

# Reformacijske tehnike kod kompjuterizirane tomografije

---

**Petričević, Marina**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2019**

*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:176:352265>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-04-02**

*Repository / Repozitorij:*



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



SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

PREDDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Marina Petričević**

**REFORMACIJSKE TEHNIKE KOD  
KOMPJUTORIZIRANE TOMOGRAFIJE**

**Završni rad**

Split, 2019.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

PREDDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Marina Petričević**

**REFORMACIJSKE TEHNIKE KOD  
KOMPJUTORIZIRANE TOMOGRAFIJE  
COMPUTED TOMOGRAPHY REFORMATION  
TECHNIQUES**

**Završni rad/ Bachelor's Thesis**

Mentor:

**Doc. dr. sc. Ivana Štula**

Split, 2019.

## Sadržaj:

1. Uvod.....	1
2. Povijest kompjutorizirane tomografije.....	2
3. Princip rada kompjutorizirane tomografije .....	4
4. Rekonstrukcija slike .....	5
5. Projekcijski podaci ( <i>Projection data set</i> ).....	6
6. Volumetrijski podaci ( <i>Volumetric data set</i> ).....	7
7. Debljina sloja.....	7
7.1. Kolimacija.....	8
7.2. Omjer pomaka stola i širine kolimacije snopa ( <i>Pitch</i> ).....	9
7.3. Rekonstrukcijski interval ( <i>Increment</i> ) .....	9
8. Radonova transformacija.....	10
9. Obrada sirovih podataka ( <i>preprocessing</i> ) .....	11
9.1. Interpolacija .....	11
10. Matematičke rekonstrukcije slike.....	12
10.1. Projekcija unaprijed ( <i>Forward projection</i> ) .....	12
10.2. Jednostavna projekcija unazad ( <i>Back projection</i> ).....	12
10.3. Algoritmi iterativne rekonstrukcije .....	13
10.4. Analitički algoritmi .....	14
10.5. Kerneli.....	17
11. Reformacije CT slike ( <i>Postprocessing imaging</i> ).....	18
12. Multiplanarne reformacije (MPR; <i>Multipanar Reformations</i> ).....	19
12.1. Kosa reformacija ( <i>Oblique reformation</i> ).....	20
12.2. Zakrivljena planarna reformacija (CPR; <i>Curved-planar Reformation</i> ) .....	21
13. AIP ( <i>Average Intensity Projection</i> ) .....	22

13.1.	MIP ( <i>Maximum Intensity Projection</i> ) .....	23
13.2.	MinIP ( <i>Minimum Intensity Projection</i> ).....	24
14.	Segmentacija ( <i>Segmentation</i> ) .....	25
14.1.	Uređivanje područja od interesa ( <i>Region of interest editing</i> ) .....	26
14.2.	Prag neprozirnosti ( <i>Opacity threshold</i> ).....	27
15.	Tehnika površinskog renderiranja - SSD ( <i>Shaded Surface Display</i> ) .....	28
16.	Tehnika volumnog renderiranja - VRT ( <i>Volume Rendering Tehnique</i> ).....	30
16.1.	Ortografsko volumno renderiranje ( <i>Orthographic volume rendering</i> ).....	32
16.2.	Perspektivno volumno renderiranje ( <i>Perspective volume rendering</i> ) – Virtualna endoskopija .....	32
17.	CT perfuzija ( <i>CT perfusion</i> ) .....	34
18.	Zaključak .....	35
19.	Literatura .....	36
20.	Sažetak.....	38
20.1.	Ključne riječi .....	38
21.	Summary.....	39
21.1.	Keywords .....	39
22.	Životopis.....	40

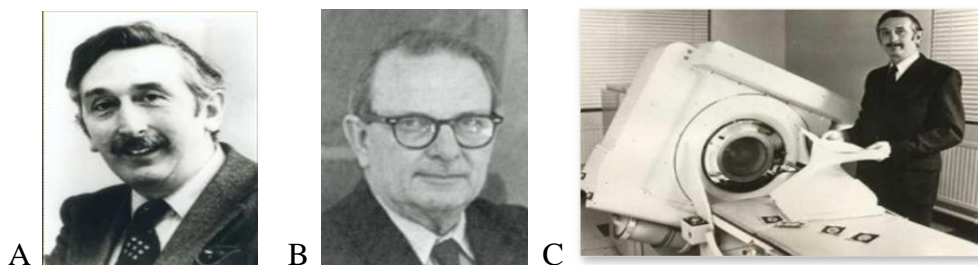
## 1. Uvod

Kompjutorizirana tomografija je složena dijagnostička metoda koja omogućuje izvanredan prikaz anatomskih detalja organa unutar ljudskog tijela koristeći se snimkama poprečnih presjeka. Prva je korištena radiološka pretraga koja je osiguravala isključivo digitalne snimke umjesto dobro poznatih klasičnih analognih slika. Poprečni, ili drugim nazivom aksijalni presjeci, sadržavaju puno više informacija od klasičnih rendgenskih snimki. Kada se skupi dovoljan broj uspješnih snimki presjeka na računalo kompjutorizirane tomografije, daljnjom rekonstrukcijom mogu se digitalno ukomponirati u trodimenzionalne snimke snimanog područja što omogućava lakšu identifikaciju i lokalizaciju osnovnih anatomskih struktura, ali i mogućih tumora i patoloških struktura.

Razvojem moderne tehnologije nastale su modernije generacije CT uređaja. Sa svakom generacijom dolazili su novi i složeniji softverski programi što je olakšalo korištenje reformacijskih tehnika. Posebno možemo izdvojiti razvoj spiralnog CT uređaja čija je odlika da za razliku od konvencionalnih CT uređaja, koji snimaju određeno polje snimanja sloj po sloj, ima mogućnosti snimanja ispitivanog dijela tijela spiralnim rotiranjem i rendgenske cijevi i detektora oko tijela. Reformacijske tehnike omogućavaju ne samo bolju vizualizaciju anatomskog prikaza ljudskog tijela već i vizualizaciju i lakše prepoznavanje abnormalnosti te patoloških promjena ljudske strukture. U budućnosti će ovaj dio radiologije umjesto liječnika preuzeti i obavljati radiološki tehnolozi samostalno. Stoga sam temu odabrala kako bi taj naizgled složen proces pokušala što jednostavnije prikazati i objasniti.

## 2. Povijest kompjutorizirane tomografije

Kompjutorizirana tomografija (*Computed tomography*; CT) prvotno zvana *CAT* (*Computed axial tomography*) iz razloga što se snimanje obavlja u aksijalnim slojevima. Naziv proizlazi iz grčkih riječi „*tomos*“, što znači sloj, te „*graphein*“, što u prijevodu znači opisivati. Iako je povijest radiologije započela već davne 1895. godine, kada je *Wilhelm Conrad Röntgen* otkrio i opisao rendgenske zrake. Osnovu za CT uređaj postavio je matematičar *J.H.Radon* tek 1917. godine. Naime, u svom je istraživanju dokazao da se iz velikog broja jednodimenzionalnih projekcija objekta, napravljenih iz velikog broja kutova, može rekonstruirati njegova slika. Najvažnije otkriće za razvoj CT uređaja je bio razvoj prvog tržišnog mikroprocesora 1971. godine, jer se s tim razvila i četvrta generacija računala, osnova CT uređaja kao prve digitalne radiološke metode. Elektroinženjer, *G.N. Hounsfield*, zaposlenik tvrtke *EMI (Electrical and Musical Industries)*, 1969. godine konstruirao je prvi praktično upotrebljivi uređaj za kompjutoriziranu tomografiju. Njemu u čast, jedinice gustoće na CT uređaju zovu se *Hounsfieldove jedinice (Hounsfield Units; HU)*. Nadalje, 1979. godine, *Allan M. Cormack* i *Godfrey N. Hounsfield* zajedno su dobili Nobelovu nagradu za medicinu i fiziologiju „za otkriće kompjuterski asistirane tomografije, revolucionarne radiološke metode osobito u istraživanju bolesti nervnog sistema“. [1]



**Slika 1.** (A) Dobitnici Nobelove nagrade *Godfrey N. Hounsfield* i (B) *Allan M. Cormack*. [1]  
(C) *G. N. Hounsfield* i njegov prvi CT uređaj konstruiran 1969. godine. [1]

Dalje kroz povijest kako se tehnologija usavršavala tako su se i mijenjali uređaji za kompjutoriziranu tomografiju. Kategorizirani su u sedam generacija, a ona se zasniva na visini tehničkog razvoja cijevi i detektora te načina njihovog kretanja. Prva i druga generacija radila je na principu translacije - rotacije rendgenske cijevi. Kod prve je jedan uski pravokutni snop zraka (kolimirani rtg. snop – *pencil beam*) mogao biti usmjeren

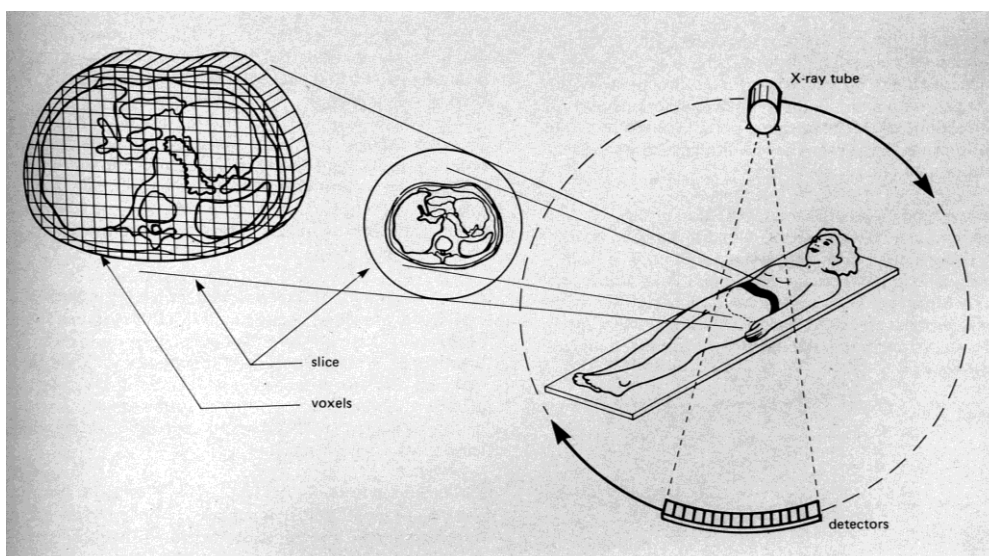
prema detektoru (1-3) i izvršiti snimanje. Nakon završenog jednog snimanja, cijev i detektor se rotiraju za 1 stupanj i tako sve do 180 stupnjeva. Najveći nedostatak je dugo vrijeme ekspozicije, 3-5 minuta za jedan sken što je zahtijevalo dugo mirovanje pacijenta, stoga je ograničeno samo na neurološke pretrage. Kod druge generacije koristi se veći broj detektora (do 30) te lepezasti snop (*fan beam*) rendgenskih zraka, smanjujući vrijeme snimanja i doze zračenja za pacijenta. Rotacija između svake translacije je iznosila 10 stupnjeva, a skeniranje jednog sloja trajalo 20 sekundi. Poboľšana je i kvaliteta slike te je omogućeno snimanje i ostatka tijela. Kod treće generacije uređaja se rendgenska cijev, lepezastog snopa zraka, s detektorima (i do 750), poredanih u „savijeno“ polje, rotira oko snimanog objekta. Smanjeno vrijeme skeniranja (1 do 10 s) smanjilo je broj artefakata. Kod četvrte generacije cijev rotira oko pacijenta dok su detektori stacionarni. Povećani broj detektora prstenasto su poredani tvoreći kružnicu. Peta generacija (*Ultrafast/Electron beam CT*) razlikuje se jer ne koristi rendgensku cijev kao izvor zračenja već akcelerator elektrona. Elektroni se ubrzavaju u vakuumu te se pomoću elektromagnetskog polja usmjeravaju na polukružnu fiksnu anodu koja je smještena u kućištu ispod pacijenta. Zbog kratkog vremena snimanja (0,03s) te poboljšane temporalne rezolucije koristio se za kardiološke pretrage. Šestom generacijom započinje nova era CT uređaja, tzv. spiralni CT uređaji. Zahvaljujući „*slip ring*“ tehnologiji omogućeno je konstantno gibanje rtg. cijevi bez prestanka. [1] [2]

