telesnu visinu** grupa B (2) ima najmanju vrednost, a najveću vrednost grupa A (1).

Prosečne vrednosti doznih pokazatelja za obe grupe prikazane su u tabelama 69, 70 i 71.

**Tabela 69.** Prosečna vrednost doznih pokazatelja u grupi A

Srednja vrednost $\pm$ SD (min-max)	
CTDIvol (mGy)	6,84 $\pm$ 2,08 (3,17-12,45)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	490,9 $\pm$ 213,7 (144-907)
I-t (mAs)	44,0 $\pm$ 13,8 (20,5-81,0)

**Tabela 70 . Mediana doznih pokazatelja u grupi B u odnosu na redukciju mAs**

Mediana		smanjenje (mAs)
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mgy cm <sup>-1</sup> )	
5,44	430	-15
4,005	275,5	-20
4,04	295	-25
4,53	353,5	-30
5,69	412	-35
3,505	233,5	-40
3,31	240	-45
3,555	306,5	-50
2,325	192	-60
2,36	113,5	-70

**Tabela 71 . Vrednosti CTDI i DLP u grupi B**

Srednja vrednost ± SD (min-max)	
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	3,9±1,1 (2,3-5,7)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	285,2±97,3 (113,5-430)

*Poređenje grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje***Tabela 72. Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti doznih pokazatelja ispitanika u grupi A**

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
Intenzitet struje (mAs)	43,19	14,94	0,7	81,0	34,58	39,03	47,35	0,30	0,70	0,637
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	6,73	2,24	0,7	12,4	33,25	6,10	7,35	0,36	0,55	0,710
DLP(mGy cm <sup>-1</sup> )	481,46	222,23	0,7	907,0	46,16	419,57	543,34	0,24	-0,73	0,439

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne i maksimalne** vrednosti doznih pokazatelja ispitanika u Tabeli 72 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost u grupi po: intenzitetu struje (34,58), CTDI<sub>vol</sub> (33,25) i DLP (46,16). Povećane

vrednosti *sk* ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod: intenziteta struje (0,30),  $CTDI_{vol}$  (0,36) i DLP (0,24). Veće vrednosti *ku* ukazuju da je kriva izdužena kod intenziteta struje (0,70), i  $CTDI_{vol}$  (0,55). Negativne vrednosti *ku* ukazuju da je kriva spljoštena kod: DLP (-0,73). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (*p*) kod: intenziteta struje (0,64),  $CTDI_{vol}$  (0,71) i DLP (0,44).

**Tabela 73.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti doznih pokazatelja ispitanika u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Intenzitet struje (mAs)	26,95	11,65	8,0	71,0	43,25	23,99	29,91	1,16	2,37	0,579
$CTDI_{vol}$ (mGy)	4,18	1,75	1,3	10,9	41,86	3,73	4,62	1,25	2,59	0,556
DLP(mG ycm <sup>-1</sup> )	311,90	136,49	63,0	608,0	43,76	277,23	346,57	0,17	-0,75	0,741

**Minimalne i maksimalne** vrednosti doznih pokazatelja ispitanika u Tabeli 73 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost u grupi po: intenzitetu struje (43,25),  $CTDI_{vol}$  (41,86) i DLP (43,76). Povećane vrednosti *sk* ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod intenziteta struje (1,16),  $CTDI_{vol}$  (1,25) i DLP (0,17). Veće vrednosti *ku* ukazuju da je kriva izdužena kod intenziteta struje (2,37) i  $CTDI_{vol}$  (2,59). Negativne vrednosti *ku* ukazuju da je kriva spljoštena kod DLP (-0,75). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (*p*) kod intenziteta struje (0,58),  $CTDI_{vol}$  (0,56) i DLP (0,74).

**Tabela 74.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

Analiza	n	F	p
MANOVA	4	14,064	0,000
Diskriminativna	4	13,935	0,000

Na osnovu vrednosti  $p = 0,000$  (analize MANOVA) i  $p = 0,000$  (diskriminativne analize) u Tabeli 74, postoji razlika i jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 75.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozimetrijske pokazatelje

Analiza	F	p	$k_{dsk}$
Intenzitet struje	42,499	0,000	0,005
$CTDI_{vol}$	46,579	0,000	0,032
DLP	24,912	0,000	0,086

Legenda: *k.dsk* je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$ , to znači da postoji značajna razlika između grupa ispitanika kod intenziteta struje (0,000),  $CTDI_{vol}$  (0,000) i DLP (0,000). Koeficijent diskriminacije upućuje da je razlika najveća kod DLP (0,086), zatim  $CTDI_{vol}$  (0,032) i intenziteta struje (0,005). (Tabela 75)

**Tabela 76.** Karakteristike i homogenost grupa ispitanika u odnosu na dozimetrijske pokazatelje

	Grupa A	Grupa B	dpr (%)
DLP	veće* <sup>1</sup>	manje	41,148
$CTDI_{vol}$	veće* <sup>1</sup>	manje	15,311
intenzitet struje	veće* <sup>1</sup>	manje	2,392
hmg (%)	69,23	82,26	

Legenda: hmg - homogenost; dpr - doprinos obeležja karakteristikama

Svojstvo svakog subuzorka najviše definiše DLP, jer je doprinos obeležja karakteristikama 41,15%, zatim slede  $CTDI_{vol}$  (15,1%) i intenzitet struje (2,39%). Homogenost u grupi A je 69,23%, a u grupi B je 82,26%. (Tabela 76)

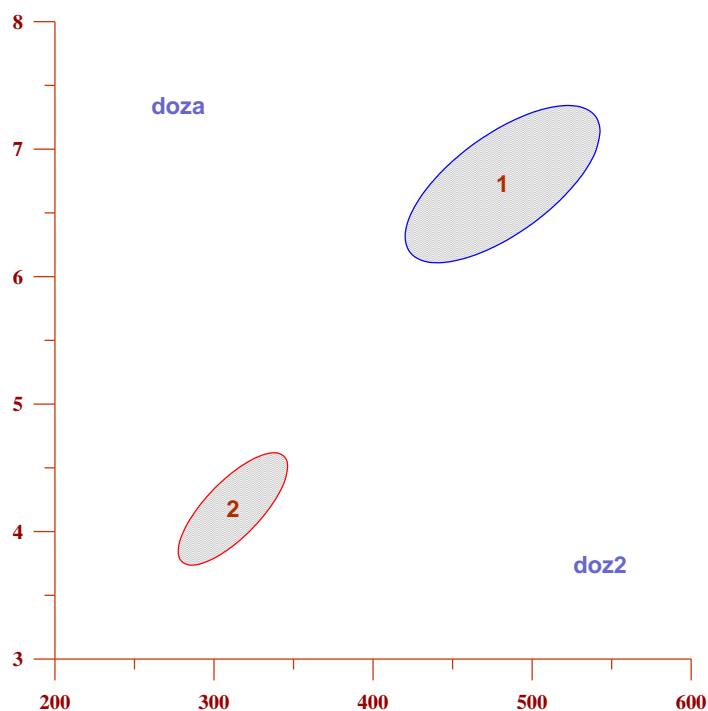
Na osnovu dozimetrijskih pokazatelja ispitanika može se reći da su u:

- **grupi A** vrednosti za DLP,  $CTDI_{vol}$  i intenzitet struje veće.
- **grupi B** vrednosti za DLP,  $CTDI_{vol}$  i intenzitet struje su manje.

**Tabela 77.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na dozne pokazatelje

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	1,43
Grupa B	1,43	0,00

Distance iz Tabele 77 ukazuju da je rastojanje između grupa veće.



**Grafikon 9.** Elipse (intervala poverenja) između grupa kod DLP i  $CTDI_{vol}$   
 Legenda: grupa A (1); grupa B (2); DLP (doz2);  $CTDI_{vol}$  (doza)

Na Grafikonu 9 apscisa je DLP (doz2), a ordinata je  $CTDI_{vol}$  (doza). Uočava se da u odnosu na DLP i  $CTDI_{vol}$  grupa B (2) ima najmanju vrednost, a najveću vrednost grupa A (1).

**Tabela 78.** Procena kvaliteta slike u grupi A i grupi B

	Grupa A	Grupa B
Broj parametara	17	17
Prosečna vrednost zbira parametara ocene kvaliteta	41	40
Prosečna vrednost indeksa ocene kvaliteta	2,41	2,39
Prosečna vrednost efektivne doze	6,87	4,37
Procentualno smanjenje efektivne doze	40% $CTDI_{vol}$	
Prosečna vrednost FOM	0,35	0,55

U Tabeli 78 dat je prikaz svih varijabli koje su uzete u razmatranje za procenu kvaliteta slike u grupi A i grupi B. Vidi se da je moguće procentualno smanjenje efektivne doze u našoj studiji za oko 40%.

**Tabela 79.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	2	2,472	0,087
Diskriminativna	2	2,477	0,089

Na osnovu vrednosti  $p = 0,087$  (analize MANOVA) i  $p = 0,089$  (diskriminativne analize) u Tabeli 79, postoji razlika i jasno je definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 80.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

Analiza	$\chi$	R	F	<i>p</i>	$k_{dsk}$
Zbir parametara kvaliteta slike	0,199	0,203	4,847	0,030	0,026
Konačna ocena kvaliteta slike	0,136	0,137	2,161	0,144	0,002

Legenda:  $k_{dsk}$  je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$ , to znači da postoji značajna razlika između grupa ispitanika po obeležju zbir parametara kvaliteta slike (0,030). Kako je  $p > 0,1$ , to znači da nije uočena značajna razlika između grupa ispitanika po obeležju konačna ocena kvaliteta slike (0,144). Koeficijent diskriminacije upućuje da je razlika najveća kod obeležja zbir parametara kvaliteta slike (0,026), a zatim kod konačne ocene kvaliteta slike (0,002). (Tabela 80)

**Tabela 81.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,42
Grupa B	0,42	0,00

Distance iz Tabele 81 ukazuju da je rastojanje između grupa umereno.

**Tabela 82.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti ispitanika po FOM u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
FOM	0,44	0,23	0,2	1,2	52,67	0,38	0,51	1,37	1,58	0,111

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti FOM u Tabeli 82 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po FOM (52,67). Povećane vrednosti ***sk*** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* (1,37). Veće vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva izdužena (1,58). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (***p***) FOM (0,11).



**Tabela 83.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti ispitanika po FOM u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
FOM	0,72	0,49	0,3	2,7	68,06	0,59	0,84	2,33	5,94	0,003

**Minimalne i maksimalne** vrednosti ispitanika po FOM u Tabeli 83 ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost u po FOM (68,06). Povećane vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* (2,33). Veće vrednosti **ku** ukazuju da je kriva izdužena kod FOM (5,94). Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele (**p**) kod FOM (0,00).

**Tabela 84.** Značajnost razlike između grupa ispitanika po FOM

Analiza	n	F	p
MANOVA	1	13,782	0,000
Diskriminativna	1	13,782	0,000

Na osnovu vrednosti  $p = 0,000$  (analize MANOVA) i  $p = 0,000$  (diskriminativne analize) u Tabeli 84, postoji razlika i jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 85.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika po FOM

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,70
Grupa B	0,70	0,00

Distance iz Tabele 85 ukazuju da je rastojanje između grupa ispitanika umereno.

**Tabela 86.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti starosti ispitanika u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
Starost (godine)	54,36	14,94	0,7	83,0	27,48	50,20	58,52	-0,95	2,11	0,989

*Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane*

Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po starosti (27,48). Smanjene vrednosti **sk** (-0,95) ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*. Veće vrednosti **ku** ukazuju da je kriva izdužena (2,11). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (**p**) (0,99). (Tabela 86)

**Tabela 87.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti starosti ispitanika u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Starost (godine)	62,94	10,80	23,0	85,0	17,16	60,19	65,68	-0,66	1,88	0,607

Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja starost (17,16). Smanjene vrednosti ***sk*** (-0,66) ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična*. Veće vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva izdužena (1,88). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (***p***) (0,61). (Tabela 87)

**Tabela 88.** Značajnost razlike između grupa ispitanika po starosti

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	12,600	0,001
Diskriminativna	1	12,600	0,001

Na osnovu vrednosti  $p = 0,001$  (analize MANOVA) i  $p = 0,001$  (diskriminativne analize) u Tabeli 88, postoji razlika i jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 89.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na starost

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,67
Grupa B	0,67	0,00

Distance iz Tabele 89 ukazuju da je rastojanje između grupa umereno.

**Tabela 90.** Brojčana (*n*) i procentualna (%) zastupljenost ispitanika po polu u odnosu na grupe

	pol-muški		pol-ženski	
	<i>n</i>	%	<i>n</i>	%
Grupa A	30,0	57,7	22,0	42,3
Grupa B	35,0	56,5	27,0	43,5

Inspekcijom prikazane Tabele 90 moguće je zapaziti da je u **grupi A** najviše je zastupljen muški pol (30 od 52 ispitanika (57,7%)). U grupi B je zastupljenost muškog pola 56,5% (35 od 62 ispitanika).

Kako je  $p = 0,894$   $\chi^2$  - testa, može se reći da ne postoji povezanost između grupa po polu, obzirom da je  $\chi = 0,012$ , povezanost je vrlo niska.

**Tabela 91.** Značajnost razlike između grupa ispitanika po polu

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	0,017	0,895
Diskriminativna	1	0,017	0,895

Na osnovu vrednosti  $p = 0,895$  (analize MANOVA) i  $p = 0,895$  (diskriminativne analize) iz Tabele 91, nije uočena značajna razlika niti jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 92.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na pol

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,02
Grupa B	0,02	0,00

Distance iz Tabele 92 ukazuju da je rastojanje između grupa manje.

Doprinos karakteristika i obeležja karakteristika celini istraživanja su prikazani u Tabeli 93.

**Tabela 93.** Doprinos karakteristika celini istraživanja

	doprinos %	kod	između
2	38,242	Dozimetrijskih pokazatelja	grupa
4	18,653	FOM	grupa
5	17,825	Starosti	grupa
1	14,003	Antropometrijskih karakteristika	grupa
3	11,277	Procene kvaliteta slike	grupa
6	0,000	Polu	grupa

Na osnovu Tabele 93 uočava se da dozimetrijski pokazatelji imaju najveći doprinos celini istraživanja (38,24%). Zatim sledi: doprinos FOM 18,653%, starosti 17,825%, antropometrijskih karakteristika 14,003%, procene kvaliteta slike 11,277%, a doprinos pola je 0,000%.

#### 4.4. Pregled abdomena i karlice

U ovoj vrsti CT pregleda u našem istraživanju učestvovalo je ukupno 82 ispitanika: 50 ispitanika u grupi A i 50 ispitanika u grupi B. Ispitanici grupe A su snimani u I fazi istraživanja po protokolu bez optimizacije (V. Tabelu 94), dok su ispitanici grupe B snimani u II fazi istraživanja po modifikovanom protokolu (V. Tabelu 95). Cilj modifikacije standardnog protokola je bio da se smanji vrednost mAs što je moguće više a da se ne izgubi dijagnostička informacija za pacijenta. Za

ovu vrstu pregleda u našem istraživanju maksimalna vrednost za koju smo vršili redukciju je -60 mAs.

**Tabela 94. Protokol bez optimizacije**

parametar	vrednost
U (kV)	120
I·t (mAs)	56,29
Vreme rotacije (s)	0,5
Mod	Helikalni
Pitch faktor	1,0;1,2;1,4
Kolimacija (mm)	64 x0,6 (1,2)

**Tabela 95. Modifikovani protokol**

parametar	vrednost
U (kV)	120
I·t (mAs)	42,48
Vreme rotacije (s)	0,5
Mod	Helikalni
Pitch faktor	1,2
Kolimacija (mm)	64 x0,6 (1,2)

Analiza antropometrijskih karakteristika ispitanika za grupu A i B po telesnoj visini, telesnoj masi i indeksu telesne mase (BMI) data je u tabeli 96 i 97.

