

# Prednosti i nedostaci dvoizvornog CT uređaja

---

**Perić, Bruna**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2024**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Split / Sveučilište u Splitu**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:095745>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-01-15**



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

*Repository / Repozitorij:*

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



UNIVERSITY OF SPLIT



SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
SVEUČILIŠNI PRIJEDIPLOMSKI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Bruna Perić**

**PREDNOSTI I NEDOSTACI DVOIZVORNOG CT UREĐAJA**

**Završni rad**

Split, 2024.

SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
SVEUČILIŠNI PRIJEDIPLOMSKI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Bruna Perić**

**PREDNOSTI I NEDOSTACI DVOIZVORNOG CT UREĐAJA**

**ADVANTAGES AND DISADVANTAGES OF DUAL SOURCE  
CT**

**Završni rad / Bachelor's Thesis**

Mentor:

**Leon Aličić, mag. rad. techn., naslovni predavač**

Split, 2024.

## TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

ZAVRŠNI RAD

Sveučilište u Splitu  
Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
Sveučilišni prijediplomski studij radiološka tehnologija

**Znanstveno područje:** biomedicina i zdravstvo  
**Znanstveno polje:** kliničke medicinske znanosti

**Mentor:** Leon Aličić, mag. rad. techn., naslovni predavač

### PREDNOSTI I NEDOSTACI DVOIZVORNOG CT UREĐAJA

Bruna Perić, 611177

**SAŽETAK:** Kompjuterizirana tomografija vrsta je dijagnostičkog snimanja koja koristi rendgenske zrake za stvaranje slike. Prateći razvoj CT uređaja kroz generacije, veliki je fokus na kvalitetu slike, koja uvelike opada zbog prisutnosti artefakata koji su posljedica niza tehničkih faktora. Također, veliku prepreku predstavljala je i ukupna doza zračenja, koja je trebala pratiti ALARA načelo, temelj svih radioloških snimanja. Dvoizvorni CT uređaji najnovija su vrsta CT-a, a svoj princip rada temelji na istovremenoj rotaciji dvije rendgenske cijevi i detektora. Zahvaljujući tehnološkom napretku koji konstantno potiče nove izume u području radiologije, omogućeno je kraće vrijeme snimanja, bolja temporalna rezolucija, slike visokih kvaliteta i manje doze zračenja. Nekoć prepreke sada su dio prošlosti CT uređaja.

**Ključne riječi:** artefakti; doza zračenja; dvoizvorni CT; kompjuterizirana tomografija

**Rad sadrži:** 29 stranica; 17 slika; 0 tablica

**Jezik izvornika:** hrvatski

## **BASIC DOCUMENTATION CARD**

**BACHELOR THESIS**

**University of Split**  
**University Department for Health Studies**  
**University undergraduate study of radiological technology**  
**Scientific area:** biomedicine and health care  
**Scientific field:** clinical medical sciences

**Supervisor:** Leon Aličić, Msc, RT, title lecturer

### **ADVANTAGES AND DISADVANTAGES OF DUAL SOURCE CT**

Bruna Perić, 611177

**SUMMARY:** Computed tomography is a type of diagnostic imaging that uses X-rays to create an image. Following the development of CT devices through the generations, there is a great focus on image quality, which greatly decreases due to the presence of artifacts that are the result of a number of technical factors. Also, the total radiation dose, which had to follow the ALARA principle, the basis of all radiological imaging, represented a major obstacle. Dual-source CT devices are the latest type of CT, and their principle of operation is based on the simultaneous rotation of two X-ray tubes and detectors. Thanks to technological progress that constantly encourages new inventions in the field of radiology, shorter scanning times, better temporal resolution, high-quality images and lower radiation doses are possible. Once obstacles are now a part of the past for CT scanners.

**Keywords:** artefacts; radiation dose; dual source CT; computed tomography

**Thesis contains:** 29 pages; 17 figures; 0 tables

**Original in:** Croatia

# SADRŽAJ

SAŽETAK.....	I
SUMMARY .....	II
SADRŽAJ .....	III
1. UVOD.....	1
1.1 KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA .....	2
1.1.1 Fizikalni principi kompjutorizirane tomografije .....	2
1.1.2 Osnovni dijelovi CT uređaja .....	4
1.1.3 Povijesni razvoj CT uređaja.....	7
1.1.4 Artefakti kod CT uređaja .....	9
1.1.4.1 Artefakti koji su posljedica pogreška fizikalnih procesa koji sudjeluju u prikupljanju podataka .....	9
1.1.4.2 Artefakti koje uzrokuje pacijent.....	12
1.1.4.3 Artefakti koji su posljedica samog CT uređaja .....	13
1.1.4.4 Artefakti koji su posljedica rekonstrukcijskog procesa.....	14
2. CILJ RADA.....	16
3. RASPRAVA .....	17
3.1 DVOIZVORNI CT UREĐAJ .....	17
3.1.1 Princip rada kroz generacije dvoizvornog CT uređaja .....	17
3.1.2 Konstrukcija detektora .....	18
3.1.3 Vrste rada dvoizvornog CT uređaja.....	20
3.1.4 Prilagodba ukupne doze zračenja .....	22
3.1.2 Prednosti i nedostaci dvoizvornog CT uređaja.....	24
4. ZAKLJUČAK.....	27
5. LITERATURA .....	28

6. ŽIVOTOPIS.....	30
-------------------	----

## 1. UVOD

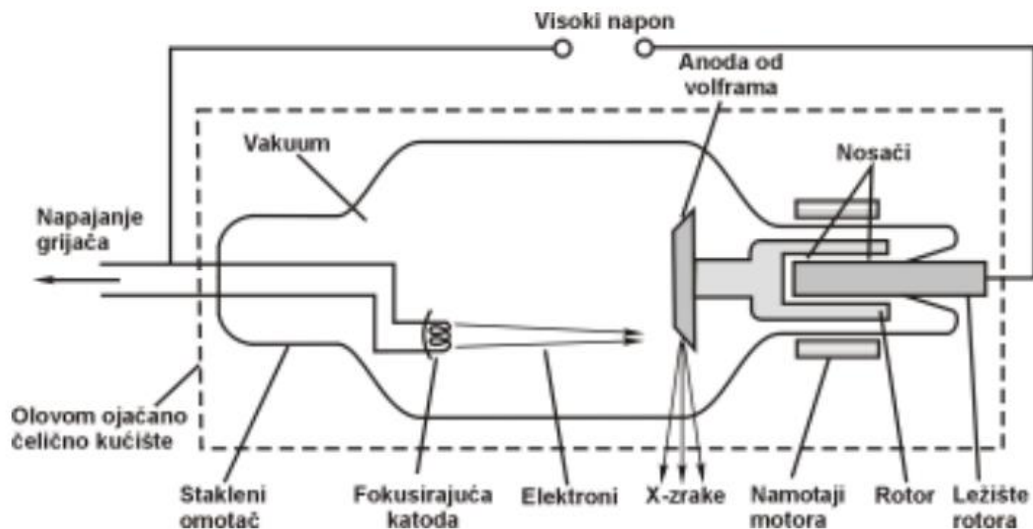
Kompjuterizirana tomografija (*engl. Computed Tomography, CT*) vrsta je radiološkog snimanja koja koristi snop rendgenskog zračenja u svrhu postizanja slikovnog prikaza tijela [1]. Za otkriće navedenog dijagnostičkog uređaja zaslužni su inženjer Godfrey Hounsfield i matematičar Allen Cormack, koji su 1979. godine osvojili Nobelovu nagradu zbog svog doprinosa u medicini [1]. Daljnji tehnološki razvoj CT uređaja obilježen je sa 7 generacija koje su definirane principom pomicanja rendgenske cijevi i detektora. S obzirom na duljinu trajanja dijagnostičke pretrage, tehnološke karakteristike i vrijeme potrebno za akviziciju slike, prvi CT uređaji koristili su se isključivo za snimanje mozga. Dolaskom uređaja s istovremenom rotacijom rendgenske cijevi i detektora omogućeno je snimanje većih dijelova tijela, a spiralni i multidetektorski CT uređaji omogućili su kraće vrijeme snimanja s visoko kvalitetnim slikama, koje osim statičkih struktura unutar tijela mogu prikazati i pokretne organe, poput srca, crijeva i sličnog. Daljnje unapređenje dovelo je do nove vrste CT uređaja pod nazivom dvoizvorni CT, koji za svoj rad koristi dvije rendgenske cijevi i detektore novije tehnologije. Zahvaljujući ovim uređajima, parametri poput prostorne i temporalne rezolucije, doze zračenja te brzina izvođenja CT snimanja dosegli su novu sferu.