U dosadašnjim generacijama snimanje se obavljalo sloj po sloj. Tijekom rotacije se na posebnom bubnju na uređaju namotavali kabeli, koji su dopremali uređaju električnu energiju, zatim bi se za snimanje novog sloja rendgenska cijev rotirala tako da bi se kabeli odmotavali. Kod spiralnog CT uređaja se stol s pacijentom kreće konstantnom brzinom, kao i cijev i detektori, te se umjesto snimanja sloj po sloj prikupljaju podaci o volumenima tkiva. U odnosu na tijelo pacijenta, cijev formira spiralu, odakle i naziv ovoj vrsti CT uređaja. Sedma generacija se naziva višeslojni (MSCT; *multislice*) ili višedetektorski (MDCT; *multidetector*) CT zbog toga što ju karakterizira korištenje više detektora koji su poredani u više redova čime je omogućeno snimanje više slojeva istovremeno. Nadalje, kao najnoviju tehnologiju možemo istaknuti *DSCT*(*dual- source*) uređaj. Karakteriziraju ga korištenje dvije rendgenske cijevi i korespondirajući detektori. Detektori su postavljeni pod kutom od 90 stupnjeva te se podaci mogu skupiti za četvrtinu kruga. [1] [2]



### 3. Princip rada kompjutorizirane tomografije

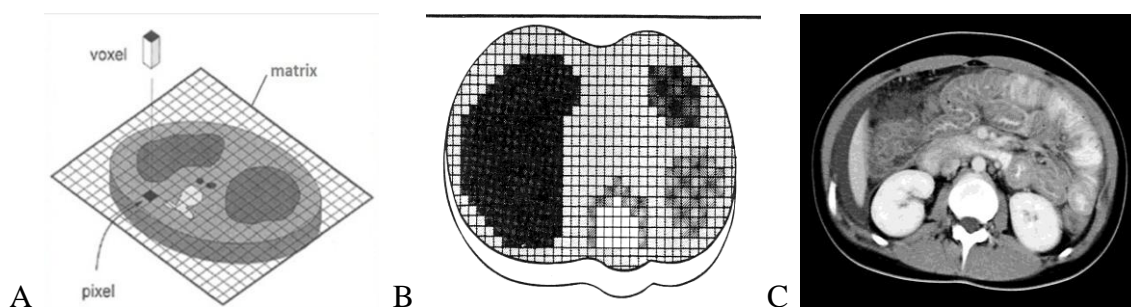
Kompjutorizirana tomografija, kao i drugi radiološki uređaji, za izvor zračenja koristi rendgensku cijev koja proizvodi ionizirajuće x-zračenje. Osnova ove tehnologije je da se rendgenska cijev rotira oko pacijenta, odnosno, željenog područja snimanja. Rendgenske zrake prolaze kroz snimani objekt u poprečnom presjeku te prolazeći kroz tkiva različitih organa različito se atenuiraju. Zračenje koje prođe kroz snimani dio registrira se detektorima CT uređaja te se pretvara u električne signale (voltažu) koja je proporcionalna količini atenuacije. Do atenuacije dolazi zbog toga što tkivo djelomično apsorbira, a djelomično propušta rendgensko zračenje. Ovisno o intezitetu snopa rendgenskih zraka te atomskoj gustoći tkiva dobivamo različitu prodornost zračenja. Atenuacija se izražava CT brojem ili Hounsfieldovom jedinicom (HU; *Hounsfield unit*), nazvanom po izumitelju kompjutorizirane tomografije. Raspon jedinica se kreće od -1000 do +3000 te određeni broj odgovara određenoj vrsti tkiva. Kao na primjer, atenuacijski broj za vodu je 0 H.U, za plin -1000 H.U, za mast -100 H.U, za parenhimatozne organe 40 do 80 H.U, a za koštano tkivo iznosi od 800 do 3000 H.U. Naime, noviji CT uređaji imaju proširen raspon CT broja koji se kreće od -10000 do +30000 H.U, što omogućuje bolji prikaz, npr., metalnih implantata, umjetnih kukova, i sl. [3]



**Slika 2.** Osnovni princip rada CT-a. Rendgenske cijevi i detektori rotiraju oko pacijenta. [4]

#### 4. Rekonstrukcija slike

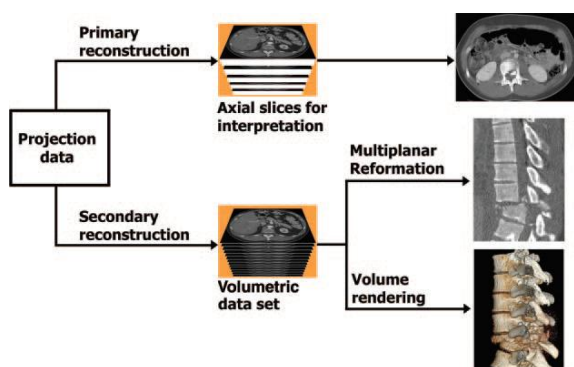
Nakon što atenuirane rendgenske zrake prođu kroz tijelo i padnu na detektor, na red dolaze analogno-digitalni konverteri koji atenuaciju pretvaraju u proporcionalan napon. Digitalni podaci dobiveni iz detektora se šalju u kompjutorske jedinice gdje se obavlja stotine tisuća matematičkih operacija čime se kao rezultat dobiva rekonstrukcija koeficijenata apsorpcije rendgenskih zraka iz jednog sloja tijela. Složenim matematičkim algoritmima izračunava se koeficijent atenuacije za svaki vokal. CT slika se sastoji od niza malih kvadratića koji čine jednu cjelinu koja se naziva matriks slike. Ovisno o kvaliteti CT uređaja matriks može biti različitih veličina, npr. 256x256, 1024x1024, i tako dalje. Što je matrica slike veća, odnosno, ima veći broj malih kvadratića, rezolucija slike će biti bolja. Dijelovi matriksa, mali kvadratići, zovu se pikseli, te svaki piksel predstavlja sićušni blok tkiva nazvan vokal. Naime, svakom pikselu unutar matriksa slike se dodaje određena nijansa sive boje koja predstavlja stupanj atenuacije rendgenskih zraka u vokselu, odnosno, određena nijansa sive boje odgovara određenom iznosu napona. Stupanj atenuacije rendgenskih zraka proporcionalan je određenom CT broju, tj. Hounsfieldovoj jedinici (*Hounsfield unit, HU*). Konačno, vrijednosti apsorpcije rendgenskih zraka u tankim transverzalnim slojevima tijela pacijenta prikazuju se slikovno na TV ekranu primjenom sive skale. Dobivena slika se prenosi dalje na medije pohranjivanja. [4]



**Slika 3.** Osnovne komponente od kojih se sastoji CT slika. Atenuaciji rendgenskih zraka u određenom vokselu pridodaje se određena nijansa sive boje piksela unutar matriksa. [4]

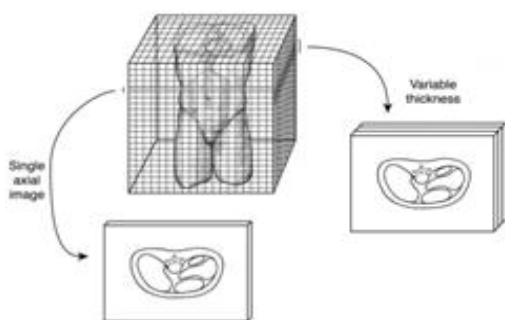
## 5. Projekcijski podaci (*Projection data set*)

Sirovi podaci produkt su CT akvizicije prije obrađivanja matematičkim algoritmima i rekonstrukcijama. Postoje samo u obliku pravaca integrala i ne možemo ih nikad vidjeti direktno, ali se koriste za rekonstrukciju aksijalnih snimki. U većini slučajeva, zbog njihove veličine, nije praktično spremanje svih projekcijskih podataka pa se nakon nekog vremena trajno brišu. Stoga je vrijeme za rekonstrukciju volumetrijskih podataka ograničeno. Kako bi se zadržala dobra kontrastna rezolucija danas se i dalje za aksijalne prikaze koriste slojevi debljine 3-5 mm (*thick sections*), dok je za reformacijske slojeve idealna debljina oko 1 mm (*thin sections*). [5]



**Slika 4.** Shematski prikaz rekonstrukcije dviju odvojenih skupina podataka iz sirovih. Prva skupina se odnosi na podatke za primarne aksijalne interpretacije, dok drugoj skupini pripadaju volumetrijski podaci za MPR i 3D reformacije. [5]

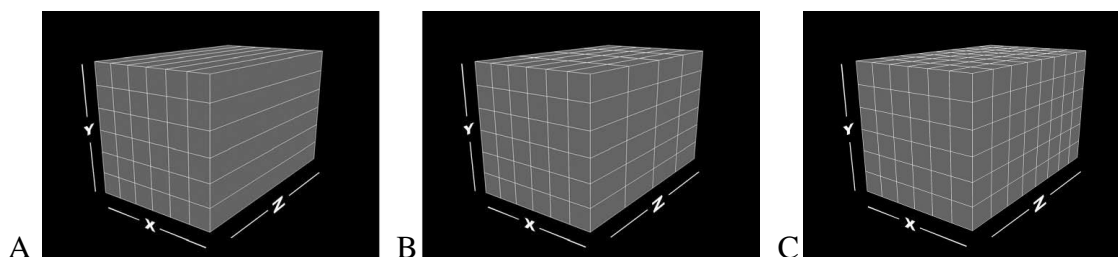
Problem debljine sloja danas je riješen korištenjem tehnike *variable thickness viewing* kada se CT snimanje obavlja najtanjim mogućim slojevima te se za dobivanje debljih aksijalnih presjeka dva ili više tanka sloja spajaju u jedan. Za prikupljanje podataka tanjih slojeva smanjuje se i količina miliamper sekundi (mAs), stoga uz korištenje konfiguracijskih detektora efikasnih za niže doze, doza zračenja neće biti značajno povećana. [6]