**Tabela 96. Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika ispitanika u grupi A**

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		sk	ku	p
Telesna visina (m)	1,70	0,10	1,5	1,9	5,66	1,67	1,72	0,35	-0,26	0,078
Telesna masa (kg)	73,70	15,69	45,0	111,0	21,28	69,24	78,16	0,32	-0,59	0,155
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	25,60	5,13	16,9	39,3	20,02	24,15	27,06	0,44	-0,34	0,710

*Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane*

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe A ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po: telesnoj masi (21,28) i BMI (20,02). Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesna visina (5,66). Povećane vrednosti **sk** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*, kod telesne visine (0,35), telesne mase (0,32) i BMI (0,44). Negativne vrednosti **ku** ukazuju da je kriva spljoštena kod telesne visine (-0,26), telesne mase (-

0,59) i BMI (-0,34). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele ( $p$ ) kod telesne mase (0,16) i BMI (0,71). Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele ( $p$ ) kod telesne visine (0,08). (Tabela 96)

**Tabela 97.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti antropometrijskih karakteristika ispitanika u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		$sk$	$ku$	$p$
Telesna visina (m)	1,68	0,11	1,5	1,9	6,55	1,64	1,72	0,46	-0,87	0,502
Telesna masa (kg)	71,16	12,88	50,0	100,0	18,10	66,51	75,80	0,42	-0,60	0,789
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	25,14	3,67	19,2	34,0	14,60	23,82	26,47	0,29	-0,52	0,980

**Minimalne** i **maksimalne** vrednosti antropometrijskih karakteristika ispitanika grupe B ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja telesna visina (6,55), telesna masa (18,10) i BMI (14,60). Povećane vrednosti  $sk$  ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod telesne visine (0,46), telesne mase (0,42) i BMI (0,29). Negativne vrednosti  $ku$  ukazuju da je kriva spljoštena kod telesne visine (-0,87), telesne mase (-0,60) i BMI (-0,52). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele ( $p$ ) kod telesne visine (0,50), telesne mase (0,79) i BMI (0,98). (Tabela 97)

**Tabela 98.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na antropometrijske karakteristike

Analiza	$n$	$F$	$p$
MANOVA	3	0,270	0,847
Diskriminativna	2	0,369	0,693

Na osnovu vrednosti  $p = 0,847$  (analize MANOVA) i  $p = 0,693$  (diskriminativne analize) u Tabeli 98, nije uočena značajna razlika, niti jasno definisana granica između grupa. Ni posle redukcije polazne celine od 3 obeležja u sistem od 2 obeležja, ne postoji razlika, niti granica između grupa.

**Tabela 99.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na antropometrijske karakteristike

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,20
Grupa B	0,20	0,00

Distance iz Tabele 99 ukazuju da je rastojanje između grupa manje.

Prosečne vrednosti doznih pokazatelja za grupu A i B prikazane se u Tabelama 100, 101 i 102.

**Tabela 100.** Vrednosti doznih pokazatelja u grupi A

Srednja vrednost ± SD (min-max)	
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	8,50±2,38 (3,93-14,19)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	1368,2±572,8 (305-3132)
I·t (mAs)	56,3±15,5 (28,0-92,5)

**Tabela 101.** Mediana doznih pokazatelja u grupi B u odnosu na redukciju mAs

Mediana		smanjenje (mAs)
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mgy cm <sup>-1</sup> )	
7,53	1472	-20
5,77	946	-30
6,265	1213	-40
5,21	1036	-50
5,59	1232,5	-60

**Tabela 102.** Vrednosti CTDI i DLP u grupi B

Srednja vrednost ± SD (min-max)	
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	6,1±0,9 (5,2-7,5)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	1179,9±202,9 (946-1472)

*Prikaz poređenja grupa u odnosu na dozne pokazatelje***Tabela 103.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti dozimetrijskih pokazatelja u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Intenzitet struje (mAs)	56,28	15,52	28,0	92,5	27,57	51,87	60,70	0,49	-0,60	0,08
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	8,50	2,38	3,9	14,2	27,98	7,82	9,18	0,47	-0,55	0,16
DLP (mGycm <sup>-1</sup> )	1368,22	572,81	305,0	3132,0	41,87	1205,4	1531,1	0,56	0,46	0,84

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne i maksimalne** vrednosti dozimetrijskih pokazatelja ispitanika u grupi ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po: intenzitetu struje (27,57), CTDI<sub>vol</sub> (27,98) i DLP (41,87). Povećane vrednosti ***sk*** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod: intenziteta struje (0,49), CTDI<sub>vol</sub> (0,47) i DLP (0,56). Veće vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva izdužena kod DLP (0,46). Negativne vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva spljoštena kod intenziteta struje (-0,60) i CTDI<sub>vol</sub> (-0,55). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (***p***) kod CTDI<sub>vol</sub> (0,16) i DLP (0,84). Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele (***p***) kod intenziteta struje (0,08). (Tabela 103)

**Tabela 104.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti dozimetrijskih pokazatelja ispitanika u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Intenzitet struje (mAs)	42,48	15,09	22,0	86,5	35,53	37,03	47,92	1,36	1,86	0,33
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	6,40	2,25	3,2	12,7	35,18	5,59	7,21	1,24	1,63	0,33
DLP (mGycm <sup>-1</sup> )	1254,72	568,07	296,0	2862,0	45,28	1049,9	1459,6	1,15	1,74	0,19

**Minimalne i maksimalne** vrednosti dozimetrijskih pokazatelja ispitanika u grupi ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po: intenzitetu struje (35,53), CTDI<sub>vol</sub> (35,18) i DLP (45,28). Povećane vrednosti ***sk*** ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična* kod intenziteta struje (1,36), CTDI<sub>vol</sub> (1,24) i DLP (1,15). Veće vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva izdužena kod intenziteta struje (1,86),

CTDI<sub>vol</sub> (1,63) i DLP (1,74). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele ( $p$ ) kod intenziteta struje (0,32), CTDI<sub>vol</sub> (0,33) i DLP (0,19). (Tabela 104)

**Tabela 105.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozimetrijske pokazatelje

Analiza	$n$	$F$	$p$
MANOVA	4	7,199	0,000
Diskriminativna	4	2,555	0,046

Na osnovu vrednosti  $p = 0,000$  (analize MANOVA) i  $p = 0,046$  (diskriminativne analize) iz Tabele 105, postoji razlika i jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 106.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na dozimetrijske pokazatelje

Analiza	$F$	$p$	$k_{dsk}$
Intenzitet struje	15,777	0,000	0,001
CTDI <sub>vol</sub>	15,852	0,000	0,006
DLP	0,771	0,383	0,030

Legenda:  $k_{dsk}$  je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$ , to znači da postoji značajna razlika između grupa ispitanika kod intenziteta struje (0,000) i CTDI<sub>vol</sub> (0,000). Koeficijent diskriminacije upućuje da je najveći doprinos diskriminaciji između grupa ispitanika u odnosu na dozimetrijske pokazatelje, odnosno da je razlika najveća kod: DLP (0,030), zatim kod CTDI<sub>vol</sub> (0,006) a najmanji kod intenziteta struje (0,001). (Tabela 106)

**Tabela 107.** Karakteristike i homogenost grupa ispitanika u odnosu na dozimetrijske pokazatelje

	Grupa A	Grupa B	dpr (%)
DLP	veće	manje	44,776
CTDI <sub>vol</sub>	veće* <sup>1</sup>	manje	8,955
intenzitet struje	veće* <sup>1</sup>	manje	1,493
hmg (%)	70,00	78,13	

Legenda: hmg - homogenost; dpr - doprinos obeležja karakteristikama

Svojstvo svakog subuzorka najviše definiše DLP, jer je doprinos obeležja karakteristikama 44,78%, zatim slede CTDI<sub>vol</sub> (8,96%) i intenzitet struje (1,49%). Homogenost u grupi A je 70,00%, a u grupi B je 78,13%. (Tabela 107)

Na osnovu dozimetrijskih pokazatelja može se reći da su u:

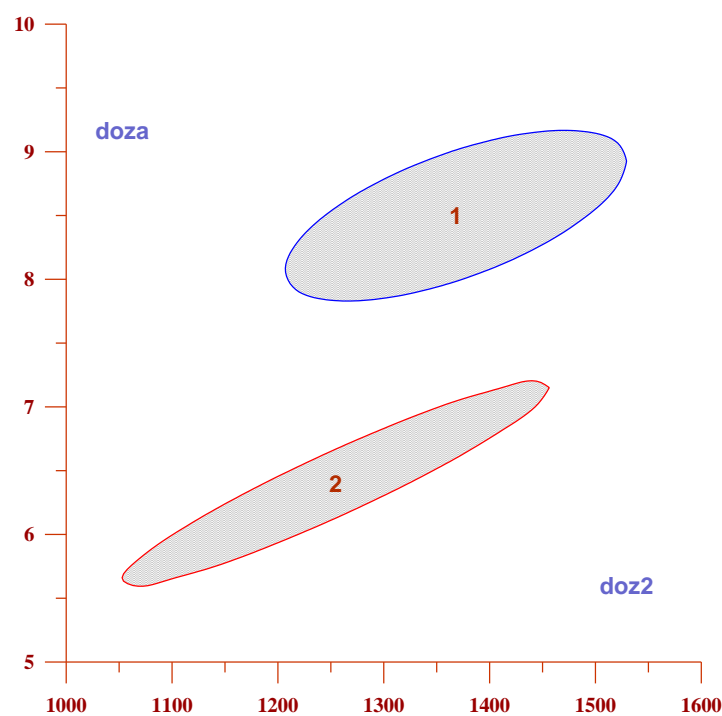


- **grupa A** vrednosti DLP, intenziteta struje i  $CTDI_{vol}$  veće,
- **grupa B** vrednosti DLP, intenziteta struje i  $CTDI_{vol}$  manje.

**Tabela 108.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na dozimetrijske pokazatelje

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	1,17
Grupa B	1,17	0,00

Distance iz Tabele 108 ukazuju da je rastojanje između grupa veće.



**Grafikon 10.** Elipse (intervala poverenja) grupa ispitanika kod DLP i  $CTDI_{vol}$

Legenda: grupa A (1); grupa B (2); DLP (doz2);  $CTDI_{vol}$  (doza)

Na Grafikonu 10 apscisa je DLP (doz2), a ordinata je  $CTDI_{vol}$  (doza). Uočava se da u odnosu na **DLP i  $CTDI_{vol}$**  grupa B (2) ima najmanju vrednost, a najveću vrednost grupa A (1).

**Tabela 109.** Procena kvaliteta slike u grupi A i grupi B

	Grupa A	Grupa B
Broj parametara	20	20
Prosečna vrednost zbira parametara ocene kvaliteta	54	52
Prosečna vrednost indeksa ocene kvaliteta	2,7	2,62
Prosečna vrednost efektivne doze	20,52	18,82
Procentualno smanjenje efektivne doze	25% CTDIvol	
Prosečna vrednost FOM	0,13	0,14

U Tabeli 109 dat je prikaz svih varijabli koje su uzete u razmatranje za procenu kvaliteta slike u grupi A i grupi B. Vidi se da je moguće procentualno smanjenje efektivne doze u našoj studiji za oko 25%.

Kako je  $p = 0,001$   $\chi^2$  - testa, može se reći da postoji povezanost između grupa i zbira parametara kvaliteta slike, obzirom da je  $\chi = 0,331$  povezanost je niska.

**Tabela 110.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

Analiza	$n$	$F$	$p$
MANOVA	2	0,004	0,996
Diskriminativna	2	5,488	0,006

Na osnovu vrednosti  $p = 0,996$  (analize MANOVA) i  $p = 0,006$  (diskriminativne analize) u Tabeli 110, ne postoji razlika između grupa ispitanika, no i pored toga postoji jasno definisana granica između grupa ispitanika. Ova činjenica ukazuje da verovatno postoje latentna obeležja koja u sadejstvu sa ostalim obeležjima (sintetizovano) doprinose diskriminaciji grupe.

**Tabela 111.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na obeležja procene zbirnih parametara kvaliteta slike

Analiza	$\chi$	$R$	$F$	$p$	$k_{dsk}$
Zbir parametara kvaliteta slike	0,331	0,351	11,398	0,001	0,507
Konačna ocena kvaliteta slike	0,331	0,351	11,398	0,001	0,126

Legenda:  $k_{dsk}$  je koeficijent diskriminacije

Kako je  $p < 0,1$ , to znači da postoji značajna razlika između grupa ispitanika kod oba obeležja zbir parametara kvaliteta slike (0,001) i konačna ocena kvaliteta slike (0,001). Koeficijent diskriminacije upućuje da je razlika najveća prvenstveno kod obeležja zbir parametara kvaliteta slike (0,507), a zatim i kod konačne ocene kvaliteta slike (0,126). (Tabela 111)

**Tabela 112.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na procenu kvaliteta slike

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,76
Grupa B	0,76	0,00

Distance iz Tabele 112 ukazuju da je rastojanje između grupa ispitanika umereno.

**Tabela 113.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti obeležja FOM u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
FOM	0,16	0,10	0,1	0,6	61,25	0,14	0,19	2,41	6,51	0,019

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

**Minimalne i maksimalne** vrednosti obeležja FOM u grupi A ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost u grupi po FOM (61,25). Povećane vrednosti ***sk*** (2,41) ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*. Veće vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva izdužena kod FOM (6,51). Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele (***p***) kod FOM (0,02). (Tabela 113)

**Tabela 114.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti obeležja FOM u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
FOM	0,17	0,10	0,1	0,5	60,68	0,14	0,21	2,29	5,11	0,029

**Minimalne i maksimalne** vrednosti obeležja FOM u grupi B ukazuju da se vrednosti nalaze u očekivanom rasponu. Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe po FOM (60,68). Povećane vrednosti ***sk*** (2,29) ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*. Veće vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva izdužena kod FOM (5,11). Distribucija vrednosti odstupa od normalne raspodele (***p***) kod FOM (0,03). (Tabela 114)

**Tabela 115.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na obeležje FOM

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	0,177	0,675
Diskriminativna	1	0,177	0,675

Na osnovu vrednosti  $p = 0,675$  (analize MANOVA) i  $p = 0,675$  (diskriminativne analize) u Tabeli 115, nije uočena značajna razlika niti jasno definisana granica između grupa.

**Tabela 116.** Distanca (Mahalanobisova) između grupa ispitanika u odnosu na obeležje FOM

	Grupa A	Grupa B
Grupa A	0,00	0,10
Grupa B	0,10	0,00

Distance iz Tabele 116 ukazuju da je rastojanje između grupa manje.

**Tabela 117.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti obeležja starost ispitanika u grupi A

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Starost (godine)	56,28	12,30	30,0	80,0	21,86	52,78	59,78	-0,32	-0,52	0,155

Napomena: vrednosti asimetrije i spljoštenosti u intervalu od -0,04 do 0,04 nisu diskutovane

Veće vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na heterogenost grupe obeležju starost (21,86). Smanjene vrednosti ***sk*** ukazuju da je raspodela *pozitivno asimetrična* (-0,32). Negativne vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva spljoštena kod obeležja starost (-0,52). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (*p*) kod obeležja starost (0,16). (Tabela 117)

**Tabela 118.** Centralni i disperzioni parametri i mere asimetrije i spljoštenosti obeležja starost ispitanika u grupi B

	Srednja vrednost	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent varijacije	Interval poverenja		<i>sk</i>	<i>ku</i>	<i>p</i>
Starost (godine)	65,38	11,63	43,0	91,0	17,80	61,18	69,57	0,05	-0,31	0,791

Vrednosti **koeficijenta varijacije** ukazuju na homogenost obeležja starost (17,80). Povećane vrednosti ***sk*** (0,05) ukazuju da je raspodela *negativno asimetrična*. Negativne vrednosti ***ku*** ukazuju da je kriva spljoštena kod obeležja starost (-0,31). Distribucija vrednosti uglavnom se kreće u okviru normalne raspodele (*p*) kod obeležja starost (0,79). (Tabela 118)

**Tabela 119.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na starost

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	11,120	0,001
Diskriminativna	1	11,120	0,001

Na osnovu vrednosti  $p = 0,001$  (analize MANOVA) i  $p = 0,001$  (diskriminativne analize) u Tabeli 119, postoji razlika i jasno definisana granica između grupa ispitanika.

**Tabela 120.** Brojčana (*n*) i procentualna (%) zastupljenost obeležja pol ispitanika u odnosu na grupe

	pol-muški		pol-ženski	
	<i>n</i>	%	<i>n</i>	%
Grupa A	19,0	38,0	31,0	62,0
Grupa B	17,0	34,4	33,0	65,6

Inspekcijom prikazane Tabele 120 zapaža se da je kod **grupe A** najviše zastupljen ženski pol (31 od 50 ispitanika (62,0%)), i to je značajno veće od učestalosti muškog pola (19 ispitanika 38,0%  $p=0,018$ ). Kod **grupe B** zastupljenost ženskog pola (33 od 50 ispitanika 65,6%), je značajno veće od učestalosti muškog pola (17 ispitanika 34,4%  $p=0,015$ ). Razlika između grupa ispitanika za obeležje muški pol najviše je zastupljeno u *grupi A* (38,00%), a za obeležje ženski pol najviše je zastupljeno u *grupi B* (65,63%).

Kako je  $p = 0,740$   $\chi^2$  - testa, može se reći da ne postoji povezanost između grupa i pola, obzirom da je  $\chi = 0,037$  povezanost je vrlo niska.

**Tabela 121.** Značajnost razlike između grupa ispitanika u odnosu na pol

Analiza	<i>n</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
MANOVA	1	0,108	0,743
Diskriminativna	1	0,108	0,743

Na osnovu vrednosti  $p = 0,743$  (analize MANOVA) i  $p = 0,743$  (diskriminativne analize) u tabeli 110, nije uočena značajna razlika ni jasno definisana granica između grupa.

Dozimetrijski pokazatelji imaju najveći doprinos celini istraživanja (43,66%) (Tabela 122). Zatim sledi: doprinos procene kvaliteta slike 28,263%, starosti 28,077%, antropometrijskih karakteristika ispitanika, a doprinos FOM i obeležja pol je 0,000%.