## 1.1 KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA

### 1.1.1 Fizikalni principi kompjuatorizirane tomografije

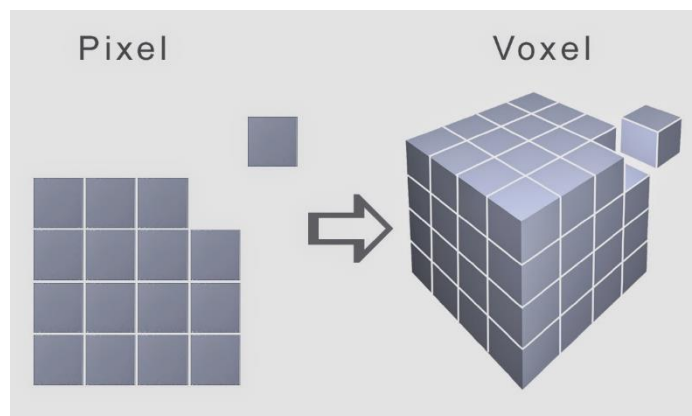
Rendgenske ili X-zrake (*engl. X-Ray*) vrsta su elektromagnetskog zračenja visokih frekvencija nastale unutar rendgenske cijevi. Zagrijavanjem katode posebnim grijačem, oslobađaju se elektroni koji se zbog visoke razlike u potencijalima katode i anode akceleriraju te samim time ostvaruju veliku kinetičku energiju. Pri udaru elektrona o anodu, koja je izgrađena od materijala visokog toplinskog kapaciteta, najčešće volframa, dolazi do postepenog gubljenja kinetičke energije elektrona. Naime, jako pozitivno električno polje jezgre djeluje na upadni negativni elektron, te dolazi do njegovog skretanja s putanje uz smanjenje njegove kinetičke energije [1]. Upravo ta razlika u energiji prije i nakon skretanja emitira se kao X-kvant energije, odnosno rendgenska zraka, koja čini 1% ukupne energije [1].



Slika 1. Konstrukcija rendgenske cijevi

Izvor: [Microsoft Word - Fizika slikovne dijagnostike 2011 \(mefst.hr\)](#)

Kada je u pitanju CT, princip rada temelji se na slabljenju ili atenuaciji rendgenskih zraka. Prolaskom kroz snimani dio tijela, rendgenske zrake gube dio svoje energije te padaju na detektore koji se nalaze nasuprot rendgenske cijevi i scintiliraju te dobivenu energiju pretvaraju u električne signale koji su proporcionalni atenuaciji snimanog dijela tijela. Atenuaciju izražavamo brojem atenuacije ili Hounsfieldovim jedinicama (*engl. Hounsfield unit, HU*), čiji raspon prema najnovijim CT uređajima mjerimo između -10 000 i +30 000 HU, gdje je 0 HU voda. Praksa je pokazala da su za CT obradu najpogodniji transverzalni presjeci tijela, pa svi CT uređaji rade na principu prikazivanja tijela s transverzalnim presjecima ili slojevima [2]. Podaci dobiveni CT snimanjem pohranjuju se u obliku rešetke koja je nepromjenjivi dio računala i naziva se matriks (*engl. matrix*), a čine ju pikseli (*engl. pixel*) kojem je pridružena određena apsorpcijska vrijednost iz određenog volumena tijela koji se naziva voksel (*engl. voxel*) [5].



Slika 2. Prikaz pixel-a i voxel-a

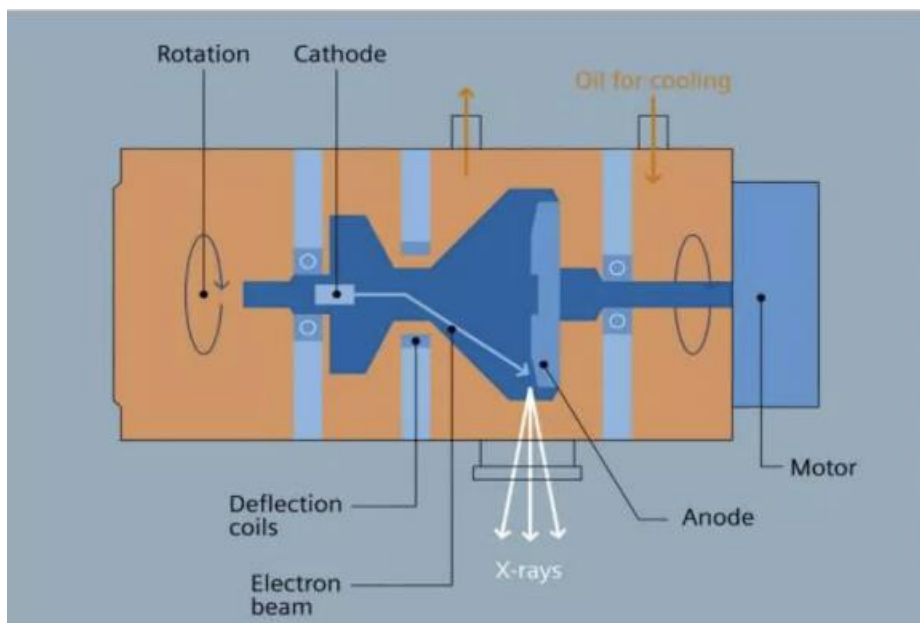
Izvor: [pixelandvoxel - Pretraži Slike \(bing.com\)](#)

### 1.1.2 Osnovni dijelovi CT uređaja

U sastavne dijelove CT uređaja ubrajamo:

- kućište (*engl. gantry*) koje sadrži rendgensku cijev, detektore te sustav za njihovo hlađenje
- stol za bolesnika
- visokofrekventni generator
- upravljački stol s računalom i radna stanica s računalom za obradu podataka
- uređaji za pohranu slike

Gantry osim što služi za zaštitu bitnih dijelova CT uređaja, također omogućuje rotaciju rendgenske cijevi oko snimanog dijela tijela. U samom središtu gantry-a nalazi se otvor najčešće promjera 50-70 cm, kroz koji za vrijeme snimanja ulazi pokretni stol na kojem se nalazi pacijent. Zbog visokog toplinskog opterećenja, potreban je poseban sustav hlađenja rendgenske cijevi. Također, bitno je da su anode građene od materijala visokog toplinskog kapaciteta, poput volframa ili molibdena. Kako bi zadovoljili današnje uvjete, potrebna je veća snaga rendgenske cijevi, kratko vrijeme ekspozicije i hlađenja te manji fokus, a najbolji primjer je STRATON rendgenska cijev, koja omogućuje najkraće vrijeme ekspozicije u punoj rotaciji (0.37 s).



Slika 3. STRATON rendgenska cijev

Izvor: [Microsoft PowerPoint - 1-2 X tube film Introd module Triest 06 \(ictp.it\)](#)

Detektori služe za prihvaćanje rendgenskog zračenja nakon prolaska kroz snimani dio tijela te njegovu konverziju u električni signal, koji će se naknadno digitalizirati što je temelj stvaranja digitalne slike. Neke od idealnih karakteristika bile bi stabilnost u svakom trenutku, visoka sposobnost apsorpiranja rendgenskog zračenja te detektiranja širokog raspona intenziteta istog. Razlikujemo scintilacijske i plinske detektore. Scintilacijski detektori najčešće su građeni od scintilacijskih kristala, poput cezijeva jodida i fotodiode. Zbog svoje velike osjetljivosti ne zahtijevaju veliku dozu zračenja i visoki napon ali su vrlo osjetljivi na temperaturne promjene. Princip rada plinskih detektora temelji se na ionizaciji. Njihova proizvodnja je jeftina i ne zahtijevaju kalibraciju ali zbog niske sposobnosti detektiranja rendgenskog zračenja potreban je visoki napon te samim time ostvaruje se veća doza zračenja. U današnjim sustavima od ukupnih 90% energije rendgenskog zračenja, 55% ne sudjeluje u stvaranju slike zbog neizbježnog slobodnog prostora između detektora koji smanjuje efikasnost. Najnoviji CT uređaji sadrže prilagodljivi detektorski niz (*engl. Adaptive Array Detector, AAD*), koji omogućuje prilagodbu širine snopa korisnog

rendgenskog zračenja širini detektora čime se uklanja razmak (*engl. gap*) između dva susjedna detektora. Također, postoje i detektorski kanali koji služe za međusobno povezivanje detektorskih elemenata kao što su detektorski element, pretpojačalo signala i integrator.