**Slika 5.** Snimke presjeka su dobivene snimajući tanje slojeve nižim miliamper sekundama te zatim spajanjem više tanjih slojeva (dva ili više) u jedan deblji sloj. Ova metoda omogućava stvaranje slika visoke kvalitete u odnosu na snimke iste debljine snimljene klasičnim načinom rada. [6]

## 6. Volumetrijski podaci (*Volumetric data set*)

Volumetrijski podaci su zasebna skupina podataka tankih slojeva koja se rekonstruira iz sirovih podataka te se koristi za multiplanarne i trodimenzionalne reformacije. Kako bi se sačuvala kontrastna rezolucija na primarnim aksijalnim presjecima i dalje se rekonstruiraju relativno deblji slojevi najčešće 3-5 mm. Naime, kako ne bi došlo do deformacije slike tijekom reformacijskih tehnika širina slojeva mora biti približno jednaka veličini piksela. Koristeći polje snimanja (FOV; *field of view*) veličine 30-40 cm rezultira pikselima veličine 0.5-0.8 mm na aksijalnim presjecima. Stoga je potrebna debljina sloja od 0.5-0.8 mm za stvaranje podataka slične prostorne rezolucije u svim dimenzijama. Takvi podaci se zovu izotropni podaci, suprotno njima imamo anizotropne podatke. [5]



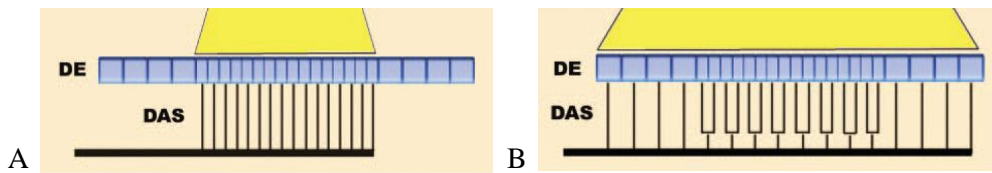
**Slika 6.** Izotropni i anizotropni voksel. (A) CT presjeci debljine sloja 5mm, veličine matriksa 512x512, daju anizotropne podatke. Veličina piksela je 0.625 mm dok je dubina vokselu (debljina sloja) 5 mm. Moguće su dobre aksijalne snimke, ali podaci ograničavaju reformacijske tehnike. (B) 16-slojni CT uz korištenu široku kolimaciju snopa daje anizotropne podatke. Dubina vokselu od 0.625 mm dvostruko je veća od veličine piksela od 0.625 mm. (C) 16-slojni CT uz korištenu usku kolimaciju daje izotropne podatke. Voksel je relativno simetričan u svim dimenzijama (0.625 mm) te su to izvrsni podaci za stvaranje MPR i 3D reformacija. [5]

## 7. Debljina sloja

Debljina sloja odgovara dužini svakog segmenta volumena pojedinačno iz kojeg se prikupljaju podaci o vokselu za izračun vrijednosti piksela. [5] Volumen tkiva koji će uključivati jedan sloj možemo odrediti uz pomoć parametara kao što su kolimacija, rekonstrukcijski interval (*increment*) te *pitch*.

## 7.1. Kolimacija

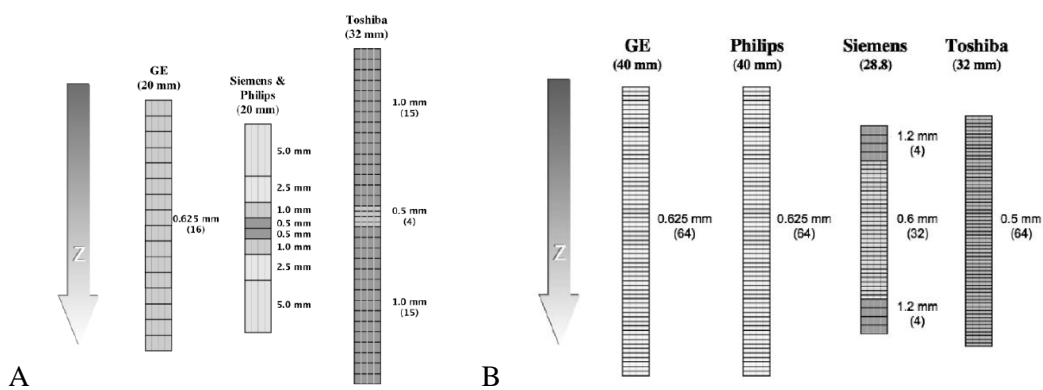
Kolimacija općenito označava određivanje širine snopa rendgenskih zraka uz pomoć olovnih pločica koje se nalaze na izlazu rendgenske cijevi. Koristeći široku (*wide*) ili usku (*narrow*) kolimaciju određujemo veličinu volumena objekta koji će se zračiti tijekom pretrage. Međutim, kod CT uređaja kolimacija može određivati i minimalnu debljinu sloja koja može biti rekonstruirana iz akvizicijskih podataka. To je određeno individualnošću prikupljanja podataka detektorskih redova. [5]



**Slika 7.** Određivanje minimalne debljine sloja kolimacijom kod 16-slojnog CT uređaja.

(A) Koristeći usku kolimaciju središnji redovi detektora prikupljaju podatke individualno te kao rezultat imamo 16 tanjih slojeva. (B) Koristeći široku kolimaciju manji središnji redovi se udružuju u parove te skupa prikupljaju podatke te dobivamo duplu debljinu sloja širine kao veći redovi na krajevima. [5]

Međutim, bitno je naglasiti da danas razvojem tehnologije postoje različite veličine redova detektora što ovisi o proizvođaču uređaja. Danas se koriste uređaji kod kojih su redovi detektora istih veličina te se tanki slojevi mogu rekonstruirati neovisno koristeći ili široku ili usku kolimaciju.

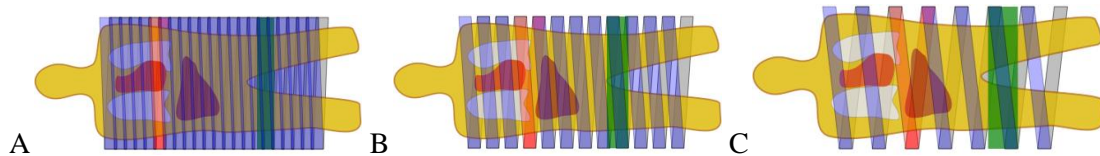


**Slika 8.** Različite veličine detektora kod uređaja različitih proizvođača. (A) Upotrebom različitih veličina redova detektora možemo dobiti različite debljine snimanog sloja. Za potrebu snimanja tanjih slojeva koriste se samo centralni detektorski elementi. (B) Primjer detektora različitih proizvođača za 64-slojno CT snimanje. [7]

## 7.2. Omjer pomaka stola i širine kolimacije snopa (*Pitch*)

U današnje vrijeme koriste se spiralni CT uređaji kod kojih se tijekom snimanja rotira skener te pomiče stol. Kao rezultat dobivamo spiralni put skenera te se presjeci rekonstruiraju iz dviju pojedinačnih projekcija od  $180^\circ$  koristeći interpolacijski algoritam. [8] Više o interpolaciji bit će objašnjeno u sljedećem poglavlju.

*Pitch* je omjer pomaka stola za vrijeme jedne rotacije rendgenske cijevi te širine kolimacije snopa. Ako *pitch* iznosi 1, onda sljedeći sloj počinje odmah pokraj mjesta gdje je započeo prethodni, bez prostora (*gap*) između. Ako je *pitch*  $> 1$ , onda postoji prostor između spirala tijekom snimanja, ali ne i između rekonstrukcija. Međutim, ako je *pitch*  $< 1$ , onda prostora nema već se susjedne spirale preklapaju. [8]



**Slika 9.** Ilustracija rada spiralnog CT uređaja. Crveno je obojana jedna rotacija rendgenske cijevi od  $360^\circ$ , dok je zeleno označen sloj tkiva rekonstruiran iz dvije projekcije od  $180^\circ$ .

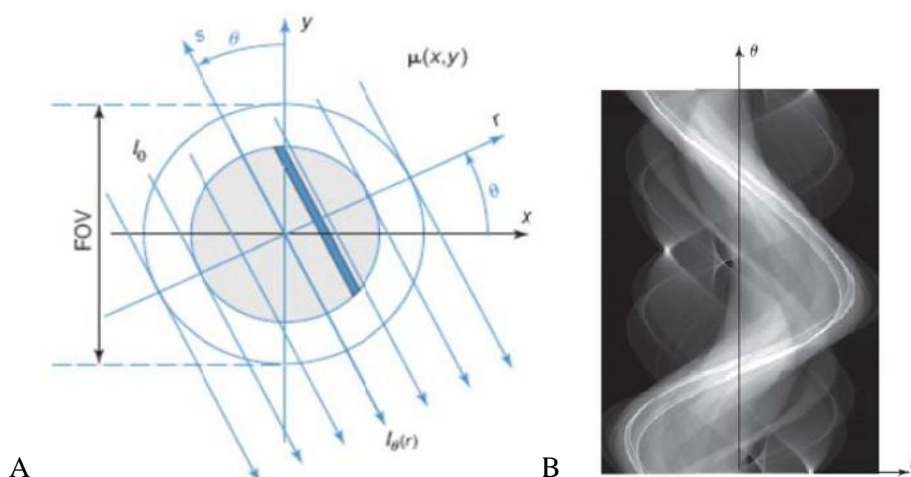
Presjeci kod spiralnog CT uređaja su rekonstruirani iz interpolacijskih podataka dviju projekcija pojedinačno od  $180^\circ$  što uzrokuje širenje sloja jer je količina tkiva neznatno veća od kolimacije. Također, na slici vidimo princip akvizicije podataka kod tri primjera različite veličine *pitch*-a. (A) Kada *pitch* iznosi 0.8 imamo preklapanje slojeva, kada *pitch* iznosi (B) 1.5, odnosno (C) 2.5, postoji prostor (*gap*) između spirala. [8]

## 7.3. Rekonstrukcijski interval (*Increment*)

Rekonstrukcijski interval ili *increment* predstavlja udaljenost duž z-osi između dvaju susjednih aksijalnih presjeka te ne ovisi o debljini sloja. [5] Određen je softverom iz sirovih podataka stoga su rekonstrukcije moguće u bilo kojoj veličini intervala. Može biti manji od debljine snimanog sloja, ali i manji od širine kolimacije. Širine sloja uvijek ostaju iste samo se mijenja širina razmaka između njih. Korištenjem manjeg rekonstrukcijskog intervala poboljšava se prostorna rezolucija. [8] Kada su debljina aksijalnog sloja i interval identični, snimanje se odvija kontinuirano. Za potrebe trodimenzionalnih reformacija koriste se preklapajući intervali za 50% manji od debljine sloja. [5]