**Tabela 122.** Doprinos karakteristika celini istraživanja

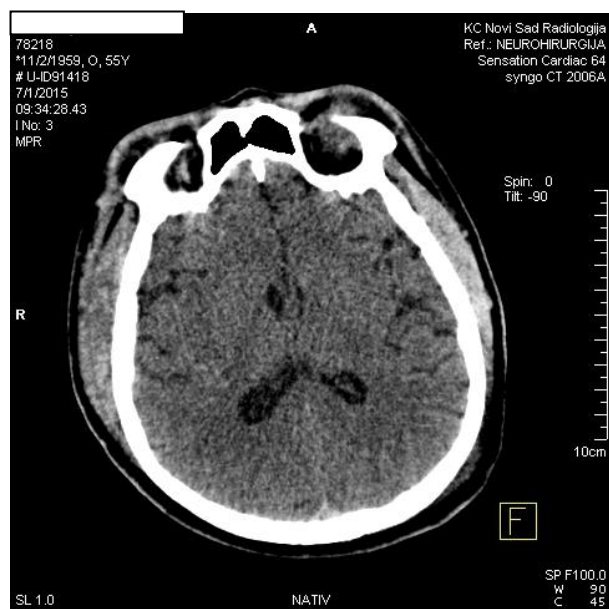
	doprinos %	kod	između
2	43,659	Dozimetrijskih pokazatelja	grupa
3	28,263	Procene kvaliteta slike	grupa
5	28,077	Starost ispitanika	grupa
1	0,000	Antropometrijskih karakteristika ispitanika	grupa
4	0,000	FOM	grupa
6	0,000	Obeležja pol ispitanika	grupa

#### 4.5. Kvalitet slike

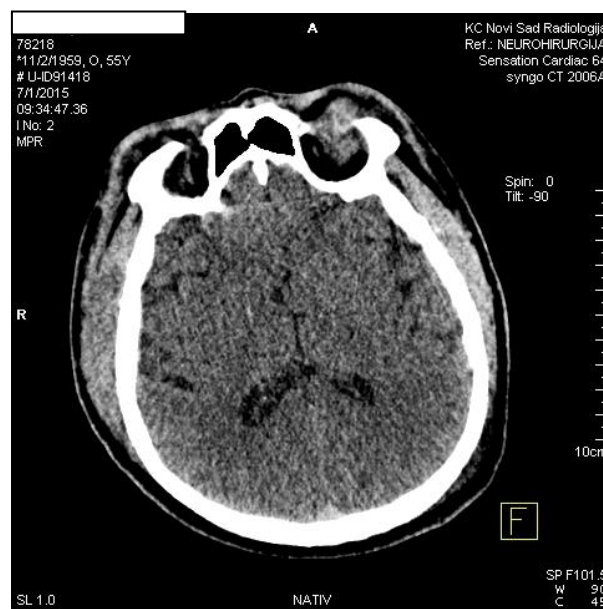
Za svaku vrstu CT pregleda dati su primeri pojedinih anatomskih preseka regije tela koja se snimala, pre i nakon modifikacije protokola.

##### Pregled glave bez kontrasta

Dat je prikaz istog anatomskog preseka glave, pri standardnom protokolu (Slika 18) i modifikovanom protokolu za vrednost od 40 mAs (19), što je zapravo maksimalna vrednost redukcije mAs u našem istraživanju. Poređenjem ovih slika uočava se nejasnija kortikomedularna granica sive i bele moždane mase i prisustvo manjeg šuma na slici 19, ali još uvek dovoljan kvalitet slike za interpretaciju.

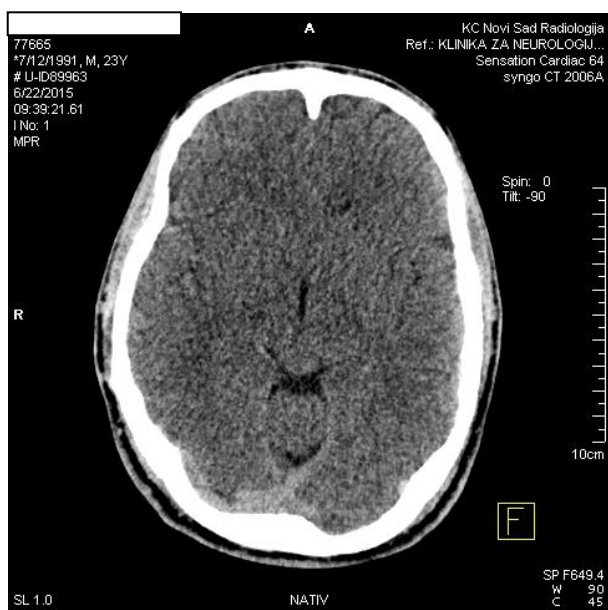


**Slika 18.** Presek u nivou bazalnih ganglija pri standardnom protokolu

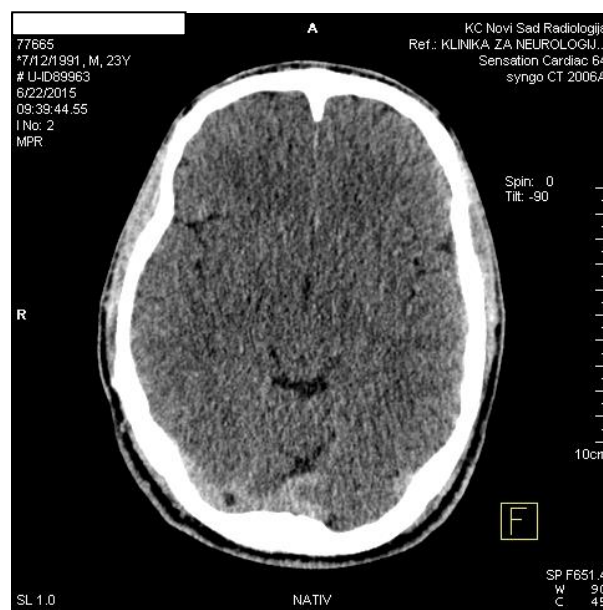


**Slika 19.** Presek istog anatomskog nivoa pri redukciji vrednosti mAs za 40 mAs

Slično prethodnom, na Slici 20 i 21 dat je prikaz određenog anatomskog preseka glave korišćenjem standardnog protokola i modifikovanog protokola smanjenjem vrednosti jačine struje za 35 mAs. Pacijent je mlađe životne dobi (23 godine) u odnosu na prethodnog pacijenta (55 godine), i postoji fiziološka anatomska razlika u izgledu moždanog parenhima (kod starijeg pacijenta su evidentni znaci kortikalne moždane atrofije). Uočava se da je kod mlađeg pacijenta zbog očuvanog volumena moždanog parenhima, izraženija nejasnoća kortikomedularne granice sive i bele moždane mase datog preseka, iako je smanjenje jačine struje cevi manje u poređenju sa pregledom kod starijeg pacijenta.



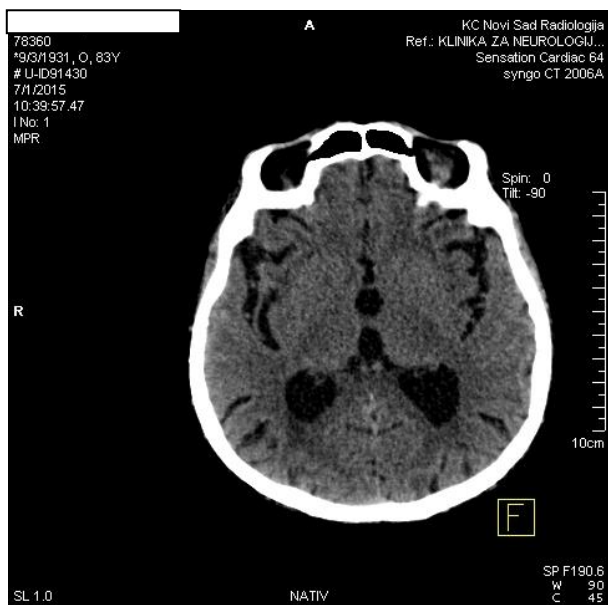
**Slika 20.** Presek u nivou bazalnih ganglija pri standardnom protokolu



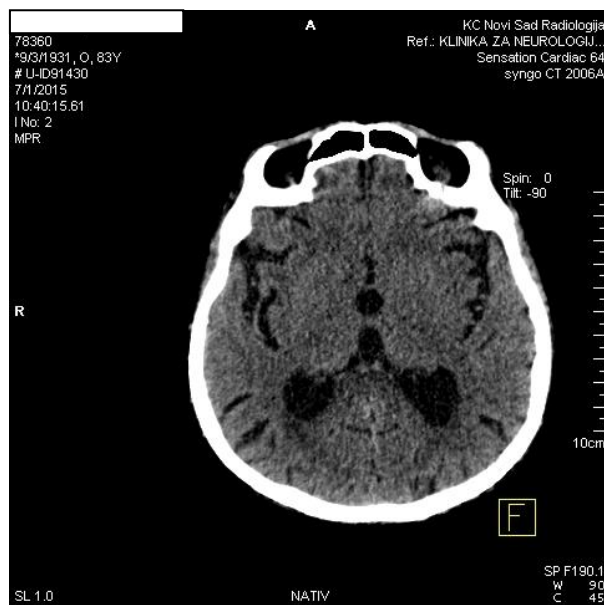
**Slika 21.** Presek istog anatomskog nivoa pri redukciji vrednosti mAs za 35 mAs

Iako je naše istraživanje završeno na redukciji jačine struje cevi za 40 mAs, pokušali smo da smanjimo vrednosti jačine struje za 60 mAs (slika 23) i 190 mAs -50% (Slika 25) kod pacijenata starije životne dobi (83 godine i 75 godina), da bismo uočili dalje moguće smanjenje doze. U poređenju sa komplementarnim snimcima koji su dobijeni primenom standardnog protokola (Slike 22 i 24), uočava se sasvim zadovoljavajući kvalitet snimaka dobijenih primenom modifikovanih protokola.

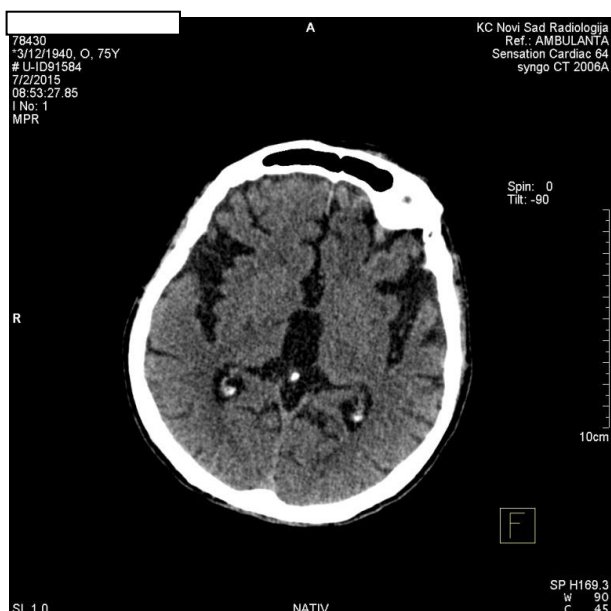




**Slika 22.** Presek u nivou bazalnih ganglija pri standardnom protokolu



**Slika 23.** Presek istog anatomskog nivoa pri redukciji vrednosti mAs za 60 mAs



**Slika 24.** Presek u nivou bazalnih ganglija pri standardnom protokolu

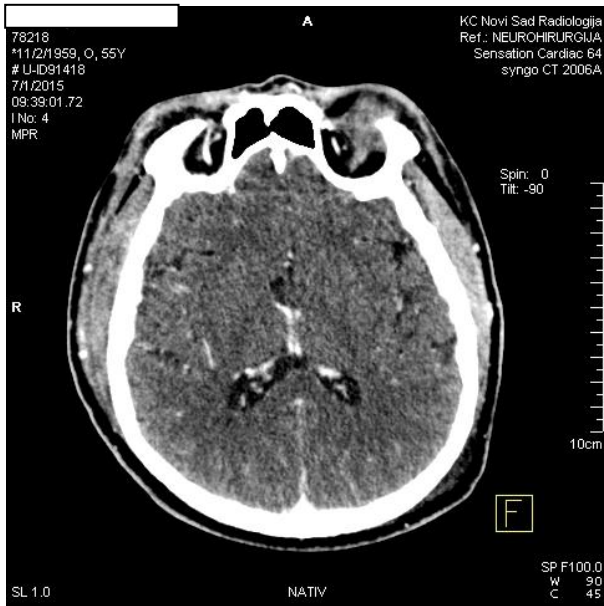


**Slika 25.** Presek istog anatomskog nivoa pri redukciji vrednosti mAs za 190 mAs

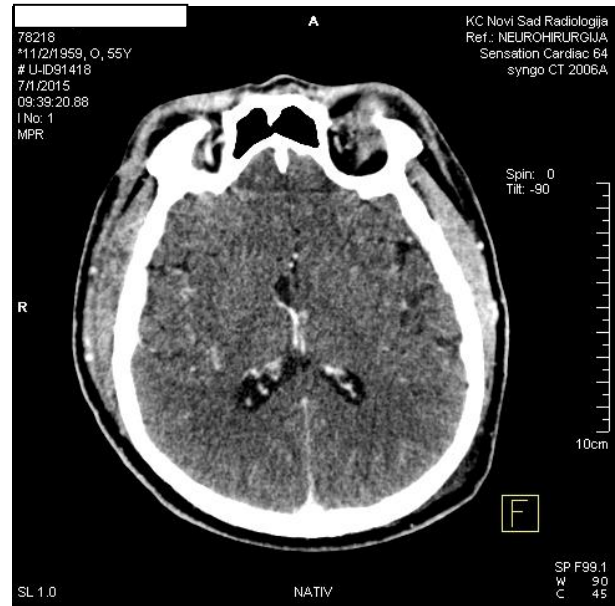
### Pregled glave sa kontrastom

Na Slikama 26 i 27 dat je aksijalni prikaz kontrastnih CT određenih anatomskih preseka glave. Na Slici 26 prikazan je pregled načinjen po standardnom protokolu, a na Slici 27 pregled izveden za redukciju od 40 mAs (maksimalna vrednost redukcije u našem istraživanju). Poređenjem ovih slika ne uočava se značajnija razlika u kvalitetu slika.



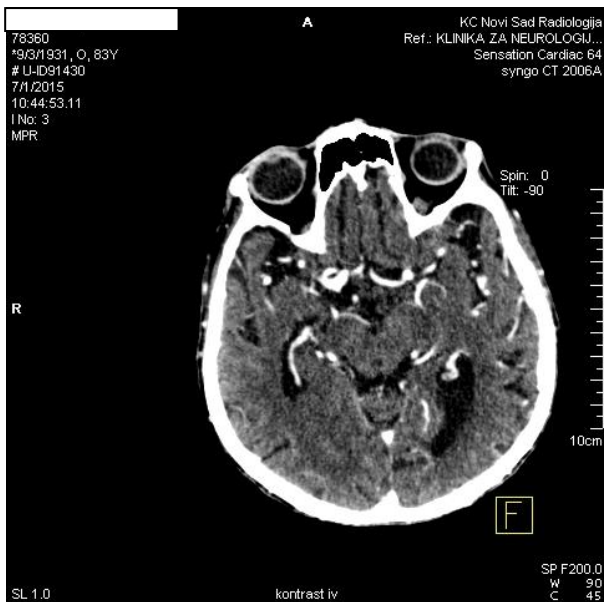


**Slika 26.** Presek u nivou bazalnih ganglija kod kontrastnog pregleda glave pri standardnom protokolu

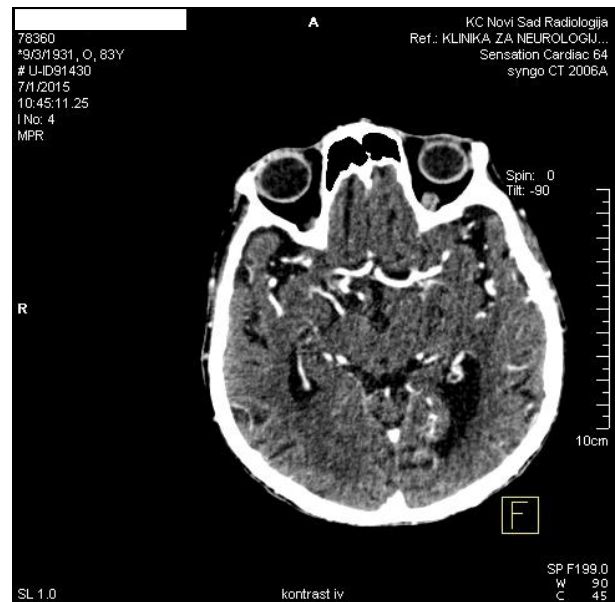


**Slika 27.** Isti nivo preseka sa redukcijom mAs za 40 mAs

Iako je naše istraživanje završeno na redukciji jačine struje cevi za 40 mAs, pokušali smo da smanjimo vrednosti jačine struje za 100 mAs kod pacijenta starije životne dobi (83 godine), pri čemu takođe nismo uočili značajniju razliku u kvalitetu slike (Slika 28 i 29).