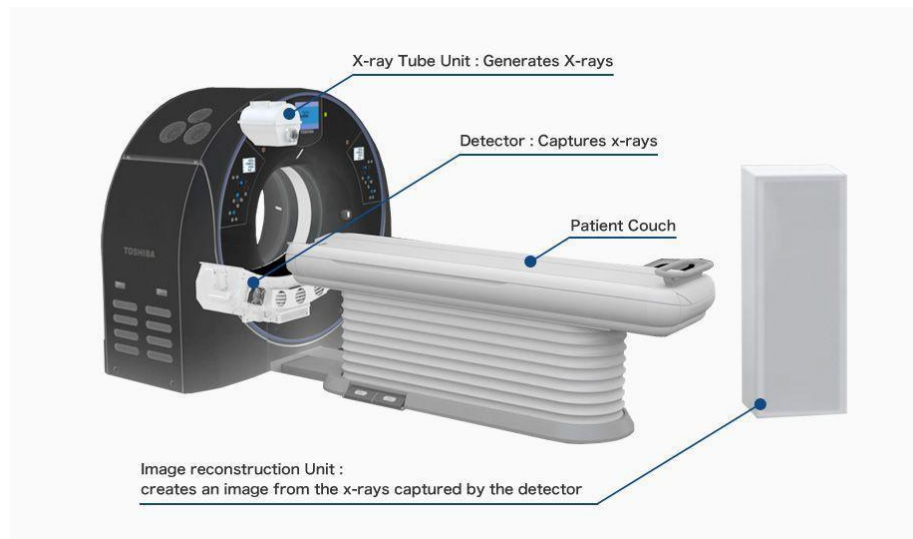
Dok su se kolimatori u starijim generacijama CT uređaja nalazili iza pacijenata ali ispred detektora, kod novijih uređaja nalaze se na prozoru rendgenske cijevi, osiguravajući izgled rendgenskog zračenja (uski ili lepezasti) i njegov smjer (snimani dio tijela i detektori iza njega). Građeni su od materijala visokog atomskog broja, najčešće olova. Određeni CT uređaji imaju dodatni kolimator, koji se nalazi iza pacijenta ali ispred detektora, a jedna od njegovih zadaća je prevenirati nastanak artefakata koji mogu nastati zbog varijabilnog položaja izvora rendgenskih zraka [1].

Stol za bolesnika služi kao oslonac za vrijeme dijagnostičkog snimanja. Nosivi dio građen je od karbonskih vlakana koja su vrlo čvrsta.

Visokofrekventni generator umjesto izmjeničnog napona koristi visoke frekvencije između 5 do 20 Hz za stvaranje izmjeničnog napona, koji se dovodi do visokofrekventnog transformatora potrebnog da izmjenični napon s oscilatora pretvori u visoki napon koji služi za rad rendgenske cijevi. Zbog svojih malih dimenzija i težine, može se ugraditi uz samu rendgensku cijev.

Upravljački stol s računalom i radna stanica s računalom za obradu podataka nalaze se u drugoj prostoriji iz koje se upravlja s dijagnostičkim uređajem. Zahvaljujući tehnološkom napretku, pomoću raznih aplikacija omogućena je naknadna obrada (*engl. post processing*) slikovnih podataka na različite načine, što je od velike važnosti pri obradi pacijenata. Također, pomoću teleradiologije slikovni podaci CT dijagnostike mogu se interpretirati bilo gdje i bilo kad.

Uz glavne komponentne CT uređaja potrebno je istaknuti automatsku špricu koja je od velike važnosti za provedene pretraga koje zahtijevaju primjenu kontrastnog sredstva.



Slika 4. Dijelovi CT uređaja

Izvor: [Image result for ct scanner parts and functions | Scanner, X ray tube, Function \(pinterest.co.uk\)](https://www.pinterest.co.uk/pin/1000000000000000000/)

### 1.1.3 Povijesni razvoj CT uređaja

Razvoj CT-a možemo podijeliti u sedam generacija, koje su određene razvojem detektora i principom pomicanja rendgenske cijevi i detektora. U današnjoj praksi, koriste se CT uređaji sa spiralnim načinom snimanja i višerednim nizom detektora, zbog čega se CT uređaji također nazivaju i MSCT (*engl. Multi Slice Computed Tomography*). Sve generacije CT uređaja do spiralnog zovu se konvencionalni CT, a karakteriziraju ih aksijalni slojevi i gibanje rendgenske cijevi i stola po principu start/stop [4].

Prva generacija CT uređaja obilježena je translacijsko-rotacijskim pomakom rendgenske cijevi, koja je proizvodila vrlo uski pravocrtni snop rendgenskog zračenja (*engl. Cone beam*). Ovisno o proizvođaču samoga uređaja, nasuprot rendgenske cijevi nalazila su se jedan do tri detektora. Od ukupnih 180 mjerenja, svako mjerenje zahtijevalo je rotaciju rendgenske cijevi i detektora za jedan stupanj i 160 mjerenja po translaciji, što je dovelo do relativno dugog vremena ekspozicije, koje je trajalo u prosjeku tri do pet minuta za svaki

sloj. Zbog malih dimenzija gantry-a i fizioloških uvjeta, uređaji prve generacije koristili su se isključivo za snimanje mozga.

Druga generacija CT uređaja još uvijek koristi translacijsko-rotacijski princip pomicanja rendgenske cijevi i detektora ali ovaj put proizvodi širi divergentni lepezasti snop rendgenskih zraka (*engl. fan beam*) te broji između šesnaest i trideset detektora. Rotacija između svake translacije iznosi 10 stupnjeva, što zajedno sa ostalim promjenama dovodi do kraćeg vremena ekspozicije (10 - 90 s) i smanjenja ukupne doze pacijenta. Osim snimanja mozga, druga generacija omogućila je i snimanje tijela.

Treća generacija CT uređaja, za razliku od prve dvije, koristi simultanu rotaciju multi detektorskog luka i rendgenske cijevi. Ovi uređaji imali su kolimatore ispred i iza tijela pacijenta u svrhu apsorpcije neželjenog raspršenog zračenja. Zahvaljujući širem lepezastom snopu rendgenskih zraka koji sada obuhvaća cijelu širinu tijela pacijenta i broju detektora koji se kreće između 380 i 600, vrijeme ekspozicije smanjilo se na četiri do pet sekundi te je obuhvaćalo raspon od 360 stupnjeva. Također, uz postojeće protokole snimanja cijeloga tijela, započelo je snimanje pokretnih organa; poput pluća, jednjaka, crijeva, itd.

Četvrtu generaciju CT uređaja karakterizira kontinuirano gibanje rendgenske cijevi za 360 stupnjeva oko nepomičnih detektora koji su poredani po čitavom krugu gantry-a, u takozvanu "detektorsku bananu" što smanjuje vrijeme ekspozicije na jednu do dvije sekunde. Snop rendgenskih zraka ostaje isti kao u prijašnjoj generaciji CT uređaja. Zbog velikog broja detektora, njih 1200 i više, povećava se kvaliteta slike te ukupna doza i cijena uređaja.

Peta generacija CT uređaja nema rendgensku cijev već snop elektrona koji pogađa više paralelnih anoda koje se nalaze ispod pacijenta, emitira rendgenske zrake koje prolaze kroz tijelo te padaju na dva niza detektora smještena u gantry-u iznad pacijenta. Zbog vrlo kratkog vremena ekspozicije (0.1 s), fiziološki pokreti poput peristaltike crijeva i pokreta srca praktički se "zamrznu", što je od velike važnosti zbog artefakata gibanja i bolje iskoristivosti kontrastnog sredstva. Ovi uređaji nisu doživjeli širu primjenu.