## 8. Radonova transformacija

Radonova transformacija (RT) predstavlja matematičku podlogu za rekonstrukciju presjeka objekta iz više projekcija i osnova je svih rekonstrukcija slike kod kompjutorizirane tomografije. Rotiranjem izvora i detektora dobivaju se atenuacije zračenja za neki objekt iz raznih projekcija. Ako želimo saznati koliki je apsorpcijski koeficijent zračenja u točki  $(x, y)$  objekta potreban nam je algoritam koji povezuje atenuaciju zračenja u svakoj točki projekcije s točkom  $(x, y)$ . Radonova transformacija predstavlja linijski integral uzduž linije pod određenim kutom u odnosu na os  $y$  i određenom udaljenošću od ishodišta. Točka u prostornoj domeni  $(x, y)$  odgovara sinusoidi u projekcijskoj domeni. Radonova transformacija predstavlja transformaciju funkcije  $f(x, y)$  u njen sinogram  $p(r, \theta)$ . [4]



**Slika 10.** Ilustracija Radonove transformacije. (A) Koordinatni sustav  $(x, y)$  paralelan u odnosu na snimani objekt te koordinatni sustav  $(r, s)$  paralelan u odnosu na detektor zračenja. Sustav  $(x, y)$  prikazuje raspodjelu linearnih koeficijenata slabljenja  $\mu(x, y)$ , a oni koji su izvan kružnice FOV-a (*field of view*) jednaki su nuli. Snop zračenja, inteziteta  $I_0$ , upada pod kutom  $\theta$  u odnosu na os  $y$ . (B) Slika sinograma. [9]

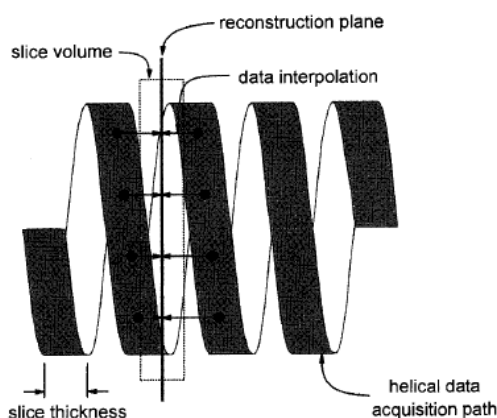
Ako se funkcija inteziteta slabljenja zračenja na detektoru za neku točku  $(x, y)$  prikaže za sve kutove dobit ćemo krivulju oblika sinusoida zbog čega se i zove sinogram. [4]

## 9. Obrada sirovih podataka (*preprocessing*)

Sirovi podaci dobiveni CT skeniranjem objekta prije nego uđu u procese rekonstrukcije slike prolaze određene procese obrade. [10]

### 9.1. Interpolacija

Proces je karakterističan za spiralne CT uređaje gdje izvor kruži oko objekta tako da tvori spiralu. Međutim, rekonstrukcijski algoritmi pretpostavljaju da je put izvora kružnica, stoga su spiralni CT podaci prije stvarnih rekonstrukcija, procesom interpolacije, prevedeni u serije aksijalnih skupova podataka. [10] Vrijednost točaka (volumena) u aksijalnom sloju pretpostavlja se na temelju poznavanja susjednih točaka (volumena) iz spiralnog skupa podataka.



**Slika 11.** Proces rada interpolacije. Tijekom spiralnog CT skeniranja, akvizicija podataka se vrši iz spiralne putanje izvora. Prije rekonstrukcije, spiralni podaci su interpolirani u aksijalne slojeve područja od interesa. [10]

Nakon obrade sirovih podataka, planarni projekcijski podaci (predprocesirani sinogrami) se koriste za rekonstrukciju pojedinačnih tomografskih slika.

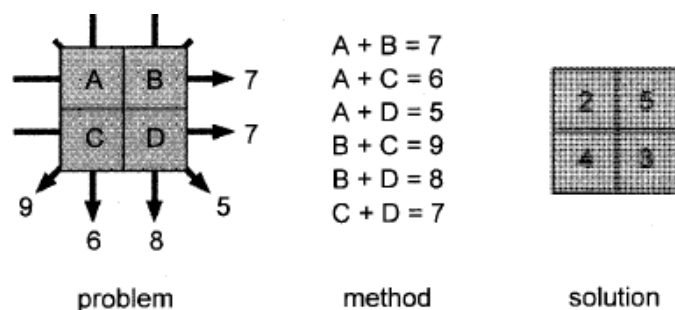


## 10. Matematičke rekonstrukcije slike

Poznavajući intezitet upadnog zračenja, debljinu vokselu i njegov položaj, te ako izmjerimo intezitet izlaznog zračenja, možemo lako izračunati koeficijent atenuacije za svaki voksel. [4]

### 10.1. Projekcija unaprijed (*Forward projection*)

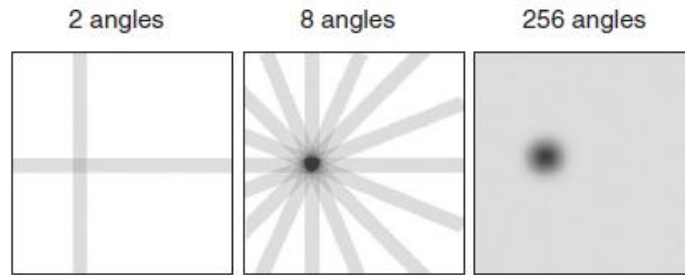
Kao uvod možemo objasniti najjednostavniji primjer računanja atenuacijskih vrijednosti na temelju slike koja se sastoji od četiri piksela. Metoda se zove projekcija prema naprijed (*forward projection*). [10]



**Slika 12.** Podaci o apsorpciji rendgenskih zraka nekog vokselu se zbrajaju te zatim matematički pojednostavljaju. Kada je u pitanju mali broj vokselu jednostavno je za izračunati, međutim nije moguće ukoliko se radi o nekoliko stotina tisuća piksela (512x512; 1024x1024). [4][10]

### 10.2. Jednostavna projekcija unazad (*Back projection*)

Matematički proces baziran na trigonometriji više se ne koristi kod komercijalnih uređaja. Obrnuti je proces od metode projekcije unaprijed, možemo ju usporediti s matematičkom igrom sudoku. [10] Rekonstrukcija slike se obavlja tako da se određenoj liniji  $(r, \theta)$  dodijele vrijednosti sinograma  $p(r, \theta)$  za sve točke  $(x, y)$  duž te linije. Poznavajući put kretanja te kut upada svake zrake individualne vrijednosti  $\mu$  obavlja se akvizicijski proces u suprotnom smjeru. Započinje praznom slikom, matriksom slike nultih vrijednosti svih piksela. Vrijednost  $\mu$  svake zrake je nadodana svim pikselima koji se nalaze u liniji kojom putuje ta zraka. Ovaj postupak se ponavlja za sve vrijednosti  $\theta$  iz intervala od 0 do  $\pi$ , nakon kojih se dobije konačna slika. [4] [10]



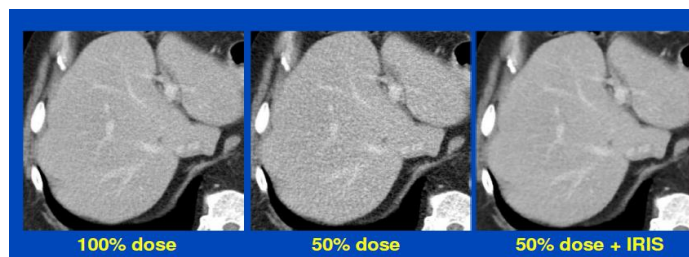
**Slika 13.** Jednostavna projekcija unazad. Pogled na objekt iz samo dva kuta, no za dobivanje konačne slike potrebno je mnogo projekcijskih kutova. Na kraju dobijemo konačnu sliku objekta. [11]

Međutim, zbog toga što se projekcija unazad obavlja duž čitave linije, a ne samo objekta od interesa, konačna slika je zamućena. Djelomično se može ispraviti brojem detektora, ali i dalje ne predstavlja zadovoljavajući način rekonstrukcije slike kod kompjutorizirane tomografije. [4]

### 10.3. Algoritmi iterativne rekonstrukcije

Metoda je korištena kod prvog EMI moždanog skenera. Iterativni algoritmi su zasnovani na pretpostavkama gustoće, uspoređivanjem pretpostavki te njihovim ispravljanjem. [4] Osnovni princip rada je da se uz pomoć uzastopnih procjena  $f^*(x, y)$  algoritam približava pravoj slici  $f(x, y)$ . Početna procjena je uobičajeno prazna ili uniformna slika. Zatim se obavlja računanje projekcija koje bi bile izmjerene za procijenjenu sliku, koristeći metodu projekcije unaprijed, inverznu metodu od projekcije unazad. Izvodi se zbrajanjem svih intenziteta duž putova potencijalne x-zrake za sve projekcije kroz procijenjenu sliku. [11]

Proizvedeni skupovi projekcija (sinogrami) procijenjene slike uspoređuju se sa stvarnim snimljenim projekcijama (sinogramima). [11] Uspoređuju se razlike između procijenjenih i stvarnih projekcija te se obavlja korekcija sve do granice kada se procijenjeni sinogrami mogu prihvatiti kao stvarni iz kojih se zatim rekonstruira slika. Prednosti iterativnih rekonstrukcija su manji šum, manje artefakata te je smanjena doza zračenja za 60%, dok je nedostatak složena računalna obrada. [4]



**Slika 14.** [4] Prikaz korištenja algoritma IRIS (*Iterative Reconstruction in Image Space*). Najpoznatiji iterativni algoritam kod kompjutorizirane tomografije koji je razvio Siemens. [9]

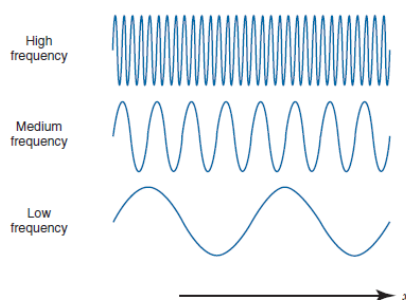
#### 10.4. Analitički algoritmi

##### *Fourierova transformacija*

Funkcija  $f(x)$  predstavlja profil intenziteta slike u prostoru objekta (*object space*; *distance space*). Sve dok ima „razumna svojstva“ može se prikazati kao suma funkcija sinusa i kosinusa različitih vrijednosti frekvencija koje se šire duž  $x$  osi. Fourierova transformacija funkcije  $f(x)$  predstavlja amplitude funkcija sinusa i kosinusa za različite vrijednosti prostornih frekvencija ( $k$ ). Prostorna frekvencija predstavljala brzinu osciliranja sinus i kosinus funkcija duž  $x$  osi, mjerne jedinice *cycles per distance*. Fourierova transformacija  $F(k)$ , funkcije  $f(x)$ , opisana je sljedećim matematičkim izrazom. [11]

$$F(k) = F \{ f(x) \} \quad F - \text{predstavlja matematičku operaciju računanja } F(k) \quad [11]$$

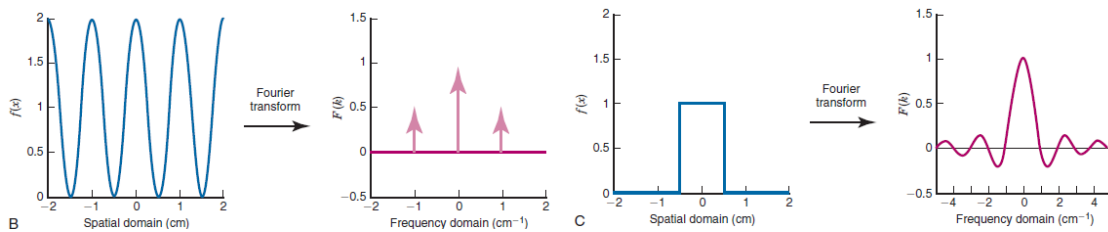
Fourierova transformacija  $F(k)$  predstavlja interpretaciju slike u  $k$ -prostoru, tj. prostoru prostornih frekvencija. Matematički gledano funkcije  $f(x, y)$  i  $F(k_x, k_y)$  ekvivalentne su u smislu da se mogu izvesti jedna iz druge.