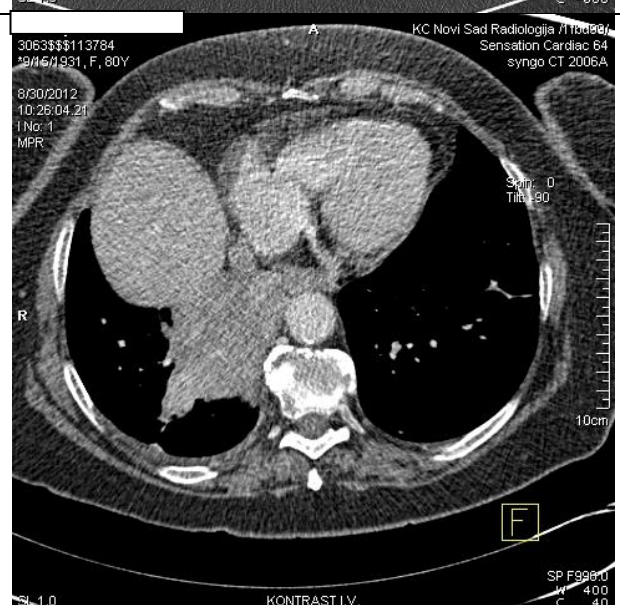
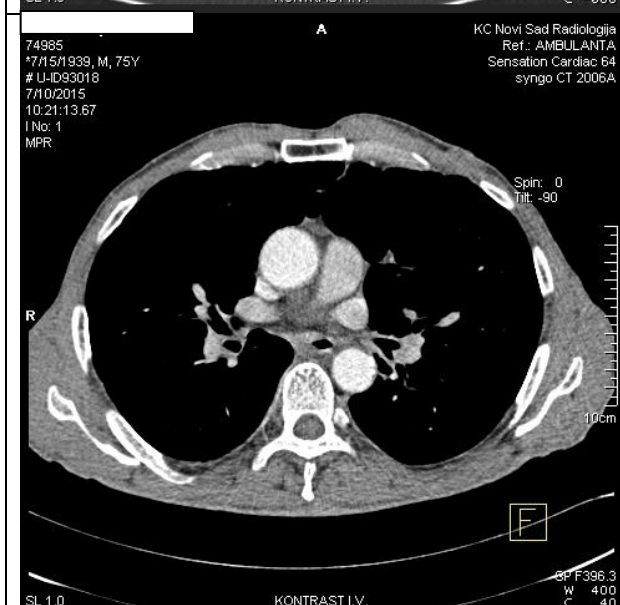
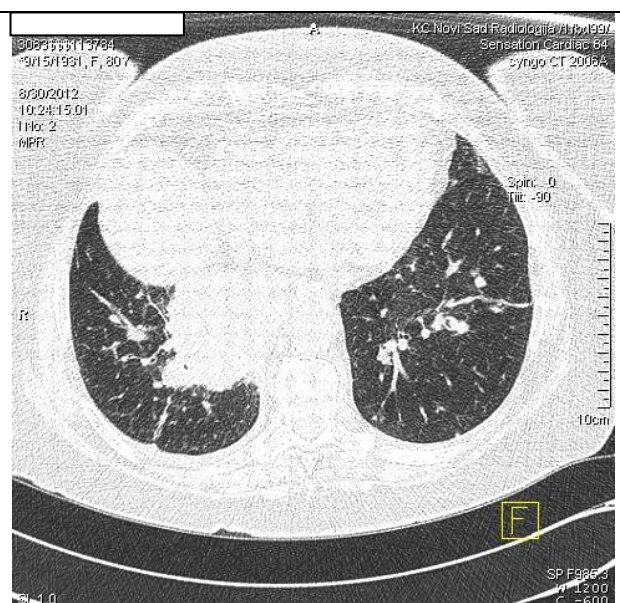
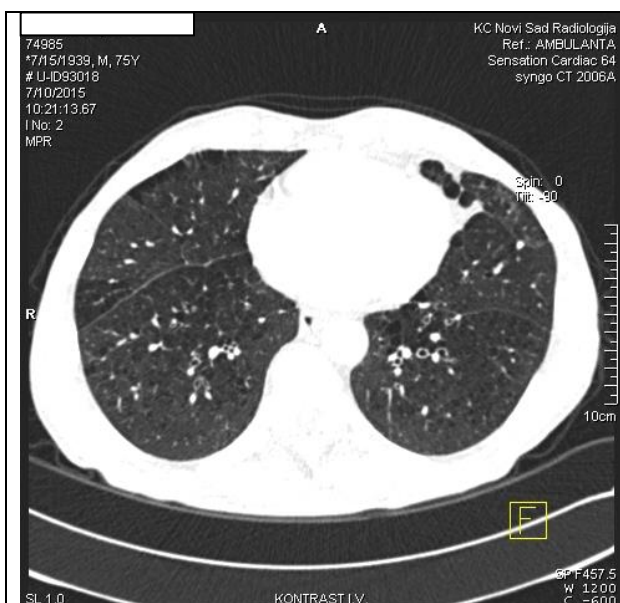
**Slika 28.** Presek u nivou bazalnih ganglija kod kontrastnog pregleda glave pri standardnom protokolu



**Slika 29.** Isti nivo preseka sa redukcijom mAs za 100 mAs

Pregled grudnog koša

Na Slikama 30 i 31 dat je aksijalni prikaz anatomskih preseka grudnog koša (plućni i medijastinalni prozor). Na Slici 30 prikazan je pregled načinjen po standardnom protokolu, a na slici 31 pregled izveden za redukciju od 70 mAs (maksimalna vrednost redukcije mAs u našem istraživanju). Poređenjem ovih slika ne uočava se značajnija razlika u kvalitetu slika. Na Slici 31 je šum nešto izraženiji, bez gubitka dijagnostičke informacije.

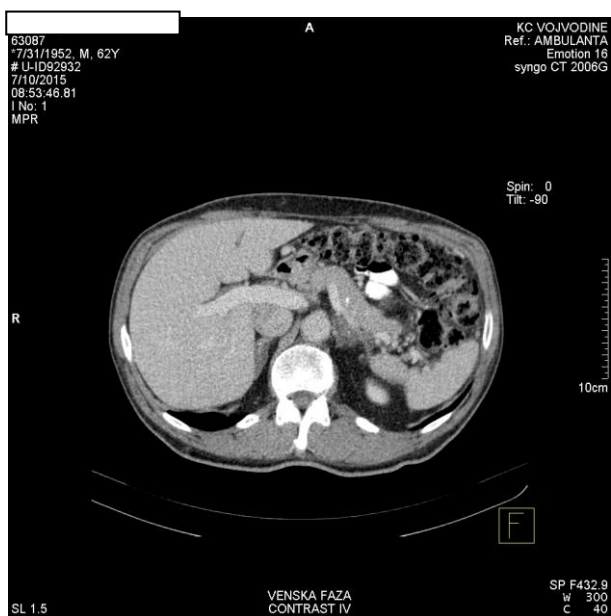


**Slika 30.** Aksijalni presek plućnog parenhima pri standardnom protokolu (plućni prozor i medijastinalni prozor)

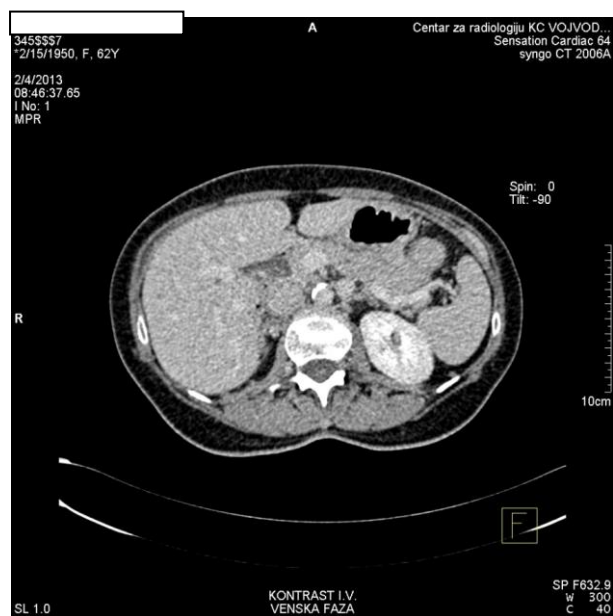
**Slika 31.** Aksijalni presek plućnog parenhima pri smanjenju mAs za 70 mAs

Pregled abdomena i karlice

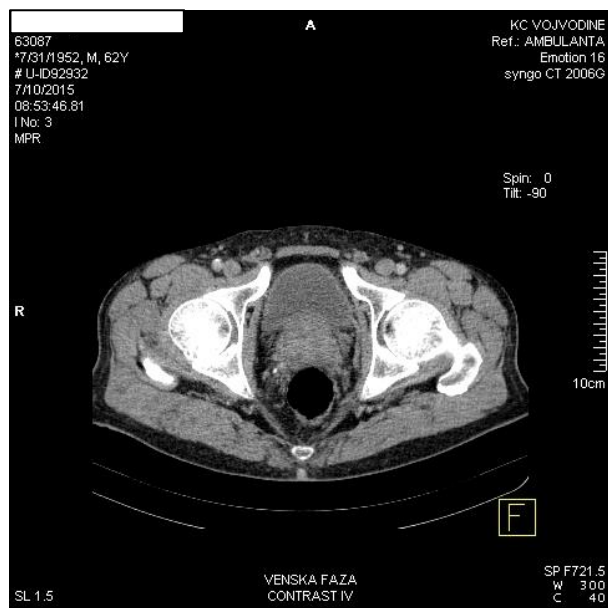
Na Slikama 32 i 34 dat je aksijalni prikaz određenih anatomskih preseka abdomena i karlice koji su dobijeni primenom standardnog protokola, a na Slikama 33 i 35 prikazani su isti anatomski nivoi dobijeni modifikovanim protokolom (za redukciju od 50 mAs; maksimalna vrednost redukcije u našem istraživanju je 60 mAs). Za prikaz su odabrani snimci modifikovanog pregleda za 50 mAs iz razloga što je ovaj pacijent imao uputnu dijagnozu operisanog maligniteta u maloj karlici, dok su pacijenti snimani za maksimalnu redukciju mAs (60 mAs) imali uputne dijagnoze bez patološkog supstrata. Poređenjem ovih slika, izuzev nešto izraženijeg šuma, ne uočava se značajnija razlika u kvalitetu slika.



**Slika 32.** Aksijalni presek abdomena u nivou pankreasa pri standardnom protokolu



**Slika 33.** Aksijalni presek abdomena u nivou pankreasa pri smanjenju mAs za 50 mAs



**Slika 34.** Aksijalni presek karlice u nivou mokraćne bešike pri standardnom protokolu



**Slika 35.** Aksijalni presek karlice u nivou mokraćne bešike pri smanjenju mAs za 50 mAs

#### 4.6. Prikaz podataka u grupi CT angiografija bez modifikacije protokola

U Tabeli 123 prikazane su prosečne vrednosti i standardne devijacije starosti, telesne mase i telesne.

**Tabela 123.** Podaci o pacijentima

Starost (godine)	Telesna masa (kg)	Visina (m)
Srednja vrednost ± sd (min-max)		
65±8 (49-77)	79±18 (45-120)	1,74±0,10 (1,55-2,00)

**Tabela 124.** Vrednosti CTDI i DLP bez optimizacije

Srednja vrednost ± SD (min-max)	
CTDIvol (mGy)	5,8±2,2 (3,2-12,9)
DLP (mGy cm <sup>-1</sup> )	659±389 (322-1906)



U Tabeli 124 date su prosečne vrednosti dozimetrijskih pokazatelja urađenih pregleda, a u Tabeli 125 prikazan je protokol bez modifikacije.

**Tabela 125.** *Protokol bez optimizacije*

parametar	vrednost
U (kV)	110
I·t (mAs)	19,33
Mod	Helikalni
Pitch faktor	1,5
Kolimacija (mm)	16 x0,6

## 5. DISKUSIJA

Kompjuterizovana tomografija je jedna od najznačajnijih dijagnostičkih metoda pri pregledu pacijenata. Poslednjih nekoliko decenija se široko primenjuje, a razlog za ovo je što se lako i brzo izvodi. Jednostavna je u primeni i može da se kombinuje sa drugim dijagnostičkim vizualizacionim tehnikama. Danas postoje konstruisani aparati koji inkorporiraju nekoliko vizualizacionih metoda i tada govorimo o novim "hibridnim mašinama"(60). Skraćenje trajanja pregleda posledica je tehnoloških inovacija i jednostavnosti primene CT-a. posledica je tehnoloških inovacija o je skraćeno trajanje pregleda). Ove tehnološke inovacije dovode do znatnog porasta broja pregleda kod adultnih pacijenata i dece, što je sa jedne strane olakšalo postavljanje dijagnoze, ali je značajno povećalo pojedinačnu i kolektivnu dozu u populaciji kod ovih pregleda. Pomenute doze, a posebno kod dece, su potencijalni karcinogeni faktor i tema su brojnih istraživanja i naučnih debata (61,62,62).

Navedeni razlozi ukazuju da je neophodno da se smanji broj neopravdanih CT pregleda, a to se može postići pažljivom analizom opravdanosti kako sa kliničkog tako i sa dozimetrijskog aspekta. Evidentne su i velike varijacije u dozi zračenja kod CT pregleda istih anatomskih regija u različitim bolničkim ustanovama. Upravo ove varijacije u dozi posledica su nekoliko faktora: hardverske različitosti CT aparata, nestandardizovanih protokola za izvođenje CT pregleda i različitost anatomske konstitucije pacijenata (BMI). Cilj optimizacije je da se obezbedi dovoljno dobar kvalitet slike uz minimalnu dozu za pacijenta. Kontrola se postiže optimizacijom parametara koji direktno i indirektno utiču na CT dozu (4,27,39,64, 65).

Cilj ove studije je bio da se procene standardni protokoli za određene vrste CT pregleda, kao i da se modifikuju u smislu smanjenja doze zračenja pacijenta uz održavanje dijagnostičkog kvaliteta slike, što ovom radu daje važan praktičan značaj.

### 5.1. Pregled glave

Predmet ovog rada bili su nekontrastni CT pregledi glave, koji se danas ubrajaju u najčešće za ispitivanje postojanja intrakranijalne patologije. Na CT preglede glave su upućeni pacijenti iz neurološke intenzivne jedinice i sa neurohirurške klinike. Ovim pacijentima uz inicijalni pregled urađeni su i kontrolni u toku nekoliko dana ili nedelja. Zbog mogućeg oštećenja očnog sočiva upravo su ovi pacijenti ciljna grupa, pa je veoma važno utvrditi da li je moguće smanjiti ekspozicije zračenju, a imati optimizovanu sliku za postavljanje dijagnoze.

Kao što je u poglavlju doktorata "Metodologija" navedeno, optimizacija CT doze za pregled glave je sprovedena tako što je smanjena vrednost mAs, čime je linearno redukovana doza za pacijenta.

U studiju su uključeni pacijenti, koji su odabrani randomizirano, sa različitim uputnim dijagnozama, kojima je urađen CT pregled, a jačina struje je maksimalno smanjena za 40 mAs u odnosu na inicijalnu vrednost od 380 mAs.

Korišćene su smernice iz Vodiča EUR 16262 EN, u kojima su definisani parametri za procenu kvaliteta slike da bi se analizirali različiti anatomske preseki glave: kortikomedularna granica moždanog parenhima, bazalne ganglije, komorni sistem, prostor cerebrospinalne tečnosti oko mezencefalona, prostor cerebrospinalne tečnosti ekstracerebralno, u slučaju primene kontrasta veliki krvni sudovi i horoidni pleksus. Ovi parametri su dobro definisani za ocenu kvaliteta slike i omogućavaju dobijanje relativno pouzdanog sadržaja sa stanovišta dijagnostičke informacije. Metoda je subjektivna, vremenski zahtevna i za njeno sprovođenje su neophodni obučeni radiolozi.