Šesta generacija uvodi tehnologiju snimanja spiralnim CT uređajem. S pomoću takozvane "slip ring" tehnologije, koja je uklonila upotrebu kablova i njihovo namatanje na bubanj, vrši se kontinuirana rotacija rendgenske cijevi i detektora oko snimanog objekta na

pokretnom stolu, koji se linearno pomiče kroz primarni snop za vrijeme ekspozicije. Zahvaljujući tehnološkom napretku ovih uređaja, omogućen je pregled većeg dijela tijela i njegov cjelokupni volumen u kratkom vremenu bez potrebe za pauzom, kvalitetnija rezolucija te rekonstrukcije.

Sedmom generacijom dolazi novi uređaj koji nazivamo MSCT ili MDCT (*engl. Multi Detector Computed Tomography*). Ovi uređaji preuzeli su tehnologiju iz treće generacije. Zbog velikog broja detektora koji su poredani u 2 do 256 redova, ostvarena je velika brzina prikupljanja podataka u samoj jednoj rotaciji, manje vrijeme ekspozicije, tanji slojevi i veća kvaliteta slike. Također, MSCT pružio je niz dodatnih mogućnosti poput MSCT angiografije, kolonoskopije i slično [5].

#### **1.1.4 Artefakti kod CT uređaja**

Naziv artefakt odnosi se na bilo koju razliku između CT brojeva na rekonstruiranoj slici i stvarne atenuacije rendgenskog zračenja u objektu [6]. Također, možemo ih definirati kao sve strukture koje su vidljive na slici a ne prikazuju stvarnu anatomiju [6]. Artefakte prema uzroku možemo podijeliti na:

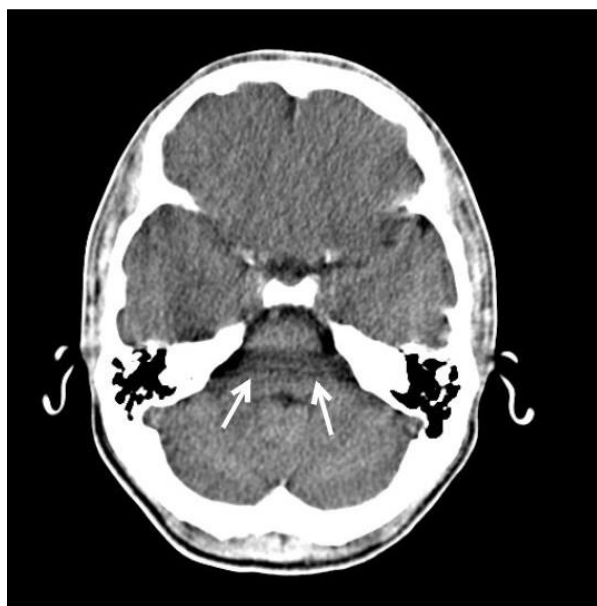
- Artefakti koji su posljedica pogreška fizikalnih procesa koji sudjeluju u prikupljanju podataka
- Artefakti koje uzrokuje pacijent
- Artefakti koji su posljedica samog CT uređaja
- Artefakti koji su posljedica rekonstrukcijskog procesa

##### *1.1.4.1 Artefakti koji su posljedica pogreška fizikalnih procesa koji sudjeluju u prikupljanju podataka*

Artefakti koji se temelje na fizici posljedica su nekoliko faktora. "Otvrdjivanje snopa" (*engl. Beam Hardening*) posljedica je apsorpcije fotona niže energije te kao rezultat nastaje snop rendgenskog zračenja koji se sada sastoji isključivo od fotona



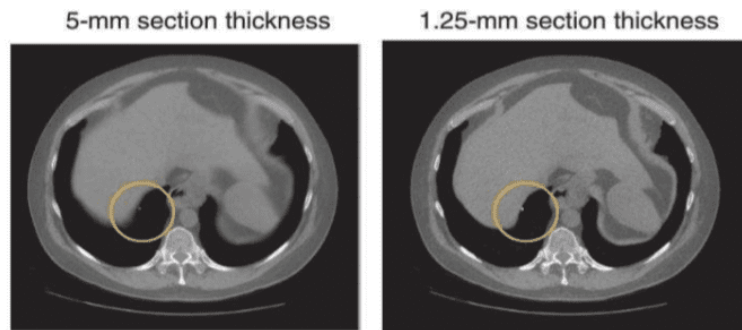
više energije. Takve artefakte na CT snimci prepoznajemo kao "Cupping" ili tamne pruge. Kako bi ih smanjili, potrebno je koristiti filtraciju snopa, korekciju kalibracije, korektivne softvere te izbjegavati područja s kostima nagibom gantry-a i mijenjanjem položaja pacijenta [7].



Slika 5. BeamHardening ili Cupping artefakti

Izvor: [Beam Hardening Artifact Ct Brain - Home Design Ideas \(regimage.org\)](http://Home Design Ideas (regimage.org))

Parcijalni volumni defekt posljedica je veličine detektorskih elemenata i činjenice da struktura objekta unutar voxela može biti izrazito različita. Zbog toga vrijednost voxela prosječna je vrijednost atenuacije struktura od kojih je sastavljen snimani objekt, što dovodi do trakastih artefakata tangencijalnih na objekt [7]. Kako bi izbjegli nastanak navedenih artefakata, potrebno je koristiti tanke slojeve. Ova vrsta artefakata također su posljedica raznovrsnih metalnih predmeta unutar ili kraj tijela pacijenta.



Slika 6. Artefakti parcijalnog volumnog defekta

Izvor: [CT Artifacts | OncologyMedicalPhysics](#)

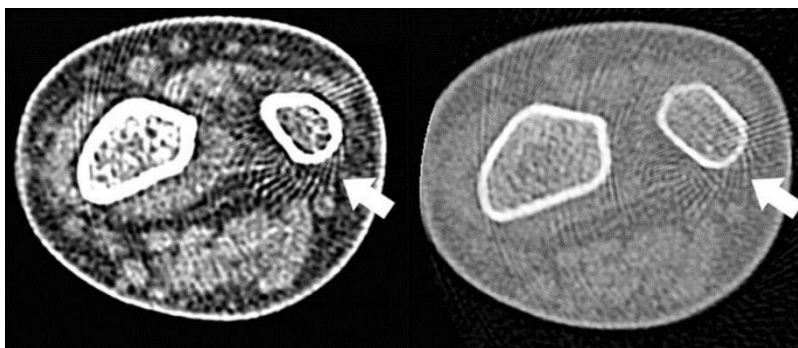
"Photon Starvation" rezultat je nedovoljne količine fotona koja pada na detektore. Kao rezultat, dobivamo sliku sa trakastim "Streaking" linijama koje se nalaze u razini struktura visokog atenuacijskog broja, kao što su kosti i metalni predmeti. Kako bi smanjili nastanak ovih artefakata, postoje posebni softveri koji "zaglađuju" atenuacijsku krivulju u području prevelike atenuacije prije rekonstrukcije slike [7].



Slika 7. "Photon Starvation" artefakti

Izvor: [CT Artifacts | OncologyMedicalPhysics](#)

"Undersampling" posljedica je predugih intervala između projekcija što dovodi do neprikazivanja oštih kutova i malih objekata. Točnije, dolazi do greške u preciznosti analogno-digitalnog pretvarača (*engl. Analog-to-Digital Converter, ADC*) tijekom digitalizacije. Za vrijeme prikupljanja podataka, mjeri se nivo 'svjetline' svakog pixela koji se generira u izlazni analogni signal [7]. Ako je prikupljanje podataka neadekvatno, dolazi do "Aliasing" artefakata.