**Slika 15.** Ilustracija prostornih frekvencija sinusoidnom funkcijom. Brze oscilacije predstavljaju visoke frekvencije i spore oscilacije niske. Ako pretpostavimo da  $f(x)$  predstavlja profil slike, tada bi niske frekvencije predstavljale grube strukture, a visoke fine detalje. [11]

Fourierova transformacija može se proširiti u dvodimenzionalne funkcije  $f(x, y)$ . Dvodimenzionalne transformacije  $F(k_x, k_y)$  predstavljaju prostorne frekvencije duž  $x$  i  $y$  osi, dok  $k_x$  i  $k_y$  predstavljaju ortogonalne osi u dvodimenzionalnom  $k$ -prostoru. Postupak pretvaranja Fourierove transformacije u originalnu funkciju naziva se inverzna Fourierova transformacija. [11] Matematički prikazana sljedećim izrazom:

$$F^{-1}\{F(k_x, k_y)\} = f(x, y). [11]$$



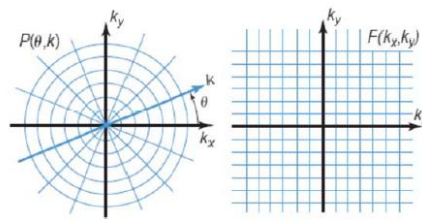
**Slika 16.** Jednodimenzionalne funkcije i njihove Fourierove transformacije u  $k$ -prostoru. [11]

Originalnu funkciju  $f(x, y)$  iz njenog sinograma  $p(r, \theta)$  ćemo dobiti uz pomoć inverzne Radonove transformacije sinograma. Pretpostavimo da je  $F(k_x, k_y)$  dvodimenzionalna FT funkcije  $f(x, y)$ , dok je  $P_\theta(k)$  jednodimenzionalna FT od  $p_\theta(r)$ . Ako je  $\theta$  sad varijabla, tada će  $P_\theta(k)$  postati dvodimenzionalna funkcija  $P(k, \theta)$ . Odnosno, jednodimenzionalna FT u odnosu na varijablu  $r$  Radonove transformacije dvodimenzionalne funkcije je dvodimenzionalna FT te funkcije. Na osnovu svih projekcija  $p_\theta(r)$  (sinograma) gdje se  $\theta$  pridodaje vrijednost iz intervala od  $0$  do  $\pi$ , možemo izračunati  $f(x, y)$  za svaku točku  $(x, y)$ . [9]

#### Metoda direktne Fourierove transformacije

Na temelju projekcijskog teorema izračunava se  $f(x, y)$ . Nakon što se izračuna jednodimenzionalna FT svih projekcija  $p_\theta(r)$ , sve  $P_\theta(r)$  se prebacuju u polarni koordinatni sustav  $(k_x, k_y)$  kako bi se dobila dvodimenzionalna funkcija  $P(k, \theta)$ . Zatim se podaci prevode u pravokutni koordinatni sustav uz pomoć interpolacije poznatih podataka susjednih točaka za pretpostavku vrijednosti traženih točaka te kao rezultat dobijemo Fourierovu transformaciju  $F(k_x, k_y)$ . Na kraju se izračuna inverzna dvodimenzionalna Fourierova transformacija  $F_2^{-1}$  od  $F(k_x, k_y)$  kako bi se dobila originalna funkcija  $f(x, y)$ .

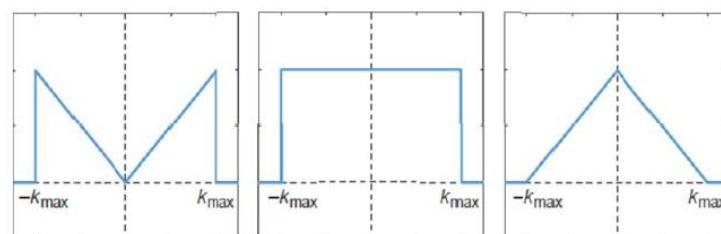
Korištena metoda interpolacije uzrokuje pojavu artefakata stoga se više koristi metoda filtrirane projekcije unazad objašnjena u sljedećem poglavlju. [9]



**Slika 17.** Ilustracija prikazuje prevođenje funkcije  $P(k, \theta)$  iz polarnog koordinatnog sustava u pravokutni rezultirajući Fourierovom transformacijom  $F(k_x, k_y)$ . [9]

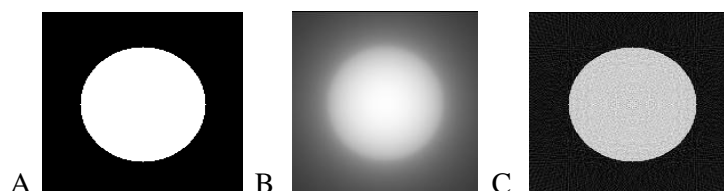
### Filtrirana projekcija unazad

Kod ove metode se koristi inverzna dvodimenzionalna FT u polarnom koordinatnom sustavu kako bi se izbjegla interpolacija. Za sve kutove  $\theta$ , filtrira se sinogram  $p(r, \theta)$ . Iz sinograma  $P^*(r, \theta)$  uz pomoć projekcije unazad izračuna se funkcija  $f(x, y)$ . Filtriranje sinograma obavlja se uz pomoć ramp filtera. Naime, sinogram se množi sa filterom povećavajući tako njegove vrijednosti. Uloga ramp filtera je izoštravanje slike pojačavajući visoke prostorne frekvencije te smanjujući niske. Kao rezultat nestaje zamućenje slike koje se javlja kod jednostavne projekcije unazad. [9]



**Slika 18.** Ilustracija primjera ramp filtera koji se dobiva kao rezultat oduzimanja pravokutnog i trokutastog filtera. [9]

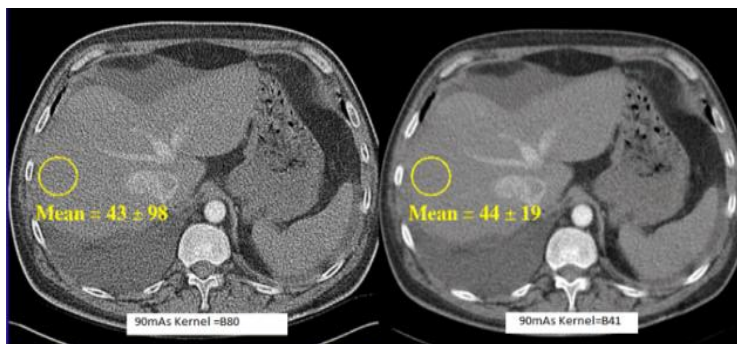
Zbog svoje brzine i lakoće korištenja najčešće je korištena metoda kod kompjutorizirane tomografije. [9]



**Slika 19.** Usporedni prikaz (A) obične slike, (B) slike dobivene jednostavnom projekcijom unazad te (C) slike dobivene filtriranom projekcijom unazad. [4]

## 10.5. Kerneli

Obično na CT uređajima postoji više različitih algoritama koji su prilagođeni prikazu različitih struktura, npr. standardni algoritam za prikaz mekih tkiva, algoritam visoke rezolucije za prikaz koštanih struktura, algoritam visoke rezolucije za prikaz plućnog parenhima, i slično. Standardni kerneli su napravljeni u smislu kompromisa između dobre prostorne rezolucije i prihvatljive niske razine šuma te predstavljaju idealan izbor u slučaju da rekonstrukcijski algoritam nije zadan unaprijed. Određujući vidljivost ruba osigurava se prostorna rezolucija potrebna za vizualizaciju sitnih detalja na slici. Kod prikaza tkiva s visokim prirodnim kontrastom kod kojeg šum neće značajnije pogoršati kontrast slike preporuča se koristiti visokorezoluntni kernel. Visoki šum neće smetati prilikom analize koštane strukture ili parenhima gdje su susjedni prirodni kontrasti veliki dok je visoka prostorna rezolucija neophodna za detekciju vrlo finih morfoloških promjena. Nasuprot, slike tkiva s niskim prirodnim kontrastom kod kojih se nastoji smanjiti šum kako bi se otkrila patologija preporuča se korištenje mekanog kernela. [4]



**Slika 20.** Usporedni prikaz primjene oštih i mekanih kernela na istoj CT snimci. Slika lijevo rezultira zrnatošću kao posljedica oštih (*sharp*) kernela, dok kod slike desno korištenje mekanih (*soft*) kernela rezultira blagom zamućenju slike. [4]

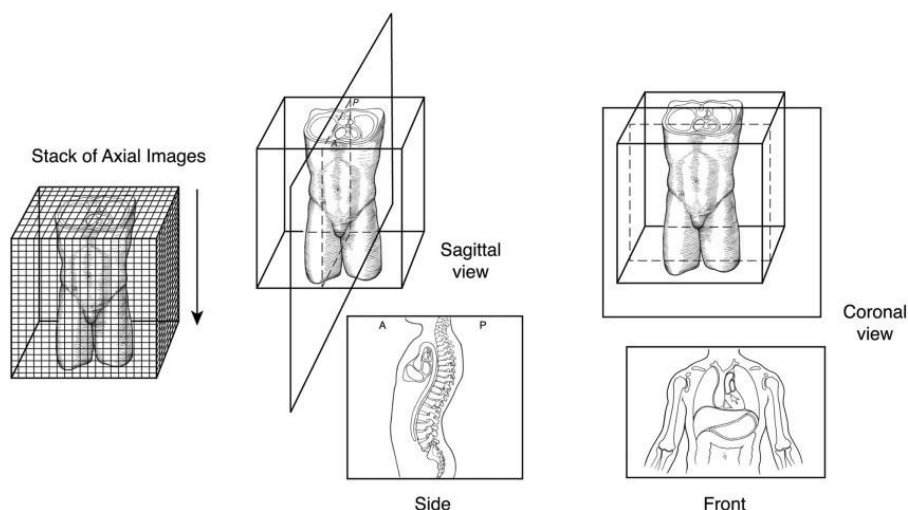
## 11. Reformacije CT slike (*Postprocessing imaging*)