Mullins et al (2004) je u svojoj studiji na sličan način optimizovao protokol pregleda kod CT pregleda glave. Ovo istraživanje je rađeno na 4-kanalnom višeslojnom CT gde je standardni protokol za nekontrastne preglede glave podrazumevao vrednost jačine struje od 170 mAs, a CTDIvol 65 mGy (66). Maksimalna vrednost optimizacije jačine struje u njihovoj studiji je bila 90 mAs, a CTDIvol 34 mGy. U poređenju sa tom studijom, naša standardna vrednost jačine struje je bila 340 mAs, a CTDIvol 59,4 mGy (64-kanalni višeslojni CT) i maksimalno optimizovana na 340 mAs, a CTDIvol 53,17 mGy. Mullins i saradnici su u svojoj studiji takođe pratili kvalitet slike, ali primenom objektivnog metoda koji se bazira na određivanju fizičkog parametra odnos kontrasta i šuma (CNR). Analizirani su i različiti anatomske preseki glave, u smislu izračunavanja manje zapremine (ROI) bele i sive mase, kao i odnos kontrasta i šuma (CNR), da bi definisali značajnost razlike između standardnog i modifikovanog protokola za kvalitet slike. Rezultati njihove studije ukazuju da je porast šuma slike u modifikovnom protokolu za 22% u odnosu na standardni protokol. Za sledeću intrakranijalnu patologiju kod mlađih pacijenata su preporučili modifikovan protokol: (ne)traumatska intrakranijalna hemoragija, ruptura aneurizme, cerebrovaskularni inzult, hidrocefalus. Ipak, modifikacija protokola se ne preporučuje za utvrđivanje diskretne patologije (lakunarne i mikrolakunarne ishemijske lezije). U našoj studiji kvalitet slike u modifikovanom protokolu smo utvrđivali kvalitativno, na osnovu trostepene skale vizualizacije (v.poglavlje doktorata Metodologija). Naši rezultati su pokazali da se postepenim smanjenjem vrednosti mAs povećava nejasnoća granica posmatranih anatomskih preseka glave (počev od nivoa

kortikomedularne granice, zatim bazalnih ganglija i na kraju nivoa moždanog stabla), kao i šum slike. Od ukupno 50 ispitanika koji su pregledani po modifikovanom protokolu, kod 11 ispitanika je kvalitet slike CT glave bio slabiji (počev od vrednosti smanjenja jačine struje za 30 mAs), ali dovoljan za dobijanje validne dijagnostičke informacije.

Naša studija ima nekoliko ograničenja, kao i Mullins-ova studija. Prvo, pacijenti su randomizirani, te nije eksplicitno definisan kvalitet slike za određenu intrakranijalnu patologiju, kao npr. za neke male i hipodenzne lezije ((mikro) lakunarni ili supkortikalni infarkti, petehijalna ili diskretna subarahnoidalna hemoragija), što je moglo biti previđeno u modifikovanom protokolu. Iz istog razloga, Mullins ne preporučuje korišćenje modifikovanog protokola u dijagnostici urgentnih stanja. Ovo može biti značajan predlog za dalja istraživanja kvaliteta slike u skladu sa uputnom dijagnozom.

Gundogdu i saradnici su u studiji iz 2005. godine (67) analizirali kvantitativne i kvalitativne rezultate merenja kod pacijenata koji su snimali CT glave, na tri referentna nivoa (zadnja lobanjska jama na nivou petrozne kost, bazalne ganglije i centrum semiovale). Skeniranje je izvedeno u non-helikalom modu. Prvo je CT pregled glave sniman po standardnom protokolu gde su parametri skeniranja bili 140 kVp, 280 mAs za presek zadnje lobanjske jame i 120 kVp i 320 mAs za supratentorijalni nivo (protokol 1). Zatim je nakon toga izvršeno snimanje po modifikovanim protokolima za ciljane anatomske regije (protokol 2: 140kVp i 140 mAs za prvi nivo, 120 kVp i 160 mAs za drugi i treći nivo; protokol 3 140kVp i 120 mAs za prvi nivo i 120 kVp i 120 mAs za drugi i treći nivo; protokol 4 140 kVp i 90 mAs za prvi nivo i 120kVp i 100 mAs za drugi i treći nivo). Takođe su koristili mere obima glave i maksimalni AP dijametar glave pacijenta koji je sniman. Rezultati njihovog istraživanja su sledeći : za standardni protokol 1 CTDI (mGy) 58,21 za prvi nivo, 47,93 za drugi i treći nivo; za protokol 2 CTDI (mGy) 29,11 za prvi nivo, 23,96 za drugi i treći nivo; za protokol 3 CTDI (mGy) 24,95 za prvi nivo, 17,97 za drugi i treći nivo; za protokol 4 CTDI (mGy) 18,71 za prvi nivo, 14,98 za drugi i treći nivo. Procena kvaliteta slike u njihovoj studiji izvršena je delom kvantitativno sa definisanjem ROI za četiri anatomska preseka koja smo i mi koristili pri analizi. Kvalitativna procena je izvršena na osnovu petostepene skale vizualizacije. Njihovi rezultati ukazuju da je moguće smanjenje doze do 50% bez značajnijeg gubitka kvaliteta slike. Pri pokušaju smanjenja doze za 60% dobili su degradaciju CT slike na nivou cerebeluma. U našem istraživanju korišćen je spiralni mod snimanja, nije menjana vrednost napona rendgenske cevi kao kod Gundogdua i saradnika, a ni vrednost mAs pri snimanju različitih anatomskih nivoa. U našem istraživanju vrednosti smanjenja mAs je vršena postepeno, dok je u navedenoj studiji



unapred redukovana za 50%. Iako je konačna vrednost smanjenja jačine struje sa 380 mAs na 345 mAs, i redukcija doze za oko 7,5% u našoj studiji koja je sprovedena samo kvalitativno, nije se došlo do graničnog nivoa optimizacije.

Britten i saradnici su 2004. godine (68) sprovedli sudiju u kojoj su koristili metod dodavanja prostorno korelisanog statističkog šuma slici, koji je primenjen na transaksijalne CT slike glave zdravih ispitanika sa ciljem da bi se simuliralo smanjenje ekspozicije za 50%, a imajući u vidu da je povećanje šuma direktna posledica smanjenja doze. Rutinski protokol se bazirao na jačini struje od 420 mAs. Prostorna korelacija šuma je određena na snimku dobijenog rutinskom ekspozicijom, da bi se simulirala ekspozicija na 340mAs, 300mAs i 260 mAs i 210 mAs. Referentni parametri za utvrđivanje kvaliteta slike su bili prisustvo periventrikularnih hipodenznih lezija (primer efekta simulirane redukcije doze na dijagnostičku tačnost) i vizualizacija kapsule interne. Rezultati su pokazali da smanjenjem doze parametar dijagnostičke tačnosti ne gubi na kvalitetu, dok je vizualizacija kapsule interne bila lošija pri nižim ekspozicijama. Metod primenjen u ovom istraživanju, kao i dobijeni rezultati sličan je metodu korišćenom u radu Britten i saradnici i značajan je za prospektivno izučavanje granica optimizacije odnosa kvalitet slike-doza. Međutim, na ovaj način nivo šuma dodat je na veštački način na nerandomizovane slike. U ovom radu, optimizacija je sprovedena na randomizovanom uzorku, koristeći realne kliničke slike.

Rezultati kadaverične studije Cohnen-a i saradnika iz 2000. godine su pokazali da se kvalitet slike menja tek ako se smanji doza za 50% (menjanjem vrednosti mAs i kVp). Iako nije prikladno poređenje sa ostalim studijama iz kliničke prakse, očigledno je da se doza zračenja može smanjiti do određenog stepena bez kompromisa u dijagnostičkoj slici (69).

U našoj studiji moguće smanjenje doze za ovaj pregled je oko 7.5%. Razlog malog procenta redukcije doze može biti taj što smo koristili samo subjektivnu procenu kvaliteta slike (procena radiologa), u poređenju sa navedenim studijama koje su koristile i kvantitativne metode. Takođe korišćene su randomizovane slike, u dinamičnim uslovima, što sigurno utiče na efekat smanjenja doze u odnosu na statične studije sprovedene koristeći slike kadaveričnih pacijenata ili slike kojima je veštački uvećan nivo šuma. U sve tri prethodno navedene studije (66,67,68), u kojima su rezultati pokazali da je moguće smanjenje doze za 50% , za procenu kvaliteta slike uzeti su samo pojedini anatomske nivoi, dok su u našoj studiji evaluirani svi anatomske nivoi definisani u smernicama iz Vodiča EUR 16262 EN, čime je povećana senzitivnost procene kvaliteta slike.

## 5.2. Pregled glave sa kontrastom

U neoptimizovanoj grupi prosečna vrednost CTDIvol bila je 59,43 mGy i DLP 2147,4 mGycm<sup>-1</sup>, dok je pri maksimalnom smanjenju jačine struje za 40 mAs vrednost CTDIvol 53,86 mGy i DLP 2043 mGycm<sup>-1</sup>. Od ukupno 50 ispitanika koji su snimani po modifikovanom protokolu, kod 3 ispitanika je uočen slabiji kvalitet slike po definisanim parametrima (počev od vrednosti smanjenja struje za 25 mAs). Slično, kao u i grupi CT glave bez kontrasta rezultati su pokazali da se postepenim smanjenjem vrednosti mAs povećava nejasnoća granica posmatranih anatomskih preseka glave (počev od nivoa kortikomedularne granice, zatim bazalnih ganglija i na kraju nivoa moždanog stabla), kao i šum slike. Kako je za kontrastni CT pregled glave potrebna veća prostorna rezolucija i primena tankoslojnih preseka za evaluaciju krvnih sudova, očekivano bi bilo da je i manja redukcija doze u odnosu na nekontrastne preglede glave. Međutim, u našoj studiji praćeni su svi definisani parametri iz Vodiča EUR 16262 EN, a ne samo evaluacija prikaza krvnih sudova, te je to moguće objašnjenje malog procenta smanjenja doze (približno isto sa vrednosti redukcije doze kod nekontrastnih CT pregleda 7%).

U novijoj literaturi mali je broj radova koji se bave problematikom optimizacije CT kontrastnih pregleda glave. Uglavnom se mogu naći radovi iz ove oblasti za preglede CT angiografija glave, što podrazumeva značajno drugačiji protokol pregleda, pa su naši rezultati teško rezultati teško uporedivi.

Studija koju su sprovedli Smith i saradnici iz 2008.godine (70) je pokazala da je kod neuroradiološkog CT protokola moguće značajno smanjiti dozu za pacijenta a da se ne utiče na kvalitet slike primenom dozne modulacije u pravcu z-ose (kod CT sa 16 detektorskih kanala) i x-y-z -ose (kod CT sa 64 detektorska reda). Modulacija doze po z-osi se izvodi tako što se ista jačina struje cevi održava, ali kompjuterski algoritam menja jačinu struje primenjenu na svaki CT presek na osnovu zadatog indeksa šuma (NI- noise index, karakteristika samo jednog proizvođača skenera, GE). NI je je pokazatelj nivoa šuma slike koji je prihvatljiv radiologu za određen CT pregled. NI definiše proizvođač kao parametar kvaliteta slike u skladu sa kojim funkcioniše automatika. Radiolog retko ima uticaja na NI. Dozna modulacija po x-y-z-osi podrazumeva da jačina struje može da se menja od preseka do preseka, ali i unutar jednog preseka što zavisi od atenuacije na putanji X-zraka. Rezultati njihove studije za pacijente koji su snimali CT angiografiju glave su pokazali da je primenom dozne modulacije po x-y-z-osi moguće smanjiti dozu za oko 38,5% (vrednosti DLP i CTDIvol). Takođe je prikazana manja redukcija doze kod CT sa 64 detektorska reda u poređenju sa CT od 16 detektorskih redova, iz razloga što je kod prvog CT aparata rađeno

više preseka i tankoslojnih preseka, bio je prisutan fenomen „overranging“. Kvalitet slike u njihovoj studiji je procenjen kvantitativno na osnovu pokazatelja kvaliteta slike u odnosu na koji funkcioniše modulacija jačine struje a koji je u ovom slučaju modifikovana u odnosu na standardni protokol pregleda.

Kod skenera koji je korišćen u našoj studiji (proizvođača Siemens) algoritam po kome se radi modulacija struje je mAs eff. odnosno mAs/pitch. Standardni protokoli koriste modulaciju struje tako da mAs eff. bude konstantno. Smanjenjem vrednosti mAs u ovoj studiji uvedeno je odstupanje u odnosu na standardni protokol i u takvim uslovima je ocenjen kvalitet slike. Ideja optimizacije je da se protokol individualizuje u odnosu na standardni protokol koji ugrade proizvođači opreme.

U našoj studiji takođe je primenjen princip dozne modulacije po x-y-z-osi, a kvalitet slike je zasnovan na subjektivnoj proceni radiologa kako je prethodno navedeno, te je delimično iz tog razloga diskrepanca u rezultatima.

### **5.3. Pregled grudnog koša**

Grudni koš se sastoji od struktura koje se karakterišu velikim razlikama u vrednostima atenuacije sa visokim prirodnim kontrastom, te je moguće značajno smanjenje MDCT doze a da kvalitet slike ne bude kompromitovan. Naidich et al 1990. godine (71) je prvi ustanovio da je prilikom smanjenja jačine struje sa 140 mAs na 10 mAs kvalitet slike koji se dobija dovoljan za adekvatnu procenu plućnog parenhima. Od tada do danas izvedene su brojne studije o optimizaciji pregleda grudnog koša, posebno od značaja za pedijatrijsku populaciju (Henschke et al 1999 (72), Itoh et al 2000 (73), Swensen et al 2002 (74), National Lung Screening Trial Team 2010 (75)). Nije uočena značajna razlika u strukturi plućnog parenhima između niskodoznih pregleda (npr. 40 mAs) i visokodoznih (npr. 400 mAs; Zwirer et al. 1991 (76), Lee et al 1994 (77)). Međutim, promene kao npr. ground-glass u plućnom parenhimu se teško evaluiraju kod niskodoznih CT pregleda zbog povećanog šuma. Preporučeno je da 200 mAs treba da bude inicijalna vrednost za dobijanje tankoslojnih CT preseka i niže doze (npr. 40-100 mAs) za kontrolne preglede. Preporuke date u Evropskim vodičima se baziraju na balansu između teorijskog radijacionog rizika i očekivanog medicinskog benefita. Vrednosti referentnih dijagnostičkih nivoa su oko 14 mGy za CTDI<sub>vol</sub>, i raspon od 450 do 650 mGy $\text{cm}^{-1}$  za DLP (78). Snižavanje ovih vrednosti je obavezno i u zavisnosti od mase pacijenta, CTDI<sub>vol</sub> može da se smanji i do 2 mGy. Primenom modernih MDCT i AEC sistema, kao i iterativnih tehnika rekonstrukcije slika, moguće je dobiti CT slike visokog kvaliteta

sa CTDI<sub>vol</sub> 1-4 mGy i DLP <40 mGy $\text{cm}^{-1}$  (Singh et al 2011(79), Pontana et al 2011(80)). Efektivna doza niža od 0,8 mSv je vrlo bliska onoj kod radiografija pluća.

U našu studiju su uključeni pacijenti, koji su odabrani randomizirano, sa različitim uputnim dijagnozama, kojima je urađen CT pregled grudnog koša, a jačina struje je maksimalno smanjena za 70 mAs. Uputne dijagnoze su se odnosile na pulmonalnu i ekstrapulmonalnu patologiju, što je verovatno bio razlog smanjenja struje samo za vrednost od 70 mAs. Da smo uzeli u obzir samo uputne dijagnoze koje su se odnosile na plućnu patologiju, verovatno bi povećali mogućnost za daljom optimizacijom uzimajući u obzir i kliničko stanje pacijenta.

U studiji su korišćene smernice iz Vodiča EUR 16262 EN, u kojima su definisani parametri za procenu kvaliteta slike da bi se analizirali različiti anatomske preseki grudnog koša: torakalni zid, torakalna aorta i gornja šuplja vena, srce, plućni parenhim, krvni sudovi (nakon i.v. aplikacije kontrastnog sredstva), strukture prednjeg medijastinuma uključujući i rezidualni timus (ako je prisutan), traheja i glavni bronhi, paratrahealno tkivo, karina, regije limfnih žlezda, jednjak, pleuromedijastinalna granica, segmentni bronhi, granica između pleure i torakalnog zida.

Rezultati naše studije su pokazali da su u neoptimizovanoj grupi pri prosečnoj vrednosti jačine struje od 44 mAs i konstantnom naponu od 120 kV dobijene prosečne vrednosti CTDI<sub>vol</sub> 6,84 mGy i DLP 490,88 mGy $\text{cm}^{-1}$ . U optimizovanoj grupi pri maksimalnom smanjenju jačine struje cevi za 70 mAs, prosečna vrednost jačine struje cevi je oko 26,95 mAs i konstantnom naponu od 120 kV, dobijene su prosečne vrednosti CTDI<sub>vol</sub> 2,36 mGy i DLP 113,5 mGy $\text{cm}^{-1}$ . Moguće smanjenje doze kod ovog pregleda u našoj studiji je oko 40%. Od ukupno 62 pacijenta koji su snimani po modifikovanom protokolu, 8 pacijenata je imalo delimično narušen kvalitet slike pri smanjenju vrednosti jačine struje za 70 mAs, te je prekinuta dalja optimizacija.