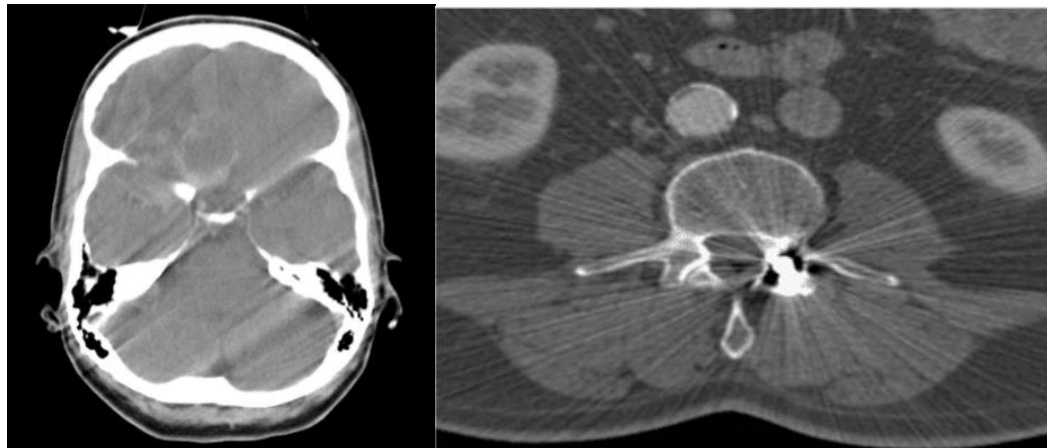
Slika 8. "Aliasing" artefakti

Izvor: [Examples of various CT artifacts. a and b Aliasing artifacts in an MDCT... | Download ScientificDiagram \(researchgate.net\)](#)

#### 1.1.4.2 Artefakti koje uzrokuje pacijent

Uzrok ovakvih artefakata može biti niz faktora. Neki pacijenti zbog straha poput klaustrofobije ili zdravstvenog stanja kao što je naprimjer Parkinsonova bolest, nesvjesno se pomiču tijekom snimanja. Aktovi poput gutanja, disanja, kašljanja i sličnih fizioloških pokreta također ometaju kvalitetno očitavanje slike. Kako bi spriječili navedene artefakte, suradljive pacijente možemo voditi usmenim pravilima, poput uputa za disanje i gutanje. Kad su u pitanju pacijenti koji odbijaju suradnju, moguća je imobilizacija poput vezivanja, sedacije i anestezije [7]. Od velike je važnosti kraće vrijeme skeniranja te cjelokupna brzina radioloških tehnologa pri obavljanju navedene pretrage. Također, poželjno je da se metalni predmeti uklone s tijela bolesnika (ako je moguće, npr. nakit). Kod bolesnika s trajnim

metalnim implantatima, poput stentova, koristi se angulacijagantry-a, tehnike s više kV i tanji slojevi [7].

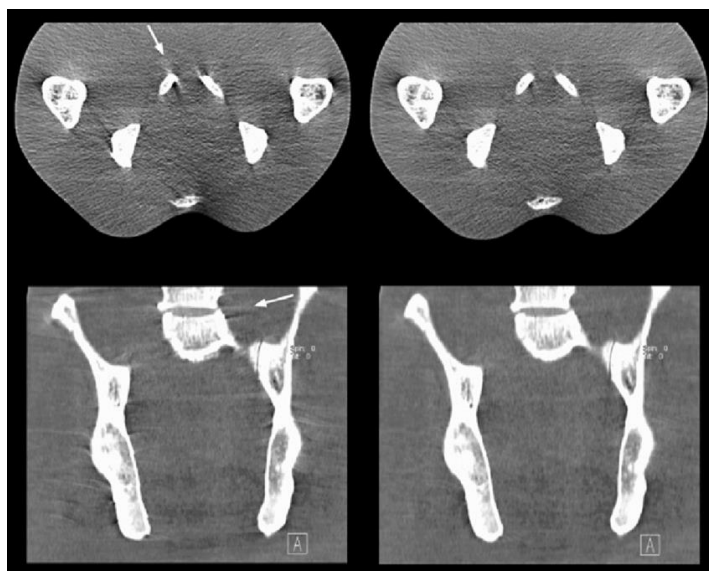


Slike 9. i 10. Artefakti pomicanja i artefakti uzrokovani prisustvom metala

Izvor: [CT Artifacts | OncologyMedicalPhysics](#)

#### *1.1.4.3 Artefakti koji su posljedica samog CT uređaja*

Ako je jedan od detektora van kalibracije kod uređaja treće generacije, zbog kružnog gibanja rendgenske cijevi i detektora dolazi do kružnih artefakata. Osim njih, karakteristični su "Cone Beam" artefakti, koji nastaju kada podaci koji su prikupljeni s pojedinih detektora odgovaraju volumenu između dvaju stožaca umjesto idealne ravnine, a što su slojevi tanji, to je njihova pojava učestalija [5].

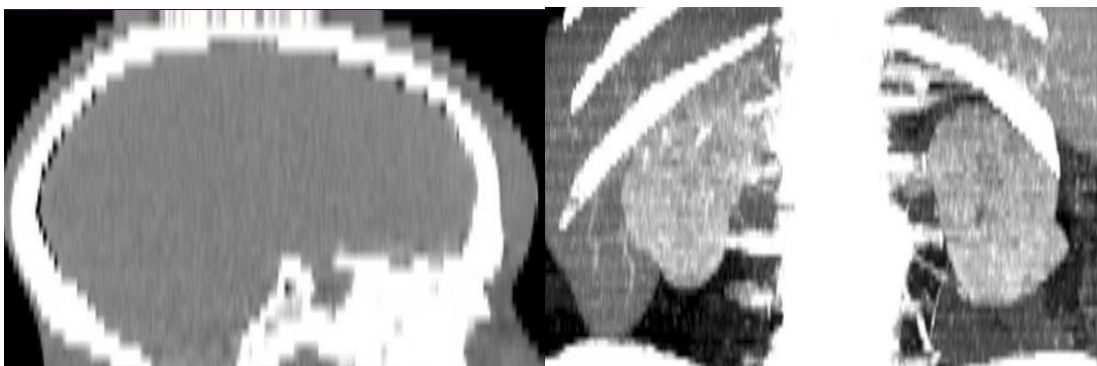


Slika 11. "Cone Beam" artefakti

Izvor: [CT Artifacts | OncologyMedicalPhysics](#)

#### 1.1.4.4 Artefakti koji su posljedica rekonstrukcijskog procesa

Najčešća vrsta ovih artefakata su stepeničasti i zebrasti. Stepeničasti nastaju na rubovima struktura kod rekonstrukcija koje koriste široke kolimacije i nepreklapajuće rekonstrukcijske intervale. Zebrasti artefakti vidljivi su na multiplanarnim (*engl. Multi Planar Reconstruction, MPR*) i 3D (*engl. Three Dimensional, 3D*) rekonstrukcijama spiralnih CT uređaja zbog spiralne interpolacije koja daje inhomogen šum duž z osi [7].



Slike 12. i 13. Stepeničasti i zebrasti artefakti

Izvor: Štula I. Kvaliteta slike. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija. Split, 2023. Nastavni materijali, Power Point prezentacija

## **2. CILJ RADA**

U ovome radu objasnit će se povijesni razvoj, konstrukcija i princip rada dvoizvornog CT uređaja uz osvrt na artefakte koji se najčešće pojavljuju. Također, glavni je cilj naglasiti njegove prednosti po pitanju nekoliko ključnih karakteristika kao i potencijalne izazove te nedostatke za vrijeme rukovanja istim uređajem.

## **3. RASPRAVA**

### **3.1 DVOIZVORNI CT UREĐAJ**

Zahvaljujući velikom tehnološkom razvoju, 80-ih godina prošlog stoljeća dolazi do nove vrste CT uređaja, poznatih kao dvoizvorni CT (*engl. Dual Source Computed Tomography, DSCT*). Iako je prvenstveno namijenjen kardiološkim pretragama, zbog iznimne brzine izvođenja dijagnostičke pretrage, dvoizvorni CT uređaji svoju ulogu pronalazi u drugim granama medicine, poput onkologije i pedijatrije. Osim morfologije, moguće je precizno određivanje kemijskog sastava snimanih organa. Zbog velikih brzina, uređaji ove vrste pružaju kraću temporalnu rezoluciju za otprilike četvrtinu vremena rotacije [5].