Zahvaljujući tehnološkom napretku u radiologiji, posebno razvoju spiralnog CT uređaja te sve boljih softvera za obradu podataka, javlja se napredak kod interpretacije CT slika. Naime, pojam rekonstrukcija najviše se pogrešno koristi prilikom imenovanja ovih procesa. Rekonstrukcija slike pak označava specifičan proces stvaranja CT slike iz sirovih podataka dobivenih na CT uređaju, dok reformacija slike označava procese uz pomoć kojih mi podatke iz originalnih CT slika možemo gledati u drukčijim perspektivama od tradicionalnog aksijalnog presjeka bez da ih mijenjamo. [6] Mogućnost promatrati istu CT sliku u različitim dimenzijama i perspektivama omogućuje radiolozima uvid u više informacija, bolju analizu slike i lakše postavljanje dijagnoze. Mogućnost manipulacije i rekonstrukcije slike kod CT snimanja ovisi o tehničkoj i programskoj opremljenosti samog uređaja ili radne stanice. [4] Osnovne reformacijske tehnike su sagitalna, koronarna, kosa (*oblique*) i zakrivljena (*curved*) reformacija. Ostale metode uključuju MIN (*Maximum Intensity Projection*), MinIP (*Minimum Intensity Projection*) te *variable thickness viewing*. SSD (*Shaded Surface Display*) i VRT (*Volume Rendering Tehnique*) su metode koje reformiraju aksijalne snimke u trodimenzionalni prikaz. Nadalje, CT perfuzija omogućava mjerenje fizioloških parametara. [6] U nastavku rada pobliže ćemo objasniti svaku navedenu tehniku te navesti neke primjere.

## 12. Multiplanarne reformacije (MPR; *Multiplanar Reformations*)

Multiplanarne reformacije predstavljaju proces korištenja podataka aksijalnih CT slika za stvaranje slika u drugim anatomskim ravninama. S obzirom da voksel, koji je osnova CT slike, ima trodimenzionalne koordinate tako svaki detalj na klasičnoj transverzalnoj snimci može biti rekonstruiran i u sagitalnoj i koronarnoj ravnini, ali i u kosoj i zakrivljenoj. Također na takvim reformacijama se mogu obavljati i različita mjerenja, npr. udaljenost, veličina ili mjerenja kutova kao i izračun histograma prosječne gustoće („density profile“). [4]

MPR metoda je jako praktična u dnevnoj kliničkoj primjeni jer ne zahtijeva puno vremena te ju je lako savladati. Prednost metode je što možemo pratiti anatomske strukture kroz cjelokupni snimljeni dio tijela. Također, u kombinaciji MPR metode s tankom kolimacijom možemo prikazati sitne strukture poput unutarnjeg uha. [4]

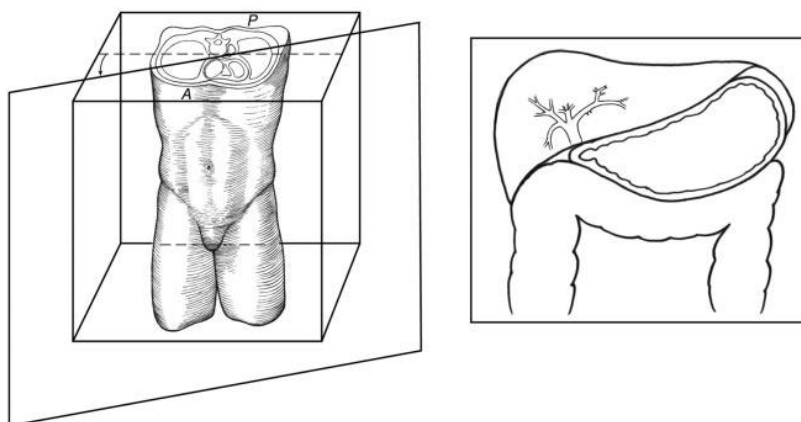


**Slika 21.** Reformacija sagitalnog i koronarnog presjeka tijela iz skupa aksijalnih snimki. [6]

Naime, osnova nastanka multiplanarnih reformacija je prikupljanje podataka određenih ravnina u tri osnovna smjera, a to su x, y i z smjer. U odnosu na ljudsko tijelo, x smjer se pruža duž pacijentove lijevo-desne osi, y smjer duž anterior-posterior osi, te z smjer prolazi duž superior-inferior osi. Tako da se sagitalni presjek formira iz više CT slika prikupljenih u y i z smjeru. Slično, koronarni prikaz konstruira se iz CT slika prikupljenih u x i z smjeru. [6]

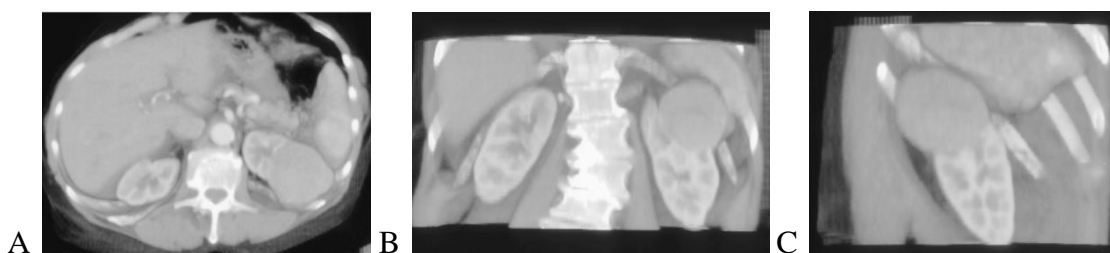


### 12.1. Kosa reformacija (*Oblique reformation*)



**Slika 22.** Shematski prikaz kose reformacije gornjeg abdominalnog područja. Na slici lijevo vidimo proces odabira kose ravnine, a na slici desno reformacijsku CT sliku. [6]

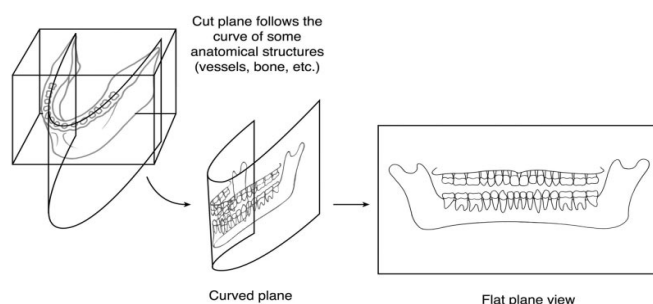
Metoda multiplanarne reformacije omogućava prikaz u ravninama koje ne pripadaju osnovnim anatomskim. Ovim načinom prikazuje se ravnina koja se nalazi pod određenim kutom u odnosu na x ili y ravninu, kao što to možemo vidjeti na slici iznad. Izuzetno korisna metoda za prikaz organa u tijelu koji se ne prikazuju dobro na sagitalnim ili koronarnim reformacijama. [6]



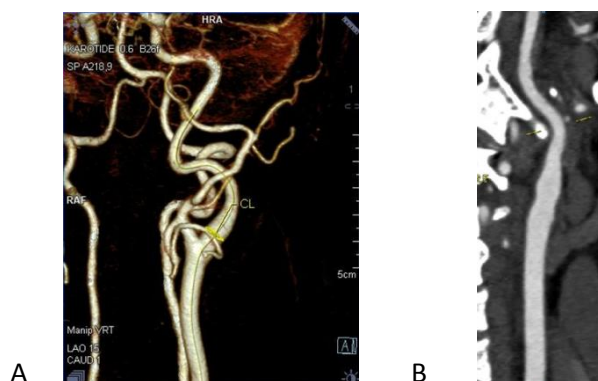
**Slika 23.** CT snimke bubrega. Prikaz karcinoma bubrega na CT slikama u (A) tradicionalnoj aksijalnoj i (B) koronarnoj ravnini, te (C) kosom reformacijom u odabranoj ravnini. [12]

## 12.2. Zakrivljena planarna reformacija (CPR; *Curved-planar Reformation*)

CPR možemo istaknuti kao podvrstu multiplanarne rekonstrukcije. Metodom se ne prikazuje površina određene ravnine, već se dvodimenzionalno prikazuje manualno odabrana zakrivljena površina s određenom anatomskom strukturom. [13] Duž ravnine na slici koja nas interesira povlačimo crtu te softver uređaja omogućuje prikaz čitave odabrane ravnine u jednoj slici. [4] Zakrivljene planarne reformacije mogu biti stvorene tako da prikazuju cijelu strukturu nekog volumena na jednoj slici, dok se inače vide cijele samo ako pratimo uzastopne aksijalne slike. Negativna strana ove metode je to što njezina točnost ovisi o preciznosti povlačenja linije kroz centar strukture. [4] Metoda je najkorisnija prilikom pregleda tortuoznih krvnih žila pri čemu se krvne žile izravnavaju, a okolne strukture budu iskrivljene. [14] Također, koristi se u dentalnoj radiologiji kao izvrsna metoda za dobar prikaz zakrivljenog smjera mandibularnog kanala. [13]



**Slika 24.** Shematski prikaz zakrivljene planarne reformacije donje čeljusti (lat. *maxillae*). Uz pomoć CPR metode cijelu čeljust vidimo u jednoj ravnini što može pomoći u dijagnozi. [6]

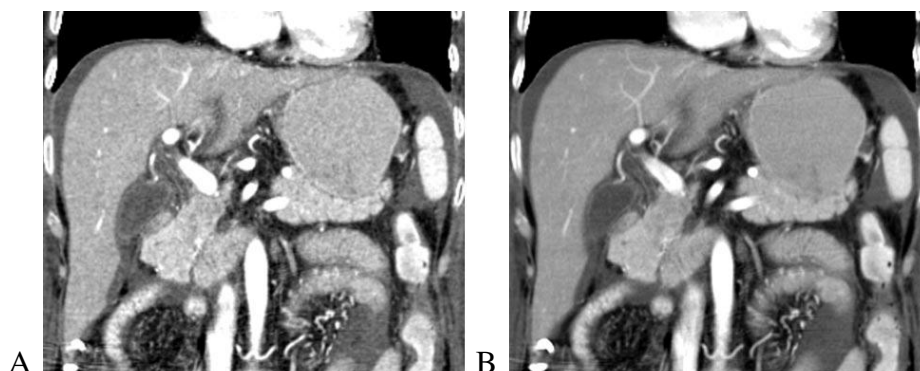


**Slika 25.** Prikaz karotidne arterije. (A) Prikaz VRT tehnikom vidi se manualno napravljena linija kroz lumen žile, (B) zatim prikaz zakrivljenom planarnom reformacijom.