Slični rezultati su utvrđeni u studiji koju su sproveli Prasad i saradnici 2002. godine (81). U poređenju sa našom studijom oni su ispitivali kvalitet slike kod pacijenata koji su imali više od 65 godina i uputnu dijagnozu plućnog karcinoma. Svaki njihov pacijent je sniman po standardnom protokolu (220-280 mAs) i izmenjenom protokolu (redukovanom za 50% doze, 110-140 mAs), pri čemu su posmatrana 4 anatomska nivoa (plućni parenhim, traheja i principalni bronhi, medijastinum i zid grudnog koša). Kvalitet slike je procenjen subjektivnom metodom na osnovu petostepene skale vizualizacije. Rezultati njihove studije su pokazali da je kod CT pregleda grudnog koša pri smanjenju doze od 50% kvalitet slike prihvatljiv za vizuelizaciju normalnih struktura, ali da je efekat tačnosti dijagnostičke informacije potrebno dalje ispitivati.

Slični rezultati su dobijeni i u studiji koju su sproveli Ravanel i saradnici 2001. godine (82) kod pacijenata kojima je rađena biopsija grudnog koša vođena CT snimanjem. Njihovi rezultati su pokazali da je opravdano smanjenje jačine struje cevi za 50% (sa 280 mA s na 140 mAs) za CT preglede grudnog koša kod odraslih pacijenata. Ipak, Ravanel je istakao da je prilikom optimizacije neophodno obratiti pažnju na klinički interes za pacijenta, jer se niskodozni CT pregled primenjuje pre svega u opštem skriningu, dok je primena visokodoznog CT pregleda adekvatna za detekciju diskretnih znakova oboljenja grudnog koša.

U skrining studijama koje su sproveli Takahashi i saradnici 1998.godine (83) i Itoh i saradnici 2000. godine (73) potvrđeno je da kvalitet slike pri smanjenju doze (sa 250 mAs na 50 mAs) može biti perceptivno lošiji, posebno sa povećanjem šuma, ali ukoliko se lako uočavaju normalne i patološke strukture, slika i dalje ima dijagnostički kvalitet.

Mayo i saradnici su 1995. godine (84) u svom radu pokazali da pri smanjenju jačine struje cevi sa 400 mAs na 140 mAs subjektivni kvalitet slike nije značajnije promenjen za detekciju medijastinalnih i plućnih struktura. Njihovo istraživanje je sprovedeno kod nekontrastnih CT pregleda grudnog koša, pri čemu je posebno naglašeno da su neophodna dalja istraživanja kod kontrastnih pregleda, uzimajući u obzir klinički interes.

Iako su navedene studije imale različito definisan uzorak pacijenata i metodologiju u poređenju sa našom studijom, cilj nam je bio isti, i naši rezultati su u saglasnosti sa rezultatima iz navedenih studija.

#### **5.4. Abdominopelvični pregled**

CT abdomena i karlice danas se često izvodi zbog širokog raspona indikacija uključujući akutni abdominalni bol. Sa MDCT skenerima danas je moguća brza volumenska akvizicija, a često pregled celog abdomena podrazumeva i pregled karlice kao skrining test kod pacijenata kod kojih se sumnja na abdominalno oboljenje. Sve je veća zabrinutost za dozu zračenja koja pacijent primi pri tom pregledu, posebno kod mladih pacijenata, kao i kod onih kod kojih se radi skrining i kontrola maligniteta (O'Malley et al.2010 (85), la Fougère et al. 2008 (86), Rodriguez-Vigil et al. 2006 (87), Yamamura et al. 2010 (88)).

U našu studiju su uključeni pacijenti, koji su odabrani randomizirano, sa različitim uputnim dijagnozama, kojima je urađen CT pregled abdomena i karlice, a jačina struje je maksimalno smanjena za 60 mAs (oko 25%).

U studiji su korišćene smernice iz Vodiča EUR 16262 EN, u kojima su definisani parametri za procenu kvaliteta slike da bi se analizirali različiti anatomske preseki abdomena i karlice: dijafragma, jetra, slezina, pankreas, bubrezi, abdominalna aorta i proksimalni delovi zajedničkih ilijačnih arterija, abdominalni zid, krvni sudovi (nakon aplikacije i.v. kontrasta).

Rezultati su pokazali da su u neoptimizovanoj grupi pri prosečnoj vrednosti jačine struje cevi 56,29 mAs i konstantnom naponu od 120kV dobijene prosečne vrednosti CTDIvol 8,50 mGy i DLP 1368,22 mGycm<sup>-1</sup>. U optimizovanoj grupi pri maksimalnom smanjenju jačine struje cevi za 60 mAs, prosečna vrednost jačine struje cevi je oko 42,48 mAs i konstantnom naponu od 120 kV, dobijene su prosečne vrednosti CTDIvol 5,59 mGy i DLP 1232,5 mGycm<sup>-1</sup>. Moguće smanjenje doze kod ovog pregleda u našoj studiji je oko 25%. Od ukupno 50 pacijenata koji su snimani po modifikovanom protokolu, 6 pacijenata je imalo delimično narušen kvalitet slike pri smanjenju vrednosti jačine struje za 60 mAs, te je prekinuta dalja optimizacija. U poređenju sa prethodnim CT pregledima drugih regija tela, pri optimizaciji ove grupe pregleda uočava se veliki uticaj BMI pacijenta na dobijanje adekvatnog kvaliteta slike. Naši rezultati pokazuju da bi kod normalno uhranjenih i pothranjenih pacijenata bio otežan proces optimizacije i procene kvaliteta slike (redukcija za više od 60 mAs), dok bi kod gojaznih pacijenata mogla da teče dalja optimizacija pregleda.

Ranije studije su pokazale da je, slično drugim vrstama CT pregleda, moguće značajno smanjenje doze zračenja i kod abdominopelvičnog pregleda primenom automatske modulacije jačine struje cevi (Automatic Tube Current Modulation -ATCM). Navedena studija Smith-a i saradnika iz 2008. godine (70), u delu ovog poglavlja doktorata, koji se odnosi na optimizaciju CT pregleda glave sa kontrastom, bavi se problematikom dozne modulacije korišćenjem NI, koji je zapravo u osnovi ATCM. Ipak, primena ATCM je najznačajnija kod pregleda abdomena, jer su razlike u habitusu pacijenata ovde najizraženije. Kontrola doze primenom ATCM tehnike, koja je ugrađena u skener, je obaveza proizvođača. Princip ATCM se zasniva na održavanju konstantnog kvaliteta slike pri smanjenoj ekspoziciji jer ATCM brzo reaguje na velike varijacije u atenuaciji snopa. Princip atenuacije X-zraka i šuma slike zavisi od veličine objekta i tkivne atenuacije. Kalra i saradnici su u svom istraživanju 2004. godine (89) pokazali da je moguće smanjenje mAs za oko 33% pri čemu se dobija dijagnostički prihvatljiva informacija kod CT pregleda abdomena i karlice primenom modulacije jačine struje duž z-ose.

Studija u kojoj su Rizzo i saradnici 2006. godine (90) poredili tehnike angularne i kombinovane ATCM pri konstantnoj jačini struje kod pregleda abdomena i karlice pokazala je da je

moguće smanjenje doze oko 42-44% sa prihvatljivim nivoom šuma bez kompromisa u dijagnostičkoj informaciji.

Lee i saradnici su 2011. godine (91) izveli sličnu studiju u kojoj su poredili kvalitet slike i dozu zračenja kombinovane ATCM i fiksne tehnike kod CT pregleda abdomena i karlice na CT aparatu sa 16 detektorskih redova. Njihovi rezultati su pokazali da je moguće smanjenje struje za oko 45% primenom ATCM. Takođe, vrednosti doze su bile niže kod pacijenata sa manjim BMI. Optimizacija koja je prikazana u ovom radu je kontrola doze na rutinskim kliničkom nivou, kao dodatak na ATCM.

U našoj studiji nije bila uključena ATCM, ali je dobijeno značajno smanjenje doze za oko 25 %.

Za spiralne CT skenere, vrednost pitch se definiše kao odnos brzine pomeranja stola po rotaciji gentryja prema nominalnoj širini snopa X-zraka (92). Preporuke za vrednosti pitch zavise od vrste pregleda. Za vrste preglede koje su izvršene u ovoj studiji, vrednost pitch faktora ne bi trebalo da je manja od 0.9 (38,93). Povećanje vrednosti pitch faktora smanjuje trajanje izlaganja zračenja anatomske regije koja se skenira. Veća brzina stola za datu kolimaciju rezultuje u većoj vrednosti pitch faktora i povezana je sa smanjenom dozom zračenja zbog kraćeg vremena ekspozicije, posebno ako su ostali parametri skeniranja, uključujući jačinu struje cevi, konstantni. Nije uočena značajna razlika u kvalitetu slike dobijenim na vrednosti pitch 1,5 u poređenju sa onim na vrednosti pitch 0,75, pri čemu je doza zračenja manja za 50% za pregled abdomena i karlice (94). Međutim, ovo nije slučaj kod skenera koji koriste podešavanje efektivne mAs, koja je definisana kao količnik mAs i pitch faktora. Kod takvih skenera, nivo efektivne mAs se održava konstantno bez obzira na vrednost pitch, tako da se doza zračenja ne menja sa promenom vrednosti pitch (39). Ovo je karakteristika Siemens skenera, koji je korišćen u ovoj studiji.

Objavljeni rezultati studija pokazuju trend porasta pacijentne doze sa razvojem tehnologije MDCT (95,96,97). Ovaj porast doze je delimično povezan sa potrebom skeniranja nešto veće zapremine nego što je planirano da bi se dobilo dovoljno podataka za rekonstrukciju prvog i poslednjeg preseka. Obično postoji dodatna polurotacija na početku i na kraju planirane dužine skena, što može da se ubroji u porast doze za 10-20%, za studije glava-vrat i studije kičme, a kod studija grudnog koša i abdomena i karlice može dostići i porast od 30-35% (95,96,97).

Potreba za revidiranjem parametara skeniranja je takođe naglašena u skorašnjoj studiji o CT dozi, koju je sprovedla Međunarodna Agencija za atomsku energiju (IAEA) u zemljama u razvoju. Studija je pokazala da su vrednosti DLP i CTDI varirale do faktora 13 -16 za preglede abdomena sa karlicom (98).

## 5.5. Kvalitet slike

Kao što je navedeno, parametri skeniranja protokola „standardnog“ pregleda CT su obično implementirani od strane proizvođača, i orijentisani su ka obezbeđivanju najboljeg kvaliteta slike da bi se dostigli najviši dijagnostički kriterijumi. Njihovi tehnolozi ne žele da pokažu rutinski rad pri minimalnoj dozi, jer bi slike sa više šuma predstavile proizvod proizvođača inferiornim u odnosu na konkurenciju (99).

Kod CT, efekat menjanja doze (npr.promenom vrednosti mAs) na kvalitet slike je ponekad teško proceniti, jer je CT digitalna tehnika u kojoj akvizicija slike i displej nisu povezani. Stoga se prekomerno izlaganje neće odraziti na prekomerno eksponiranje slika i degradaciju kvaliteta slike.

Promena doze utiče na intenzitet šuma slike koji dalje utiče na mogućnost vizualizacije niskokontrastnih detalja, što se može poboljšati smanjenjem vrednosti kV. Veličina pacijenta, oblik i anatomija pacijenta takođe imaju značajan uticaj na šum slike. Šum na slici će dominirati u onim regijama, koje imaju visoku asimetriju atenuacije, kao što su npr. ramena ili karlica pacijenta. Prilagođavanje protokola koji se bazira na atenuaciji je stoga tačniji u odnosu na spoljašnje karakteristike pacijenta kao što su godine starosti, telesna masa, BMI ili spoljašnje dimenzije (100).

Šum slike i dozu koja mu odgovara da bi se odradio dati klinički dijagnostički zadatak sa prihvatljivim poverenjem je veoma teško izmeriti. A pored šuma i doze, dodatno na kvalitet slike utiču i artefakti.

Artefakti slike su sistemske pogrešne interpretacije karakteristika unutar idealne slike, i generalno nisu povezani sa količnom doze koja je primenjena. Postoje brojni artefakti: Water beam hardening, bone beam hardening and/or scatter, Partial Volume, Bone Beam Hardening and/or scatter, 3D artefacts, Helical and Cone beam, Patient Motion, Low Signal Streaks, Aliasing Artifacts, Off Focal Radiation, Tube Arcing (Spit), Vibration, Electro-Magnetic Interference, Detection-Calibration artefacts.



U našoj studiji registrovali smo kod nekoliko optimizovanih pregleda pacijenata prisustvo artefakata. U grupi CT glave bez kontrasta, pri smanjenju jačine struje za 35 mAs, artefakti po tipu parcijalni volumenski efekat javljaju kod dva ispitanika, koji imaju istu uputnu dijagnozu (cervikokranijalni sindrom). U grupi CT glave sa kontrastom registruje se prisustvo artefakata kod tri pacijenata, dva su usled pomeranja pacijenta pri pregledu (prvi pacijent sa uputnom dijagnozom operisanog malignog tumora druge lokalizacije, pri smanjenju jačine struje za 35 mAs, a drugi sa uputnom dijagnozom organskog psihosindroma, sa smanjenjem jačine struje za 35 mAs), a jedan je po tipu parcijalni volumenski efekat pri smanjenju jačine struje za 25 mAs (ovaj pacijent je imao uputnu dijagnozu glavobolja).

U grupi CT pregled grudnog koša zabeleženo je prisustvo artefakata kod četiri pacijenta. Kod dva pacijenta artefakti su bili usled pomeranja pacijenata (loše opšte stanje pacijenata, pacijenti ubrzano disali tokom pregleda; jedan nije imao uputnu dijagnozu, a kod drugog je uputna dijagnoza bila pneumonija; smanjenje jačine struje kod prvog je bilo za 40 mAs, a kod drugog za 20 mAs). Treći pacijent je imao artefakt od postavljene bizmutske zaštite, po tipu rasejanja-blještanja. Smanjenje jačine struje kod ovog pacijenta je bilo za 70 mAs, a uputna dijagnoza bolest vezivnog tkiva. Kod četvrtog posmatranog pacijenta pri smanjenju vrednosti jačine struje za 45 mAs, uočeno je da se strukture prednjeg i gornjeg medijastinuma teže prikazuju zbog šljaštećeg efekta kontrasta u puknutom krvnom. Uputna dijagnoza kod ovog pacijenta je bila iz grupe Oboljenja pleure.

U našoj studiji prisustvo artefakata kod navedenih pacijenata je zabeleženo samo u optimizovanim grupama. Iako artefakti nisu povezani sa dozom koja je primenjena, oni značajno utiču na smanjenje kvaliteta slike. Oni mogu nastati i kod neoptimizovanih pregleda pacijenata (što se često sreće u praksi), a samo slučajnim odabirom uzoraka neoptimizovanih grupa pacijenata ove studije nismo ih evidentirali. Artefakti usled pomeranja su karakteristika lošeg opšteg stanja pacijenata i uputne dijagnoze.

U optimizovanoj grupi CT pregled grudnog koša kod tri pacijenta smo registrovali dodatni parametar koji diskutabilno može da utiče na smanjenje kvaliteta slike. Naime, sva tri pacijenta su imala uputne dijagnoze sa patološkim supstratom u plućnom parenhimu, čije su konture nejasno demarkirane od okolnih pripadajućih struktura. Iako je kod sva tri pacijenta konačna ocena kvaliteta slike najveća po standardnim parametrima koji su definisanim u evropskim smernicama za evaluaciju kvaliteta slike za toraks, smatramo da i ovaj dodatni parametar može biti značajan pokazatelj kvaliteta slike kod definisanja optimizovanog protokola za pacijente sa patološkim supstratom u plućnom parenhimu (pneumonični infiltrat, maligna tumorska promena u plućima).

Ovde takođe treba uzeti u obzir da nije bilo artefakata, te da je ovaj parametar isključivo zavisio od smanjenja jačine struje (kod prvog pacijenta 45 mAs, zatim 50 mAs i 70 mAs respektivno). Signifikantnost ovog parametra u odnosu na kvalitet slike i smanjenje doze bi u budućim istraživanjima trebalo utvrditi, jer naš uzorak nije reprezentativan po ovom parametru (pacijenti imaju i druge uputne dijagnoze).

U novijoj literaturi mali je broj relevantnih podataka o uticaju artefakata na interpretaciju kvaliteta slike kod optimizovanih CT pregleda. Komparativna kontrolisana studija koju sprovedi Lucaya et al 2000.godine (101) bavila se analizom pojave tzv “prugastih” artefakata (Low dose streak artifact) u plućnom parenhimu kod dece (starosti od 15 dana do 16 godina) koja su upućena na nekontrastni niskodozni CT pregled grudnog koša visoke rezolucije. Autori su uzeli u obzir saradnju dece pri pregledu kao jedan od značajnih kriterijuma za procenu. Pacijenti su podeljeni u 3 grupe (ukupno je bilo 44 pacijenata), prema vrednostima mAs, koje su optimizovane : 180 mAs (bez optimizacije) , 50 mAs i 34 mAs, pri konstantnoj vrednosti napona od 120 kV. Rezultati njihove studije su pokazali da se najviše ovih artefakata uočava kod dece sa kojom sa ne uspostavlja saradnja u toku pregleda pri vrednosti jačine struje od 34 mAs (60%). Najmanje artefakata se uočava kod dece kod koje se uspostavlja saradnja pri pregledu, koji je optimizovan na 50 mAs (7%). Iako u našem uzorku nije bilo dece, ipak treba pomenuti činjenicu da su Lucaya i saradnici dobili značajno smanjenje doze pri optimizaciji njihovog standardnog protokola -70% (kod pregleda na 50 mAs) i 80% (kod pregleda na 34 mAs).