#### **3.1.1 Princip rada kroz generacije dvoizvornog CT uređaja**

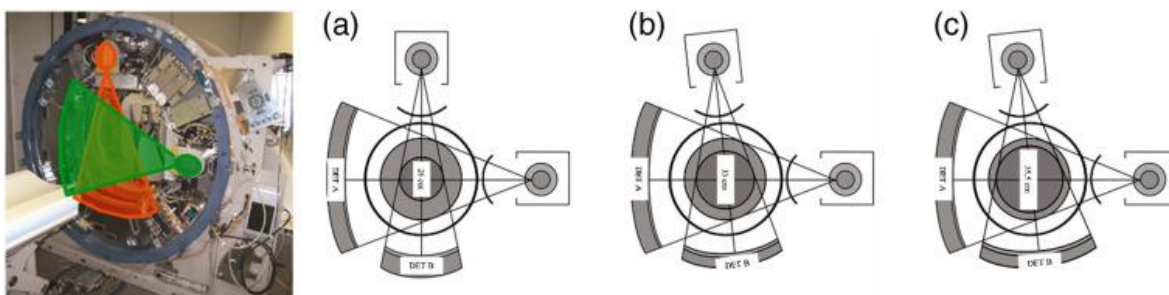
Prvi komercijalno dostupni dvoizvorni CT uređaj proizveden je 2006.godine od strane SIEMENS Healthcare, pod nazivom "SOMATOM definition". Prva generacija dvoizvornog CT uređaja preuzela je sistem akvizicije iz treće generacije CT uređaja koji su implementirani u jedan gantry u kojem osim sustava za hlađenje dijele sve bitne komponente. Dvije rendgenske cijevi s kutnim pomakom od 90 stupnjeva zajedno sa detektorima kruže oko stola s pacijentom, proizvode rendgenske zrake koje padaju na detektore koji se nalaze nasuprot njih. Dok jedan niz detektora pokriva kompletno područje snimanja (*engl. Scan Field of View, SFOV*), drugi detektor zbog prostornih ograničenja gantry-a prikuplja podatke iz manjeg, centralnog opsega tijela. [9]. Također, kako bi se smanjila ukupna doza zračenja pacijenta, napon rendgenskih cijevi može se regulirati za svaku pojedinačno koristeći niz posebnih programa.

Druga generacija pod nazivom "SOMATOM Definition Flash" 2007.godine donosi promjene u položaju rendgenskih cijevi i SFOV-a. Kutni pomak raste na 94 stupnja kako bi



se povećala mogućnost prikupljanja podatak drugog detektora, a samim time broj slojeva sa 64 porastao je na 128. Zbog iznimne kvalitete slike, niskih doza zračenja i fleksibilnog skeniranja, ovaj uređaj postao je zlatni standard za invazivnu kardiologiju, omogućujući dobre morfološke analize, preciznu analizu koronarnih arterija te perfuzijsku procjenu stanja miokarda [5].

Treća generacija dvoizvornog CT uređaja 2014.godine dolazi na tržište kao "SOMATOM Force". Prateći razvoj prijašnje dvije generacije, SFOV drugog detektora dodatno je porastao na 35.5 cm, što je omogućilo stvaranje 196 slojeva i brzinu snimanja od 0.25 s.



Slika 14. Prikaz generacija dvoizvornog CT uređaja

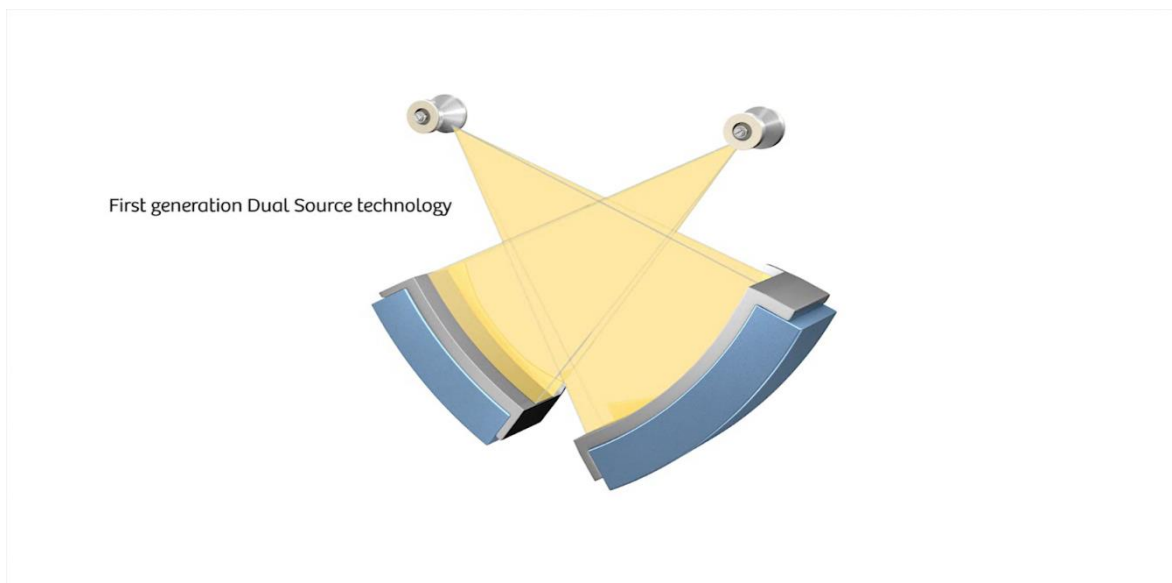
Izvor: [Computed tomography recent history and future perspectives - PMC \(nih.gov\)](#)

### 3.1.2 Konstrukcija detektora

Cjelokupni cilj kod CT tehnologije je postići visoko kvalitetnu sliku sa što manjom dozom, prateći ALARA (*engl. As Low As Reasonably Achievable*) načelo. Jedan od glavnih parametara kvalitete je prostorna rezolucija, koja odgovara najmanjem elementu koji se može prikazati na slici. Sama veličina ovih elemenata ovisi o debljini sloja, koja danas najčešće iznosi 0.6 mm. Kada je u pitanju poboljšanje prostorne rezolucije kroz razvoj konvencionalnih detektora, veliku prepreku predstavljao je omjer signala i šuma

(engl. *Signal to Noise Ratio, SNR*). Povećanje signala i prostorne rezolucije pratilo je i povećanje ukupne doze što je do sada predstavljalo veliki problem [11]. Stellar detektor prvi je potpuno integrirani detektor od strane SIEMENS Healthcare proizveden 2011.godine. Za razliku od konvencionalnih detektora gdje signal ima dug put između diode i analogno-digitalnog pretvarača, kod Stellar detektora ADC postavljen je iza fotodiode, što uvelike pojednostavljuje konstrukciju same ploče. Zahvaljujući navedenoj promjeni, potpuna integracija smanjuje šum zbog smanjenog vremena potrebnog da signal dođe do ADC tj. u ovom slučaju analogni signal iz fotodiode izravno se pretvara u digitalni signal što značajno poboljšava omjer signala i šuma te dovodi do optimizacije učinkovitosti doze i kvalitete [11]. Zbog navedene promjene omogućena je bolja prostorna rezolucija i kvaliteta slike, što smanjuje zamućenje rezova koje predstavlja veliku prepreku kod vaskularnih pretraga CT uređaja, posebno vizualizaciji kalcificiranih lezija i procjeni stenoze u stentovima. Zahvaljujući Siemens True Signal tehnologiji, koja je temelj njihove Edge tehnologije, omogućena je još bolja prostorna rezolucija, s debljinom sloja od čak 0.3 mm, bez većih doza zračenja. Također, ovi detektori u kombinaciji s Flash Spiral akvizicijom pri naponu od 70 kV uvelike olakšavaju pedijatrijske pretrage, smanjuju dozu zračenja i pružaju izvrsne slike bez potrebe za upotrebom sedativa [11].

Kada su u pitanju dvoizvorni CT uređaji, SOMATOM Force i SOMATOM Drive sadrže najnovije Stellar Infinity detektore dok SOMATOM Definition Flash sadrži originalne Stellar detektore [11].



Slika 15. dvoizvorni CT uređaj sa detektorima

Izvor: [The Stellar detector - Siemens Healthineers USA \(siemens-healthineers.com\)](http://www.siemens-healthineers.com)

### 3.1.3 Vrste rada dvoizvornog CT uređaja

Kada je u pitanju dvoizvorni CT uređaj, razlikujemo pet načina rada, a to su:

- Adaptive 4D Spiral
- Dual Energy
- Turbo Flash
- Fast Temporal Resolution
- Dual Power

Adaptive 4D Spiral inovativni je način snimanja kod dvoizvornog CT uređaja. Pokretni krevet s pacijentom kontinuirano se kreće unutar-van samoga gantry-a, tj. područja koje pokriva snop rendgenskog zračenja proizveden od strane rotirajućih rendgenskih cijevi. Kao rezultat dobije se dinamička slika koja pokriva područje perfuzijskog volumena z-osi do čak 14 cm. Zbog neprestanog pomicanja pokretnog kreveta, adaptive 4D spiral tehnologija omogućila je snimanje velikih područja poput krvnih žila, dinamičkih struktura, itd. Također, snimanje se može sinkronizirati s fiziološkim pokretima poput disanja, gutanja i otkucaja srca što dovodi do ekspozicije u točno određenim trenucima. Iako je u

pitanju pokrivanje velikog opsega tijela, ukupna doza zračenja ostaje unutar prihvatljivih okvira [12].