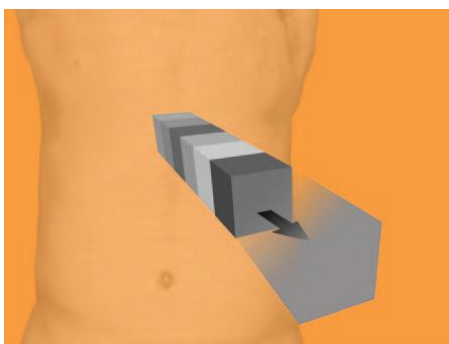
[Slikovni materijal Zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

### 13. AIP (*Average Intensity Projection*)

AIP metoda opisuje jednu vrstu algoritama „zgnusnutih“ multiplanarnih slika. Slika nastala kao rezultat ove tehnike predstavlja prosječne vrijednosti atenuacija rendgenskih zraka koje prolaze kroz određeni volumen tijela. Koristeći se multiplanarnim rekonstrukcijama debljine samo jednog piksela (0,5 – 0,8 mm) te njihovim podebljanjima koristeći AIP tehniku mogu se stvoriti slike sličnog izgleda kao i tradicionalne aksijalne samo s niskom kontrastnom rezolucijom. To može biti korisno pri karakterizaciji unutarnjih struktura čvrstog organa ili zidova šupljih struktura kao što su krvne žile i crijeva. Na nekim radnim stanicama uz AIP metodu ili umjesto nje može se pronaći drugačiji algoritam obrade naziva *ray sum*. Umjesto prosječne vrijednosti atenuacije, kao što samo ime govori, *ray sum* pridodaje pune vrijednosti atenuacije. Stoga, slike reformirane *ray sum* metodom često imaju izgled kao i snimke konvencionalne radiografije. [5]



**Slika 26.** Prikaz učinka AIP metode na snimci jetre. (A) Koronarna reformacijska snimka napravljena prema zadanoj debljini od jednog piksela (približno 0,8 mm). (B) Podebljanje sloja na 4 mm koristeći AIP metodu rezultira ravnomjernijom slici s manjom količinom šuma i boljom kontrastnom rezolucijom. [5]



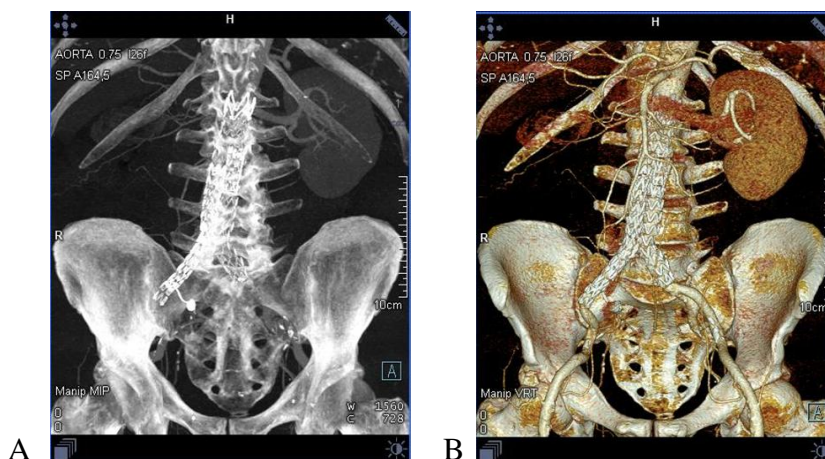
**Slika 27.** Prikaz rada AIP metode. Duž određenog volumena tkiva za prikaz se odabire srednja atenuacijska vrijednost piksela. [5]

### 13.1. MIP (*Maximum Intensity Projection*)

MIP tehnika je kojom se postiže prikaz struktura visokog inteziteta. [13] Ovom metodom odabiru se samo pikseli najveće gustoće te se izdvajaju od ostalih. [4] Za razliku AIP tehnike gdje svjetlina piksela odgovara srednjoj vrijednosti atenuiranog zračenja, svjetlina piksela kod MIP metode odgovara njegovoj maksimalnoj vrijednosti. Ova metoda je idealan izbor za prikaz struktura većeg kontrasta na slici u odnosu na okolinu. Najbolji primjer su krve žile koje zbog intravenskog kontrasta atenuiraju veliku količinu rendgenskih zraka. Međutim, nedostatak je njihova slaba vidljivost ako se nalaze neposredno uz kost jer koštane strukture prirodno imaju visok kontrast. [4-6]

1	1	1	1	1	1	3	3
2	1	1	2	2	0	1	2
4	4	4	4	4	4	4	4
1	1	1	1	1	1	4	4
1	2	3	4	5	6	7	7
2	2	8	0	0	0	0	8
1	2	1	1	1	1	1	2
4	4	8	4	5	6	7	

**Slika 28.** Prikaz načina radan MIP tehnike. Procjenjujući vrijednosti svakog voksela duž linije određenog tkiva, za prikaz se odabire piksel najveće atenuacijske vrijednosti. Tablica predstavlja matriks s atenuacijskim vrijednostima. Žutom bojom su označene najveće atenuacijske vrijednosti piksela unutar matriksa u vertikalnom smjeru, dok su crvenom u horizontalnom smjeru. [15]



**Slika 29.** Usporedna CT snimka abdomena nakon postavljanja stent-grafta dvama različitim reformacijskim tehnikama. (A) MIP (*Maximum Intensity Projection*) tehnika koja ističe strukture visokog denziteta što uzrokuje prekrivanje krvnih žila koštanim strukturama. (B) 3D prikaz VRT (*Volume Rendering Tehnique*) tehnikom, koja je opisana u kasnijem poglavlju (str. 30), omogućuje lako razlikovanje krvnih žila od okolnih struktura, ali je računalno zahtjevnija.

[Slikovni materijal Zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

### 13.2. MinIP (*Minimum Intensity Projection*)

Suprotno od MIP tehnike, MinIP metodom izdvajaju se pikseli najmanje gustoće, tj. najniže vrijednosti Hounsfieldovih jedinica. Stoga se na prikazu ističu strukture najmanjeg denziteta u odnosu na okolinu. [13] Kao primjer možemo izdvojiti CT snimku toraksa gdje će se prikazati traheobronhalno stablo ili kod abdomena žučni vodovi. [4] [5] Ova tehnika se koristi za prikaz organa ispunjenih zrakom kao što su dišni putevi i sinusi.

1	1	1	1	1	1	3	1
2	1	1	2	2	0	1	0
4	4	4	4	4	4	4	4
1	1	1	1	1	1	4	1
1	2	3	4	5	6	7	1
2	2	8	0	0	0	0	0
1	2	1	1	1	1	1	1
1	1	1	0	0	0	0	

**Slika 30.** MinIP metoda prikazuje najmanje atenuacijske vrijednosti rendgenskih zraka kroz određeni volumen tkiva. Tablica prikazuje vrijednosti piksela unutar matriksa. Žutom bojom su označene najmanje atenuacijske vrijednosti duž piksela u vertikalnom smjeru, dok su crvenom bojom u horizontalnom. [15]

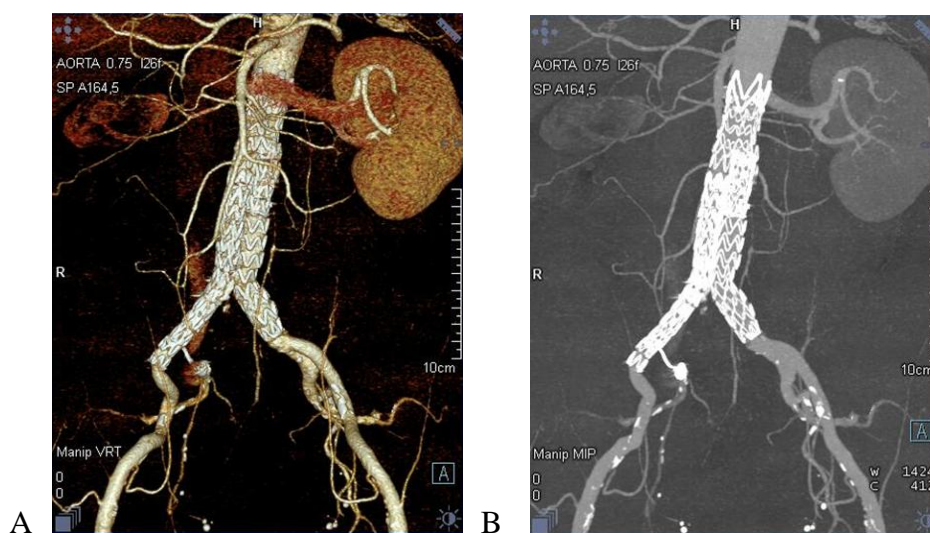


**Slika 31.** Prikaz toraksa u koronarnoj ravnini u MinIP, AID te MIP reformacijama. (A) Na MinIP slici jasno su prikazani središnji dišni putevi. U desnom gornjem dijelu režnja vide se asimetrične emfizemske promjene. (B) AID reformacija ne prikazuje toliko dobro dišne puteve, emfizemske promjene su vidljive, ali teže uočljive. Nadziru se intersticijske i vaskularne strukture. (C) Na MIP slici dišni putevi i emfizemske promjene zaklonjene su vaskularnim i mekotkivnim strukturama. Za razliku od AID metode, bolji je prikaz segmenata krvnih žila. [5]



## 14. Segmentacija (*Segmentation*)

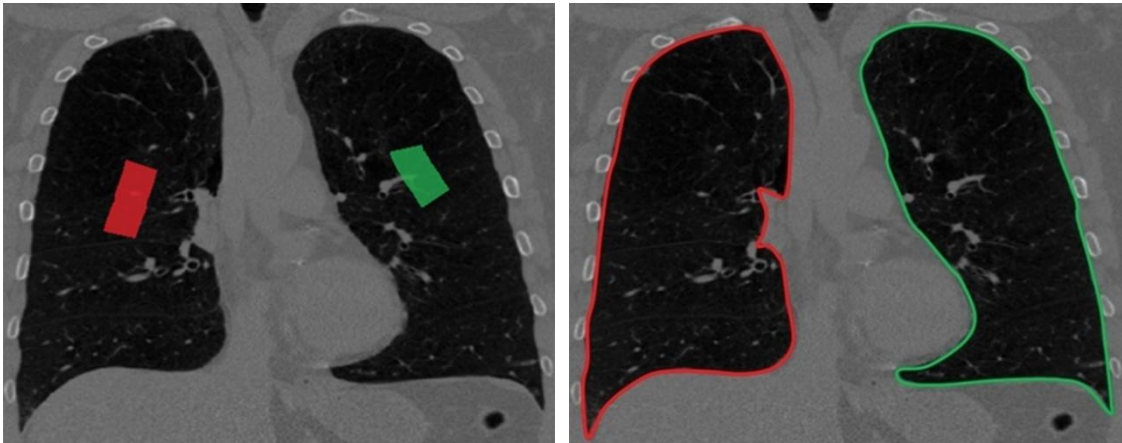
Segmentacija je proces izdvajanja kvantitativnih informacija strukture ili lezija od interesa od okoline. Metoda omogućava da prilikom korištenja SSD i VRT tehnike prikazemo samo određene strukture koje nas zanimaju. Općenito proces segmentacije možemo podijeliti u dva koraka na proces prepoznavanja objekta (*object recognition*) te proces opisivanja objekta (*object determination*). Prepoznavanje objekta predstavlja određivanje područja nalaženja objekta od interesa dok se opisivanjem ocrta prostorni opseg i sastav odabrane strukture. [16] Oba procesa, prepoznavanje i opisivanje strukture, mogu se obaviti automatski računalom ili manualnim upravljanjem. Automatska segmentacija predstavlja postavljanje „sjemena“ te zatim proširivanjem regije od interesa algoritmom *threshold*. Iako brzo napreduje te je u mogućnosti velikom brzinom izdvojiti koštane te prikazati vaskularne strukture, nije u stanju postići optimalnu segmentaciju stoga su dostupni i drugi oblici segmentacije. [5]