**CT angiografija (CTA) abdominalne aorte** se izvodi kod pacijenata sa bolestima aorte, nakon endovaskularne procedure (EVAR- endovascular aneurysm repair), i kod skrininga pacijenata sa perifernom arterijskom okluzivnom bolesti (PAOB), što je u našem istraživanju bila najčešća uputna dijagnoza. Pacijenti sa PAOB koji rade CTA aortoilijačnog segmenta i arterija donjih ekstremiteta su u riziku od nefropatije uzrokovane kontrastom, jer mnogi dolaze sa oštećenom funkcijom bubrega (78).

Za CTA postoje brojne strategije redukcije doze zračenja: sniženje voltaže, primena AEC sistema sa modulacijom jačine struje cevi, povećana vrednost pitch kao i najnovije primena algoritma iterativne rekonstrukcije i virtualnih nekontrastnih pregleda od CT dualne energije (78).

U literaturi se navodi nekoliko studija koje su ispitivale smanjenje doze zračenja primenom AEC sistema za modulaciju jačine struje (Mulken 2005(102), Fraioli 2006 (103)), što je bio i naš cilj. Međutim, za grupu 5 (CTA angiografija abdominalne aorte i donjih ekstremiteta) u našem istraživanju nije rađena procena kvaliteta slike, jer iz tehničkih razloga nije bilo moguće optimizovati protokol pregleda (pokušano je sa smanjenjem vrednosti mAs, ali CT uređaj nije postigao reproducibilan kvalitet slike na zadate vrednosti). Podaci ove grupe iz prve faze istraživanja predstavljeni su u poglavlju doktorata Rezultati.

## 6. ZAKLJUČCI

Studijom, koja je podeljena u 2 faze (faza bez optimizacije i faza optimizacije pregleda), su obuhvaćeni odrasli ispitanici, koji su upućeni na snimanje određenih regija tela višeslojnom kompjuterizovanom tomografijom. U skladu sa ranije utvrđenim ciljevima istraživanja, metodološkim pristupom i postavljenim hipotezama, u ovom istraživanju analizirana je razlika između grupa ispitanika (neoptimizovana i optimizovana) za CT preglede iste anatomske regije, prema antropometrijskim karakteristikama ispitanika (telesna visina, telesna masa, BMI), starosti, doznim pokazateljima, FOM, proceni kvaliteta slike i polu. Na osnovu dobijenih rezultata izvedeni su sledeći zaključci:

### Pregled glave bez kontrasta

- 1) Nije utvrđena razlika između grupa ispitanika prema antropometrijskim karakteristikama, FOM-u, proceni kvaliteta slike i polu.
- 2) **Razlika** postoji između grupa ispitanika u odnosu na **starost i dozne pokazatelje**
- 3) Vrednosti  $CTDI_{vol}$ , DLP i efektivne doze su veće u neoptimizovanoj grupi. Homogenost u obe grupe je 100,00%.
- 4) Na osnovu procene kvaliteta slike ispitanika može se reći da je u neoptimizovanoj grupi homogenost 100,00% , a u optimizovanoj grupi je homogenost 50,00%.
- 5) U neoptimizovanoj grupi vrednosti za starost su manje, homogenost je 56%, dok su vrednosti za starost veće u optimizovanoj grupi, homogenost je 63,64%.

### Pregled glave sa kontrastom

- 1) Nije utvrđena razlika između grupa prema antropometrijskim karakteristikama ispitanika, proceni kvaliteta slike, FOM-u i polu.
- 2) Uočena je **razlika** između grupa u odnosu na **dozne pokazatelje, kod  $CTDI_{vol}$** .

### Pregled grudnog koša

- 1) Utvrđena je **razlika** između grupa u odnosu na **antropometrijske karakteristike** ispitanika. Nema statistički signifikantne razlike među grupama u odnosu na obeležja

telesna visina, telesna masa i BMI. Postoji latentna razlika kod telesne visine, telesne mase i BMI.

- 2) Utvrđena je **razlika** između grupa u odnosu na **dozimetrijske pokazatelje** kod intenziteta struje,  $CTDI_{vol}$  i DLP.
- 3) Postoji **razlika** između grupa u odnosu na **procenu kvaliteta slike**, po obeležju zbir parametara kvaliteta slike, ali ne i po konačnoj oceni kvaliteta slike. Postoji latentna razlika kod konačne ocene kvaliteta slike.
- 4) Utvrđena je **razlika** između grupa u odnosu na **FOM** i **starost** ispitanika, ali ne i po polu ispitanika.
- 5) U neoptimizovanoj grupi vrednosti za DLP,  $CTDI_{vol}$  i intenzitet struje su veće u odnosu na optimizovanu grupu, a homogenost je 69,23%, dok je u optimizovanoj grupi homogenost 82,26%.

#### Pregled abdomena i karlice

- 1) Utvrđena je **razlika** između grupa prema **dozimetrijskim pokazateljima**, kod intenziteta struje i  $CTDI_{vol}$ , i kod obeležja starost.
- 2) Nije utvrđena razlika između grupa u odnosu na antropometrijske karakteristike, procene kvaliteta slike, FOM i pol.

Na osnovu svega navedenog može se zaključiti sledeće:

- Primenom standardnih protokola postiže se kvalitet slike bolji nego što je neophodno za pouzdanu dijagnostiku, a samim tim i veća doza zračenja nego što je potrebno.
- Optimalnim izborom protokola u smislu parametara ekspozicije (smanjenjem vrednosti mAs), kod pregleda glave (sa/bez kontrasta), grudnog koša i abdomena sa karlicom, moguće je značajno smanjiti dozu zračenja (7,5% za CT pregled glave nativno, 7% za CT glave sa kontrastom, 40% za CT pregled grudnog koša, 25% za CT pregled abdomena sa karlicom), uz održan kvalitet slike koji je dovoljan za adekvatnu radiološku interpretaciju slike.
- Utvrđene su doze i radijacioni rizici za pacijente neoptimizovanih i optimizovanih pregleda. Vrednosti kod optimizovanih grupa su značajno manje u odnosu na vrednosti kod neoptimizovanih grupa (posebno izraženo kod pregleda grudnog koša i abdominopelvičnog pregleda), te je preporuka ovog istraživanja optimizovanje standardnih protokola za preglede grudnog koša i multifaznog abdominopelvičnog

pregleda u svakodnevnoj radiološkoj praksi do limita ovog istraživanja, uz nekoliko izuzetaka (oprez kod mršavijih pacijenata kod snimanja abdominopelvične regije, kod lošijeg opšteg stanja pacijenata, operisanih, nakon radioterapije). Za preglede glave bez kontrasta i sa kontrastom potrebno je posebno obratiti pažnju na kliničko stanje pacijenta i potencijalni patološki supstrat moždanog parenhima, jer oba aspekta mogu imati ključnu ulogu u odluci radiologa za efikasniju optimizaciju protokola.

- Značaj rezultata ovog istraživanja je u tome što su pacijenti bili randomizirani, i što je urađena klinička procena kvaliteta slike. Utvrđeno je da postoji potreba individualizacije protokola CT pregleda prema uputnoj dijagnozi za dobijanje validne dijagnostičke informacije (posebno za ponovljene preglede), i prilagođavanje parametara skeniranja pacijentima po vrednosti BMI (najveći značaj kod CT pregleda abdomena i karlice). *Ipak, vrednosti doza dobijene optimizacijom CT protokola u ovom istraživanju ne predstavljaju najnižu moguću dozu za preglede određenih anatomskih regija tela. Iz tog razloga, preporuka ovog rada je dalje modifikovanje CT protokola, uzimajući u obzir kako subjektivna tako i objektivna merenja (kvantifikaciju posmatranih parametara), a takođe i primenom ATCM (CARE4Dose program).*

## 7. LITERATURA

1. Holmberg O, Czarwinski R, Mettler F. The importance and unique aspects of radiation protection in medicine. *Eur J Radiol* 2010; **76**:6-10.
2. Holmberg O, Malone J, Rehani M et al. Current issues and actions in radiation protection of patients. *Eur J Radiol* 2010; **76**:15-19.
3. UNSCEAR Report 2008 Annex A dostupno na: [http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753\\_Report\\_2008\\_Annex\\_A.pdf](http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753_Report_2008_Annex_A.pdf)  
Preuzeto: 10.02.2014.
4. Ciraj-Bjelac O: *Procena izloženosti i mogućnosti za smanjenje pacijentnih doza u dijagnostičkoj radiologiji*; Doktorska teza. Univerzitet u Novom Sadu, Asocijacija centara za interdisciplinarne i multidisciplinarne studije i istraživanja, Medicinska fizika, 2005, 183 strana.
5. Council of the European Union (1997) Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/EURATOM. OJEU 1997/L 180/22
6. Brink JA and Amis SJ, "Image Wisely: A Campaign to Increase Awareness about Adult Radiation Protection", *Radiology*, 257 (2010), 601-602.
7. Hadnađev DR, Nikolić O, Stojanović S. Justification of computerized tomography examinations and radiation risks in everyday radiological practice; The First International Conference on Radiation and Dosimetry in Various Fields of Research (RAD 2012)- realized as a part of the FP7 project: joint research on various types of radiation dosimeters (RADDOS), Niš, Proceedings 2012: 157-159.
8. Øberg M: *Patient Doses for CT Examinations in Denmark*; Doctoral thesis. Submitted to the Department of Electrical Engineering at the Technical University of Denmark, University of Copenhagen, 2011.
9. FER Ergonomija dostupno na : <http://web.zpr.fer.hr/ergonomija/2003/klemencic/str02.html> Preuzeto: 1.03.2014.
10. Karasman V. Radioaktivnost i detekcija zračenja. Web prezentacija 2006/2007. Dostupno na : [https://www.google.rs/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=6&cad=rja&ved=0CFoQFjAF&url=http%3A%2F%2Frgn.hr%2F~dkuhinek%2Fuids\\_daliborkuhinek%2F1%2520EE-](https://www.google.rs/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=6&cad=rja&ved=0CFoQFjAF&url=http%3A%2F%2Frgn.hr%2F~dkuhinek%2Fuids_daliborkuhinek%2F1%2520EE-)

- [RN%2F5Seminari%2F2006\\_2007%2F35%2520Radioaktivnost%2520i%2520detekcija%2520zracenja.ppt&ei=0L0RU9i2EsK\\_ygOH34LIBA&usg=AFQjCNG4n4Ny0kmy8SBcRMnTMXr7n7qANg&sig2=Zwi\\_uw45nN352xP2J3u9Rw&bvm=bv.62286460,d.Ym\\_s](#) Preuzeto :1.03.2014.
11. Živković M, Živković Z, Vukašinić Z. *Klinička radiologija 1*. Univerzitetski udžbenik. Izdavač IGP "Sportska knjiga" Beograd 1992, 400 strana.
  12. Coderre, J. 22.01 *Introduction to Ionizing Radiation*. MIT OpenCourseWare: Nuclear Science and Engineering. Online 2006. Dostupno na <http://ocw.mit.edu/courses/nuclear-engineering/22-01-introduction-to-ionizing-radiation-fall-2006/> Preuzeto 21.9.2013.
  13. Petterson H et al (Ed). *The Encyclopedia of Medical Imaging*. Physics, Techniques and Procedures: The NICER Institute, Oslo 1998.
  14. Projektovanje biomedicinskih aparata i uređaja 2012/2013 dostupno na: <http://bmi.mas.bg.ac.rs/fajlovi/diplomske/BAU10.pdf> Preuzeto 11.03.2013.
  15. Gencil I: *Projektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti za prostoriju sa CT uređajem*; Master rad. Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matematički fakultet, Medicinska fizika, 2012, 90 strana.
  16. <http://025.awardspace.com/wap/studije/rtg/CT/> Preuzeto: 11.08.2014.
  17. Banghart D. CTs- A brief talk on everything! Dostupno na: <http://hpschapters.org/ncchps/Sept-08-Presentation.pdf> Preuzeto 15.08.2014.
  18. Pejnović P: *Osnovni principi rada i tehnička rešenja u kompjuterizovanoj tomografiji (CT) in Kompjuterizovana tomografija centralnog nervnog sistema*, Stojanović S et al. Novi Sad, 2007; 165:1-11.
  19. Lagumdžija A: *Komparacija parametara kvaliteta slike različitih tipova uređaja u kompjuterizovanoj tomografiji*; Magistarski rad. Univerzitet u Sarajevu, Prirodno-matematički fakultet, 2012.
  20. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. *J. Nucl. Med. Technol* 2007 : 35 (3), 115-128.
  21. AAPM 96, 2008, *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*, American Association of Physicists in Medicine AAPM Report 96, New York, AAPM
  22. Dougherty G. *Digital Image Processing for Medical Application*, Cambridge University Press, Cambridge, UK, 2009.



23. Hara AK, Padven RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. *Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT*. Scottsdale: American Journal of Roentgenology 2009;**193**:764-771.
24. Gosling O et al. *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*. Exeter: Heart 2010; **96**:922-926.
25. Meghzi A, Dance DR, McLean D et al. *Dosimetry in diagnostic radiology*. Eur J Radiol 2010; **76**:11-14.
26. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging*. 74. Bethesda, MD:ICRU; 2006.
27. McNitt-Gray MF. *AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Radiation dose in CT*. Radiographics 2002;(6):1541-53.
28. International Electrotechnical Commission. *Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography*. IEC 601-2-44, IEC, Geneva, 1997.
29. Jones DG and Shrimpton PC, *Normalised organ doses for X-ray computer tomography calculated using Monte Carlo technique*, NRPB-SR250, National Radiological Protection Board, Chilton, 1993.
30. Carlson C. *Integral Absorbed Dose in Roentgen Diagnostic Procedures*, Acta Radiologica 1965; **(3)**:311-326.
31. 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.
32. H. Gfirtner and Wild J. *A new Diamentor for measuring kerma-area product and airkerma simultaneously*. Med. Phys.1997;24:1954-1959.
33. *Computed Tomography Image Quality and Dose Management* dostupno na <http://www.sprawls.org/resources/CTIQ/module.htm> Preuzeto 11.08.2014.
34. IEC, *Medical Electrical Equipment*, IEC Geneva, Switzerland, 2002, publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1.
35. Mahesh M, Scatarige JC, Cooper J, Fishman EK. *Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner*, Am J Roentgenol 2001; 177:1273-5
36. Martin CJ. *Effective dose: how should it be applied to medical exposures?* Br J Radiol 2007;80(956):639-47.

37. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. *Converting dose-length product to effective dose at CT*. Radiology 2008;**248**(3):995–1003.
38. Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG et al. *European guidelines for multislice computed tomography*; March 2004.
39. Kalra M, Maher MM, Toth TL et al. *Strategies for CT Radiation Dose Optimization*. Radiology, 2004,230:619-628.
40. Baert AL,Knauth M, Sartor K.*Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography* (2007).
41. Kalra MK and Saini S. *Standardized Nomenclature and Description of CT Scanning Techniques*. Radiology 2006;241:657-660.
42. Kalender WA. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. Chichester : Wiley, 2005.
43. Wang J et al. *Bismuth Shielding, Organ-based Tube Current Modulation, and Global Reduction of Tube Current for Dose Reduction to the Eye at Head CT*. Radiology 2012;262:191-198
44. Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, Hauwere A D, Verstaete K, Thierenes H. Dose reduction in Patients Undergoing Chest Imaging: *Digital Amorphous Silicon FlatPanel Detect versus Conventional Film-Screen Radiography and Phosphor Based Computed Radiography*,AJR 2003;181:923-9.
45. Strotzer M, Volk M, Frund R, Hamer O, Zorger N, Feuerbach S. *Routine Chest Radiography Using a Flat Panel Detector: Image Quality at Standard Detektor Dose and 33% Dose Reduction*, AJR 2002; 178: 169-71.
46. Jähne B, *Digital Image Processing*, Springer Verlag, Berlin Heidelberg 2005,639 p, 6<sup>th</sup> edition.
47. Suetens P, *Fundamentals of Medical Imaging*, Second Edition, Cambridge University Press, Cambridge, UK, 2009, second edition.
48. McNitt-Gray MF Tradeoffs in CT Image Quality and Dose dostupno na : [http://www.oucom.ohiou.edu/ou-microct/Downloads/Tradeoffs\\_in\\_CT\\_Image\\_Quality\\_and\\_Dose\\_9794-13379.pdf](http://www.oucom.ohiou.edu/ou-microct/Downloads/Tradeoffs_in_CT_Image_Quality_and_Dose_9794-13379.pdf) Preuzeto 17.9.2014.
49. Hadnadev D, Stojanovic S. *Patient dose reduction strategies in Multi-detector computed tomography (MDCT)* . European Congress of Radiology 2013- Electronic Presentation Online System – EPOS C-0356. Educational Exhibit.