Dual Energy tehnologija koristi podatke prikupljene korištenjem dva različita napona cijevi i posebnu Dual-Energy tehniku obrade podataka. [13]. Iako postoje tehnike brzog prebacivanja napona jedne rendgenske cijevi i višeslojnih detektora kod običnog CT uređaja, primjena ove tehnologije kod dvoizvornih CT uređaja pokazala se najboljom. Moguća je adaptacija kV i mAs za svaku rendgensku cijev pojedinačno što je omogućilo slike velike rezolucije pri vrlo visokim brzinama snimanja. Zahvaljujući posebnim filterima građenim od kositra, koji osim što uvelike smanjuju dobivenu dozu, omogućena je spektralna razlučivost koja utječe na kvalitetu slike [12]. Iako samo ime sugerira na razliku u energijama fotona, ova metoda koristi dva različita rendgenska spektra, koja najčešće iznose 80 kV i 140 kV jer pružaju maksimalnu razliku i najmanje preklapanje između spektara sa standardnim cijevima [5].

Turbo Flash metoda pomoću niskih doza, brze rotacije gantry-a i brzog kretanja pomičnog stola omogućuje uklanjanje artefakata nastalih raznim pokretima, bilo to zbog nesuradnje pacijenata (starije osobe, pedijatrijski pacijenti) ili fizioloških pokreta (gutanje, disanje, peristaltika crijeva) [12].

Fast Temporal Resolution predstavlja jednu od ključnih komponenti CT snimanja. Kada je u pitanju dvoizvorni CT, zahvaljujući njegovoj konstrukciji i načinu rada, moguće je ostvariti temporalnu rezolucija ispod 75 ms, što prelazi fizikalna ograničenja klasičnih CT uređaja [12].

Dual Power tehnologija omogućuje nenadmašnu moć snimanja. Ponekad su potrebne velike količine energije za ostvariti manje doze zračenja i veću kontrastnost. Većina klasičnih CT uređaja pri 70 kV ostvaruju između 500-800 mAs. Dvoizvorni CT uređaji zahvaljujući izvanrednim rendgenskim cijevima pri 70 kV isporučuju 1300 mAs a zajedno isporučuju čak 2600 mAs. Također, smanjena je potreba za velikim dozama kontrastnog sredstva za vrijeme CT snimanja, kao i ukupne doze [12].

### 3.1.4 Prilagodba ukupne doze zračenja

Za vrijeme bilo kojeg radiološkog snimanja potrebno je voditi računa o ukupnoj dozi zračenja koju će pacijent primiti. Prema ALARA načelu, potrebno je primijeniti što manju dozu koja će pružiti što kvalitetniju sliku. Prateći razne tehnološke napretke koji pridonose smanjenju te iste doze zračenja, dovodi se u pitanje zakonom propisana godišnja doza za javnost koja iznosi 1 mSv [14]. Zbog same činjenice da je svaki pacijent poseban i zahtjeva individualni pristup, samim time potrebna je i drugačija doza. Kako bi se ostvario optimalni iznos, potrebno je uzeti u obzir veličinu i stas pacijenta, vrstu pretrage koja će se provesti te primijenjena doza. Novi dvoizvorni CT uređaji sadrže posebne automatske programe za adaptaciju doze zračenja [14]. Osim toga, dostupni su i razni rekonstrukcijski algoritmi koji dodatno pridonose smanjenju zračenja za vrijeme snimanja, pogotovo kada su u pitanju nesuradljivi pacijenti.

Care Dose4D postiže značajna smanjenja doze automatskom prilagodbom prema veličini pacijenta uz postizanje optimalne kvalitete slike. Navedeni program uzima u obzir topogram snimanog pacijenta i prosječni napon cijevi koji se koristi za vrijeme CT snimanja. Dok stol prolazi kroz gantry, razina mAs se mijenja prema potrebi. Primjerice, područje abdomena zahtijeva veći napon cijevi nego područje toraksa [15].

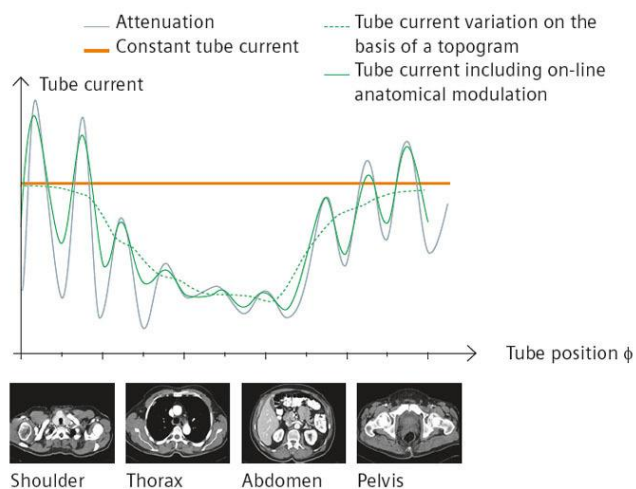
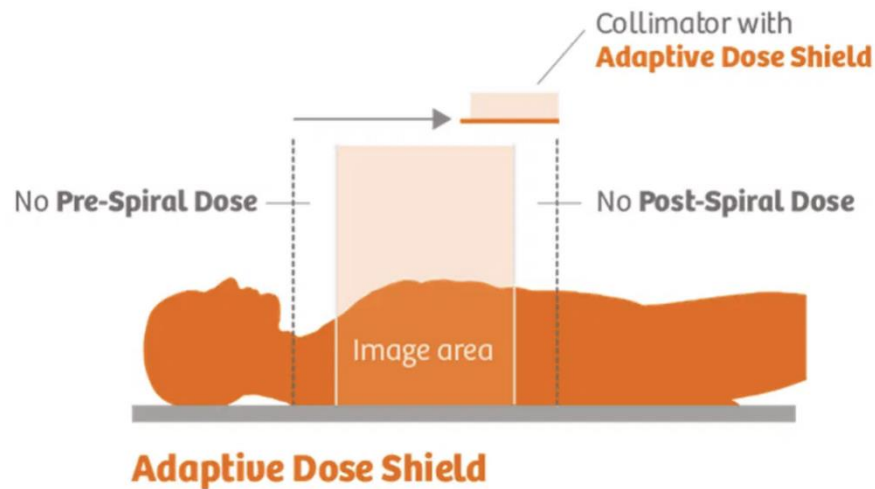


Illustration of the working principle of CARE Dose4D. With constant tube current, regions in the shoulder and the pelvis would be under-dosed, while the thorax and abdomen would be significantly over-dosed. On-line anatomical dose modulation efficiently adapts the tube current and hence the radiation dose to the patient's attenuation.

Slika 16. Princip rada CARE Dose4D

Izvor: [How Does CARE Dose4D Work? - Olympic Health Physics \(olympichp.com\)](http://www.olympichp.com)

Adaptive Dose Shield precizna je metoda koja se temelji na preciznom, brzom i neovisnom pomicanju kolimatora. Kada su u pitanju spiralni CT uređaji, događa se "over-ranging" kojeg karakterizira dodatnih pola vrtnje gantry-a na početku i kraju spirale. Baš zbog te pojave, navedeni kolimatori privremeno blokiraju one dijelove rendgenskog snopa zračenja koji se ne koriste za rekonstrukciju slike. Zahvaljujući tome, snop zračenja pada isključivo na ciljani dio tijela [14].



Slika 17. Adaptive Dose Shield

Izvor: [CARE Right - Committed to the Right Dose in CT \(siemens-healthineers.com\)](https://www.siemens-healthineers.com/care-right)

ADMIRE (*engl. Advanced Modeled Iterative Reconstruction*) napredni je iterativni rekonstrukcijski algoritam koji osigurava veću kvalitetu slike na samim rubovima organa i poboljšanu razlučivost istih. Zbog navedene karakteristike, postoji velika mogućnost da se ovaj algoritam koristi u kliničkoj praksi za identificiranje raznih lezija. Također, zbog iznimno kratkog vremena potrebnog za izradu rekonstrukcija, ADMIRE se može bez problema integrirati u svakodnevnu primjenu [14].