50. 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;31,1823-1823.
51. Silkoset, R.D. *Analyse av variasjon i representative doser ved undersøkelser med computer tomografi (CT)*. Østerås : Statens stråleværn, 2008: 0804-4910.
52. Oosawa K, Nakahira S, Terakawa S et al. *Evaluation of effectiveness of CT-auto exposure control (CT-AEC) in ensuring image quality and reducing exposure dose based on low-contrast resolution using 3 CT systems*. ECR 2009 C-798 Dostupno na : [http://poster.ng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing\\_poster&task=viewsection&pi=40859&ti=122403&searchkey=3d3380b9c18269ecd6d1037129e70e9c#poster2](http://poster.ng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=viewsection&pi=40859&ti=122403&searchkey=3d3380b9c18269ecd6d1037129e70e9c#poster2) Preuzeto 12.08.2014.
53. CT scanner automatic control system Report 05016 dostupno na [www.mhra.gov.uk](http://www.mhra.gov.uk) Preuzeto 5.09.2014.
54. Cochrane Miller J, Iterative Image Reconstruction Method (ASIR): Lowering CT Radiation Dose and Improving Image Quality dostupno na [http://www.mghradrounds.org/index.php?src=gendocs&link=2009\\_october](http://www.mghradrounds.org/index.php?src=gendocs&link=2009_october) Preuzeto 9.9.2014.
55. Deák Zs et al. Filtered Back Projection, Adaptive 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.
56. Wall B F. *Implementation of DRLs in UK*; *Rad Prot Dosim* 2005;114:183-188.
57. Commission of the European Communities (CEC). *European guidelines and quality criteria for diagnostic radiographic images*. EUR 16260 EN eds. Carmicheael J, et al. CEC, Brussels, 1996.
58. Commission of the European Communities (CEC). *European guidelines and quality criteria for diagnostic radiographic images in pediatrics*. EUR 16261 EN eds. Carmicheael J, et al. CEC, Brussels, 1996.
59. Commission of the European Communities (CEC). *European guidelines and quality criteria for computed tomography*. EUR 16262 EN eds. Bongertz G, et al. CEC, Brussels, 1998.
60. Johnson DA. *CT imaging and related risk for cancer from Medscape Gastroenterology-Viewpoints* dostupno na <http://www.medscape.com/viewarticle/714400?src=mp&spon=35>, Preuzeto 9.9.2014.

61. Brenner DJ. *Estimating cancer risks from the pediatric CT: going from the qualitative to quantitative*. *Pediatr.Radiol* 2002; 32:228-231.
62. Mettler FA, West PW, Locken JA et al. *CT scanning: Pattern of use and dose*. *J Radiol Prot* 2000; 20:353-359.
63. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. *Estimates of the cancer risks from pediatric CT radiation are not merely theoretical. Comment on "point/counterpoint : in X-ray computed tomography, technique factors should be selected appropriate to patient size against the proposition" (letter)*. *Med Phys* 2001;28-2387-2388.
64. Boone JM. *What parameters are most accurate in predicting appropriate technique factors for CT scanning?* *Radiology* 2005;236(2):377-378.
65. National radiological protection Board. *Guidelines on patient Dose to Promote Optimization for Protection for Diagnostic Medical Exposure*. Documents of the NRPB, Vol 10, No 1, NRPB, Didcot,1999.
66. Mullins ME, Lev MH, Bove P et al. *Comparison of Image Quality Between Conventional and Low-Dose Nonenhanced Head CT*. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004;25:533-538.
67. Gundogdu S et al. *Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT*. *Eur Radiol* 2005;15 (19):1959-68. Epub 2004 Dec 2.
68. Britten AJ et al. *The addition of computer simulated noise to investigate radiation dose and image quality in images with spatial correlation of statistical noise: an example application to X-ray CT of the brain*. *Br J Radiol* 2004; **77** (916):323-8.
69. Spielman AL et al. *Decreasing the radiation dose for renal stone CT: a feasibility study of single- and multidetector CT*. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178:1058-1062.
70. Smith AB et al. *Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section*. *Radiology* 2008; 247(2): 499-506. Epub 2008 Mar 27.
71. Naidich DP et al. *Low-dose CT of the lungs: preliminary observations*. *Radiology* 1990; 175:729-731.
72. Henschke CI et al. *Early lung cancer action project: overall design and findings from baseline screening*. *Lancet* 1999; 354:99-101.
73. Itoh S, Ikeda M, Arahata S et al. *Lung cancer screening: minimum tube current required for helical CT*. *Radiology* 2000; 215:175-183
74. Swensen SJ. *CT Screening for Lung Cancer*. *American Journal of Roentgenology*. 2002;179:833-836.

75. National Lung Screening Trial Team. *The national lung screening trial: overview and study design*. Radiology 2010;258:243-253.
76. Zwirewich CV, Mayo JR, Müller NL. *Low-dose high resolution CT of lung parenchyma*. Radiology 1991;180:413-17.
77. Lee KS, Primack SL, Staples CA et al. *Chronic infiltrative lung disease : comparison of diagnostic accuracies of radiography and low- and conventional-dose-thin –section CT*. Radiology 1994;191:669-673.
78. Tack D et al (eds). *Radiation Dose from Multidetector CT, Medical Radiology. Diagnostic Imaging Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2012, 312 p.*
79. Singh S, Kalra MK, Gilman MD et al. *Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study*. Radiology 2011; 259:565-573.
80. Pontana F, Duhamel A et al. *Chest computed tomography using iterative reconstruction versus filtered back projection (part 2): image quality of low-dose CT examination in 80 patients*. Eur Radiol 2011; 21: 636-643.
81. Prasad S et al. *Standard-Dose and 50% Reduced Dose Chest CT: Comparing the Effect on Image Quality*, AJR 2002;179:2 pp 461-465.
82. Ravanel J et al. *Radiation Exposure and Image Quality in Chest CT Examinations*, AJR 2001;177,2, pp 279-284.
83. Takahashi M, Maguire WM, Ashtari M, et al. *Low-dose spiral computed tomography of the thorax: comparison with the standard-dose technique*. Invest Radiol 1998; 33:68-73.
84. Mayo JR, Hartman TE, Lee KS et al. *CT of the chest minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose*. AJR 1995;164:603-607.
85. O'Malley ME, Chung P, Haider M et al. *Comparison of low dose with standard dose abdominal/pelvic multidetector CT in patients with stage I testicular cancer under surveillance*. Eur Radiol. 2010 Jul; 20(7):1624-30. Epub 2010 Jan 30.
86. La Fougère C, Pfluger T, Schneider V et al. *Restaging of patients with lymphoma. Comparison of low dose CT (20 mAs) with contrast enhanced diagnostic CT in combined [18F]-FDG PET/CT*. Nuklearmedizin 2008; **47**(1):37-42.
87. Rodríguez-Vigil B, Gómez-León N, Pinilla I et al. *PET/CT in lymphoma: prospective study of enhanced full-dose PET/CT versus unenhanced low-dose PET/CT*. J Nucl Med. 2006; 47(10):1643-8.

88. Yamamura J, Tornquist K, Buchert R, et al. *Simulated low-dose computed tomography in oncological patients: a feasibility study*. J Comput Assist Tomogr 2010;34(2):302–308.
89. Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. Radiology 2004;232(2):347-53.
90. Rizzo S, Kalra M, Schmidt B. et al. *Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis*. AJR Am J Roentgenol 2006;186(3):673-9.
91. Lee S, Yoon SW, Yoo SM et al. Comparison of image quality and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis. Acta Radiol. 2011;52(10):1101-6.
92. International Electrotechnical Commission. *Medical electrical equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography*. IEC 60601-2-44, Geneva, IEC 2001.
93. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography EUR 16262, European Commission, Brussels, 1999.
94. Sahani D et al. *Comparison between Low (3:1) and High (6:1) Pitch for Routine Abdominal/Pelvic Imaging with Multislice Computed Tomography*. J Comput. Assist. Tomogr. 2003;27 (7): pp 105-109.
95. Dawson P. *Patient Dose in Multislice CT: Why is it Increasing and Does it Matter?* Br J Radiol, 2004;77 (1),pp S10-3.
96. Kalender W. *Computed Tomography Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. Publicis MCD Verlag, Erlangen, Munich, Germany, 2000.
97. Tzedakis A et al. *The Effect of z Overscanning on Patient Effective Dose from Multidetector Helical Computed Tomography Examinations*. Med. Phys 2005; 32 (6): pp 1621-1629.
98. Muhogora W et al. *Patient Doses in CT Examinations in 18 Countries: Initial Results from International Atomic Energy Agency Projects*. Radiation Protection Dosimetry 2009; 136 (2): pp. 118-26.
99. Fox AJ. *Use of the lowest necessary radiation dose (editorial)*. Am J Neuroradiol 2004;25:519.

100. Menke J. *Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults.* Radiology 2005; 236 (2):565-71.
101. Lucaya J et al. *Low-Dose High-Resolution CT of the Chest and Young Adults Dose, Cooperation, Artifact, Incidence, and Image Quality.* American Journal of Roentgenology 2000;175: 4.
102. Mulkens TH, Bellnick P, Baeyaert M et al. *Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multidetector row CT examinations: clinical evaluation.* Radiology 2005;237: 213-223.
103. Fraioli F et al. *Low-dose multidetector-row CT angiography of the infrarenal aorta and lower extremity vessels: image quality and diagnostic accuracy in comparison with standard DSA.* Eur Radiol 2006; 16:137-14.

## PRILOZI

**Prilog 1.** Procentualna distribucija prosečnog Evropljanina po godinama i polu za neke rendgenske i CT preglede. (UNSCEAR 2013)

Godine	Muškarci	Žene	Muškarci	Žene	Muškarci	Žene	Muškarci	Žene	Muškarci	Žene
CT pregledi										
	CT glave		CT vrata		CT grudnog koša		CT kičme		CT abdomena	
0-4	0,75	0,53	0,25	0,29	0,32	0,16	0,10	0,06	0,09	0,07
5-9	0,76	0,46	0,49	0,20	0,28	0,21	0,22	0,16	0,12	0,08
10-14	0,84	0,70	0,34	0,26	0,22	0,21	0,30	0,30	0,21	0,18
15-19	1,29	1,24	1,08	0,71	0,75	0,47	1,15	0,90	0,63	0,50
20-24	1,62	1,55	1,43	1,09	1,13	0,75	1,76	1,49	0,82	0,83
25-29	1,75	1,94	2,04	1,34	1,45	0,91	2,57	2,10	1,48	1,24
30-34	2,48	2,61	2,68	2,50	2,09	1,31	4,12	2,90	1,94	1,61
35-39	3,01	2,77	4,06	3,41	2,44	1,99	5,26	4,36	2,37	2,06
40-44	2,84	2,61	3,89	4,09	2,84	2,11	5,55	5,13	2,84	2,56
45-49	3,06	3,25	4,64	4,50	3,45	3,07	5,25	5,48	3,27	3,29
50-54	3,79	3,68	6,08	4,70	5,07	3,97	5,43	5,17	4,45	4,32
55-59	4,15	3,45	6,17	4,67	6,02	4,73	4,74	4,59	5,65	4,76
60-64	4,08	3,64	5,77	3,77	7,25	4,88	3,65	3,96	6,03	4,87
66-69	4,27	3,99	4,66	3,38	7,53	4,78	3,08	3,93	7,20	5,07
70-74	4,80	4,53	4,10	3,29	7,42	5,25	2,72	3,72	6,95	5,55
75-79	4,45	4,96	3,03	2,85	5,52	4,01	2,02	3,27	5,49	4,57
80-84	1,62	3,02	1,10	1,63	0,95	1,08	0,45	0,80	0,97	1,42
85-89	1,62	3,02	1,10	1,63	0,95	1,08	0,45	0,80	0,97	1,42
>90	0,56	1,07	0,31	0,67	0,28	0,31	0,06	0,21	0,26	0,61
Ukupno	49,11	50,88	54,11	45,89	57,48	42,52	49,53	50,44	53,24	46,75

**Prilog 2.** Doprinos kolektivnoj efektivnoj dozi različitih tipova CT pregleda (UNSCEAR 2008)

Pregledi	Doprinos (%)			
	Novo I	Nivo II	Nivo III-IV	Ostalo
CT glave	5,0	1,7	6,6	4,6
CT grudnog koša	9,7	1,9	16	8,7
CT abdomena	19	7,0	25	18
CT kičme	2,9	0,51	7,5	2,7
CT karlice	9,3	2,8	9,4	8,4
CT interventni	0,19	0,00	0,93	0,18
CT ostalo	0,95	1,2	0,00	0,64



**Prilog 3.** Trend godišnje frekvencije dijagnostičkih medicinskih radioloških pregleda izražen kao broj na 1000 stanovnika (UNSCEAR 2008)

Nivo	1970-1979	1980-1984	1985-1990	1991-1996	1997-2007
I	820	810	890	920	1332
II	26	140	120	154	332
III	23	75	67	17	20
IV	27		8,8	29	20

**Prilog 4.** Trend u prosečnoj efektivnoj dozi od dijagnostičkih medicinskih radioloških pregleda za zemlje zdravstvenog sistema I kategorije (UNSCEAR 2008)

Pregled	Srednja efektivna doza po pregledu			
	1970-1979	1980-1990	1991-1996	1997-2007
Radiografija pluća	0,25	0,14	0,14	0,7
Fotofluoroskopija pluća	0,52	0,52	0,65	0,78
Fluoroskopija pluća	0,72	0,98	1,1	2,1
Ekstremiteti i zglobovi	0,02	0,06	0,06	0,05
Karlica i kukovi	2,2	1,7	1,8	1,1
Glava	2,1	1,2	0,83	0,08
Abdomen	1,9	1,1	0,53	0,82
Gornji abdomen	8,9	7,2	3,6	3,4
Donji abdomen	9,8	4,1	6,4	7,4
Holecistografija	1,9	1,5	2,3	2,0
Urografija	3	3,1	3,7	2,6
Mamografija	1,8	1	0,51	0,26
CT	1,3	4,4	8,8	7,4
PTCA			22	11,9

**Prilog 5a.** Globalno procenjeni broj procedura, kolektivna efektivna doza i efektivna doza po pacijentu za različite kategorije radiografskih procedura nuklearne medicine koje koriste jonizujuće zračenje u SAD (UNSCEAR 2008)

Vrsta procedure	Broj procedura (million)	Kolektivna efektivna doza (man Sv)	Efektivna doza po glavi (mSv)
Konvencionalna radiografija i fluoroskopija	293	100000	0,3
Interventna	17	128000	0,4
CT	67	410000	1,5
Nuklearna medicina	18	231000	0,8
Ukupno	395	899000	3,0

**Prilog 5b.** Učestalost, efektivna doza u populaciji i kolektivne doze pretpostavljene u globalnom modelu za dijagnostičku praksu (1997-2007) (UNSCEAR 2008)

Pregledi	Broj pregleda na 1000 stanovnika				Efektivna doza po pregledu (m Sv)				Godišnja kolektivna doza (man SV)			
	Nivo I	Nivo II	Nivo III-IV	Na svetskom nivou	Nivo I	Nivo II	Nivo III-IV	Na svetskom nivou	Nivo I	Nivo II	Nivo III-IV	Na svetskom nivou
CT glave	40	2,3	0,4	11	2,4	2,4	2,4	2,4	150000	17000	3800	170000
CT grudnog koda	24	0,8	0,7	6,3	7,8	7,8	7,8	7,8	290000	19000	9000	310000
CT abdomen	30	1,8	0,7	8,2	12,4	12,4	12,4	12,4	570000	70000	14000	650000
CT kičme	11	0,3	0,5	3,0	5,0	5,0	5,0	5,0	87000	5100	4300	96000
CT karlice	19	1,0	0,3	5,1	9,4	9,4	9,4	9,4	270000	28000	5400	310000
CT interventno	1,0	0,0	0,1	0,3	3,8	3,8	3,8	3,8	5700	0,0	530	6200
CT ostalo	2,8	1,0	0,0	1,2	3,8	3,8	3,8	3,8	16000	12000	0,0	29000

Literatura korišćena za Priloge:

1. UNSCEAR Izveštaj za 2008 (Prilozi 2,3,4,5a i 5b) dostupno na:  
[http://www.unscear.org/docs/reports/2008/11-80076\\_Report\\_2008\\_Annex\\_D.pdf](http://www.unscear.org/docs/reports/2008/11-80076_Report_2008_Annex_D.pdf)  
 Preuzeto 12.04.2014.
2. UNSCEAR Izveštaj 2013 (Prilog 1) dostupno na:  
[http://www.unscear.org/unscear/en/publications/2013\\_2.html](http://www.unscear.org/unscear/en/publications/2013_2.html) Preuzeto 12.04.2014.