SAFIRE (*engl. Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction*) posebna je vrsta rekonstrukcijskog algoritma koji smanjuje šum bez remećenja kvalitete slike, a to čini uvođenjem više koraka iteracije u neobrađene podatke tijekom procesa rekonstrukcije [14].

### 3.1.2 Prednosti i nedostaci dvoizvornog CT uređaja

Tehnologija koja se skriva iza dvoizvornog CT uređaja predstavlja značajan napredak u radiološkoj dijagnostici, pružajući brojne prednosti u odnosu na tradicionalne CT uređaje.

Jedna od ključnih prednosti dvoizvornog CT uređaja je izvanredna temporalna rezolucija, koja je od izuzetne važnosti pri snimanju pokretnih organa, poput srca. Zahvaljujući dvama izvorima zračenja, kod novijih uređaja postiže se temporalna rezolucija od čak 42 ms. Pomicanje pacijenata, fiziološki pokreti organa te metalni predmeti unutar ili kraj pacijenta stvaraju artefakte koji uvelike otežavaju očitavanje slike od strane radiologa što u konačnici usporava cjelokupni proces liječenja. Koristeći razne kombinacije rada, brzina snimanja je znatno povećana, omogućavajući brže skeniranje i smanjenje vremena potrebnog za pacijenta da miruje, što je od velike važnosti kod svih vrsta pacijenata. Zbog već navedene temporalne rezolucije, omogućeno je precizno 'zamrzavanje' brzih pokreta i smanjenje artefakata uzrokovanih pokretom [12].

Druga važna prednost je smanjenje doze zračenja. Najnovija tehnologija dvoizvornih CT uređaja omogućuje kvalitetne slike uz znatno manje doze zračenja, čime se smanjuje potencijalni rizik od dugoročnih štetnih učinaka. To je posebno važno kod pacijenata koji zahtijevaju višestruka snimanja, poput onkoloških bolesnika ili kod osjetljivih skupina kao što su djeca. Kvaliteta slike koju dvoizvorni CT pruža je izuzetna, s visokom prostornom razlučivošću koja omogućuje detaljan prikaz unutrašnjih struktura tijela. Ova visoka kvaliteta slike je ključna za preciznu dijagnozu i praćenje različitih medicinskih stanja [12].

Uz to, dvoizvorni CT uređaji često sadrže napredne algoritme i umjetnu inteligenciju koja optimizira parametre skeniranja za svakog pojedinog pacijenta, dodatno poboljšavajući kvalitetu slike i smanjujući dozu zračenja. Ova personalizacija skeniranja je posebno korisna u složenim slučajevima gdje standardni protokoli možda nisu dovoljni. Sve ove prednosti čine dvoizvorni CT uređaj iznimno vrijednim alatom u modernoj medicini, omogućavajući brže, sigurnije i preciznije dijagnostičke postupke, što u konačnici vodi boljem ishodu za pacijente.

Dvoizvorni CT uređaji također posjeduju i neke nedostatke. Kada su u pitanju sve ključne karakteristike, kao u svakom tehnološkom razvoju treba težiti prema još boljim rezultatima. Poželjno je da doze zračenja padnu na minimum koji bi omogućio rutinsko provođenje dijagnostičkog postupka bez velike brige oko ukupne doze koju je neki pacijent primio u određenom periodu. Zbog svoje cijene i dostupnosti, implementacija dvoizvornog



CT uređaja za neke je još uvijek samo ideja. Također, potrebna je dodatna edukacija i osposobljavanje medicinskog osoblja za svakodnevno korištenje navedenog uređaja [10].

## 4. ZAKLJUČAK

Dvoizvorni CT uređaji predstavljaju vrijedan alat u modernoj medicini, čije prednosti nadmašuju nedostatke, posebice kada su u pitanju kompleksne pretrage i pacijenti. S napretkom u detektorskoj tehnologiji i sposobnostima obrade slike, dvoizvorni CT uređaji postaju sve sofisticiraniji, omogućujući brže skeniranje s manjom dozom zračenja za pacijente. Zahvaljujući velikoj brzini, snazi i preciznosti, omogućili su postizanje visokokvalitetnih rezultata čak i kod izazovnih trenutaka. Zbog unapređenja niza bitnih karakteristika, posebice temporalnoj rezoluciji, cjelokupno liječenje pacijenata postalo je kvalitetnije. S obzirom na trenutne mogućnosti koje pruža dvoizvorni CT uređaj, daljnjim razvojem i dolaskom novih tehnologija može se očekivati da će dvoizvorni CT uređaji postati standard u mnogim područjima medicine, pružajući preciznije informacije koje će pomoći u personaliziranom pristupu liječenja pacijenata.

## 5. LITERATURA

1. Janković S, Mihanović F. i suradnici. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split; 2015.
2. Janković S, Mihanović F. Uvod u radiologiju. Split; 2014.
3. Mandarić S. Povijest kompjuterizirane tomografije. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija. Split, 2023. Nastavni materijali, Power Point prezentacija.
4. Batinić T. Generacije CT uređaja.. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija. Split, 2023. Nastavni materijali, Power Point prezentacija.
5. Aličić L. Primjena dvoizvornog CT uređaja s različitim energijama [Diplomski rad]. Split: Sveučilište u Splitu; 2016 [pristupljeno 04.04.2024.] Dostupno na: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:176:022938>
6. Štula I. Dual CT. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija. Split, 2023. Nastavni materijali, PowerPoint prezentacija.
7. Oncology Medical Physics.. Duluth. Oncology Medical Physics. 2017. CT Artefacts . [pristupljeno 10.04.2024.]. Dostupno na: [CT Artifacts | OncologyMedicalPhysics](#)
8. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics. 2004 Nov-Dec;24(6):1679-91. doi: 10.1148/rg.246045065.
9. Carrascosa, P.M., Garcia, M.J., Cury, R.C., Leipsic, J.A. (2015). Dual Energy CT. In: Carrascosa, P., Cury, R., García, M., Leipsic, J. (eds) Dual-Energy CT in Cardiovascular Imaging. Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-21227-2\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-21227-2_2)
10. Schmidt B, Flohr T. Principles and applications of dual source CT. Phys Med. 2020 Nov;79:36-46. doi: 10.1016/j.ejmp.2020.10.014.
11. Siemens Healthineers. The Stellar Detector. [pristupljeno 20.04.2024.]. Dostupno na: [The Stellar detector - Siemens Healthineers USA \(siemens-healthineers.com\)](#)
12. Siemens Healthineers. Dual Source CT. [pristupljeno 22.04.2024.]. Dostupno na: [Dual Source CT - Siemens Healthineers Croatia \(siemens-healthineers.com\)](#)
13. Mayo Clinic. 128- slice Dual Source CT: How Does it Work and What Can it Do. [pristupljeno 23.04.2024.]. Dostupno na: [Bruesewitz-3074799\\_F.indd \(mayo.edu\)](#)

14. Siemens Healthineers. CARE Right – Committed to the Right Dose in CT. [pristupljeno 23.04.2024.]. Dostupno na: [CARE Right - Committed to the Right Dose in CT \(siemens-healthineers.com\)](https://www.siemens-healthineers.com)

15. Siemens Healthineers. How Does CARE Dose4D Work. [pristupljeno 25.04.2024.]. Dostupno na: [How Does CARE Dose4D Work? - Olympic Health Physics \(olympichp.com\)](https://www.olympichp.com)

## **6. ŽIVOTOPIS**

### **Osobni podaci:**

Datum rođenja: 21.05.2002.

Mjesto rođenja: Split, 21000

### **Obrazovanje:**

2009.-2017. Osnovna škola „Bol“ , Split

2017.-2021. Prirodoslovna škola Split – gimnazijski smjer, Split

2021.-2024. Sveučilište u Splitu, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija: Radiološka tehnologija

### **Studentske aktivnosti:**

2021.-2024. Predstavnica studenata radiološke tehnologije

### **Osobne vještine i kompetencije:**

Vozačka dozvola B kategorije

Rad na računalu: Microsoft Word, PowerPoint i Excel

Strani jezici: Engleski jezik u govoru i pismu