**Slika 32.** Primjer automatske segmentacije gdje se sa slike uklanjaju koštane strukture; (A) Prikaz abdominalne aorte VRT tehnikom, (B) prikaz MIP tehnikom gdje bez automatske segmentacije veći dio krvnih žila ne bi bio dostupan analizi zbog koštanih struktura. [Slikovni materijal Zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

#### 14.1. Uređivanje područja od interesa (*Region of interest editing*)

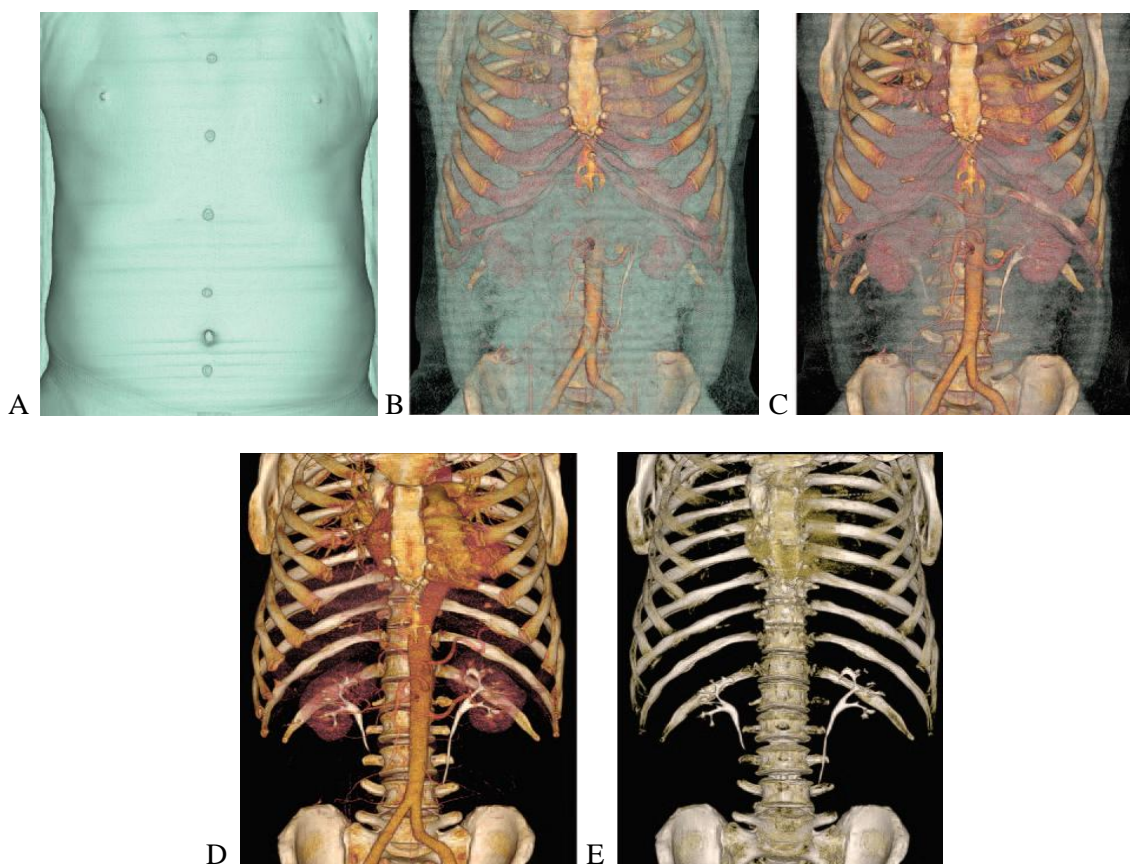
Odabiranje područja koje nas zanima osnova je segmentacijskog procesa. Područje se može odabrati tako da se ručnim crtanjem nekog geometrijskog oblika jednostavno izdvoji iz slike ili suprotno tome da se izdvoje svi podaci koji ne obuhvaćaju područje od interesa. Raniji softveri su zahtijevali da se objekt od interesa označi posebno na svakoj aksijalnoj snimci, dok je danas moguće označiti ga ili na dvodimenzionalnoj ili trodimenzionalnoj slici. [5]



*Slika 33.* Primjer ocrtavanja strukture od interesa na primjeru CT snimke toraksa; crvenom bojom označeno desno, a zelenom bojom lijevo plućno krilo. [15]

## 14.2. Prag neprozirnosti (*Opacity threshold*)

Na slikama volumnog renderiranja svakoj komponenti podataka nadodaje se vrijednost prozirnosti. Može se odabrati prag (*threshold*) minimalne vrijednosti koja se želi prikazati, tako da se strukture niže vrijednosti izostave iz slike. Ovaj proces je već odavno poznat i dostupan u radiologiji te olakšava uklanjanje pozadinskih struktura u CT i MR angiografiji. Također, sniženjem praga mogu se i nadodati neke mekotkivne strukture. [5]



**Slika 34.** Prikaz primjene praga neprozirnosti na CT snimci abdomena. (A) Koristeći niski prag prozirnosti prikazuje se koža koja onemogućuje pogled unutar abdomena. Također, okomito u mediosagitalnoj liniji mogu se uočiti dugmad odjeće. (B-E) Postepeno povećavajući prag prozirnosti tako se postepeno eliminiraju strukture niže vrijednosti prema višim vrijednostima. Idući redoslijedom prvo se eliminira koža i masno tkivo (B), zatim abdominalni mišići te crijeva (C i D) te na kraju ostaju samo strukture najviše vrijednosti Hounsfieldovih jedinica, a to su kosti te strukture ispunjene kontrastnim sredstvom. [5]

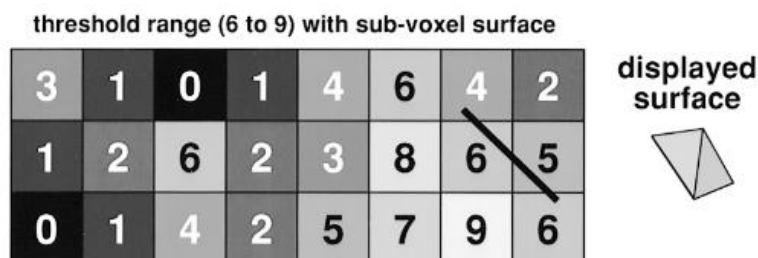


## 15. Tehnika površinskog renderiranja - SSD (*Shaded Surface Display*)

Metodom se omogućuje trodimenzionalni prikaz površine strukture od interesa. Izdvajanje strukture obavlja se odabiranjem praga (*threshold*) za minimalnu gustoću vokselu koji će se prikazati na konačnoj slici. Okolne strukture vokselu vrijednosti manje od odabranog praga će se odbaciti. Opisani proces naziva se segmentacija te je spomenut već u prethodnom poglavlju. [5] [14] U konačnici reformirana slika sastavljena je od vokselu intenziteta većeg od praga te vokselu s rezultirajućim nulnim intenzitetom. [17] Nakon izdvajanja objekta od interesa slijedi osjenčavanje površine skalom sivih nijansi (*gray scale shading*). Koristeći se formulom za računanje promatranog inteziteta svjetla, simulirane površinske refleksije te sjenjenja umjetnim izvorom svjetla, površinskom reljefu pridodaje se određena razina sjene. [5] Procesom se pretpostavlja situacija kao da se objekt nalazi pred zamišljenim izvorom svjetlosti. Okomito postavljenim površinama u odnosu na izvor pridodaje se najviši stupanj osvjetljenja dok su druga „udubljena“ mjesta niske razine osvjetljenja. [5]

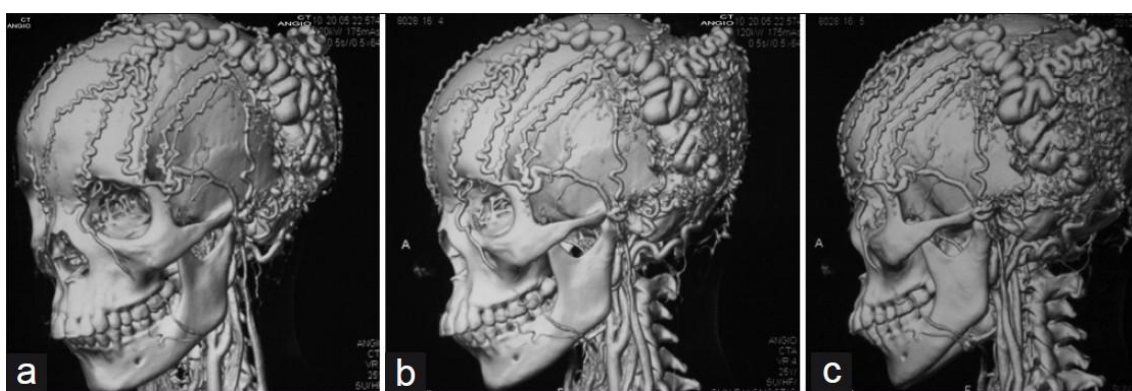
Nedostatak metode je što u stvarnoj dimenziji neće biti prikazane strukture debljine veće od debljine presjeka (sloja). Mali, tanki detalji, posebno ako su orijentirani paralelno s ravninom snimanja, mogu izgubiti kontrast, zbog djelomično-volumnog efekta, sve dok u potpunosti nestanu. [17]

Određivanje praga (*threshold*) ponekad je teško definirati. Prenizak prag može prouzročiti prikaz nepotrebnih struktura, dok visok prag može prouzročiti gubljenje stvarnih struktura. [6]



**Slika 35.** Ilustracija prikazuje princip rada SSD tehnike. Dvodimenzionalni prikaz vrijednosti vokselu. Koristi se algoritam za određivanje površine unutar skupa podataka na kraju regije vokselu s intenzitetom od 6 do 9. Standardne računalne grafičke tehnike se tada koriste za generiranje površine koja predstavlja definiranu regiju vrijednosti vokselu. [12]

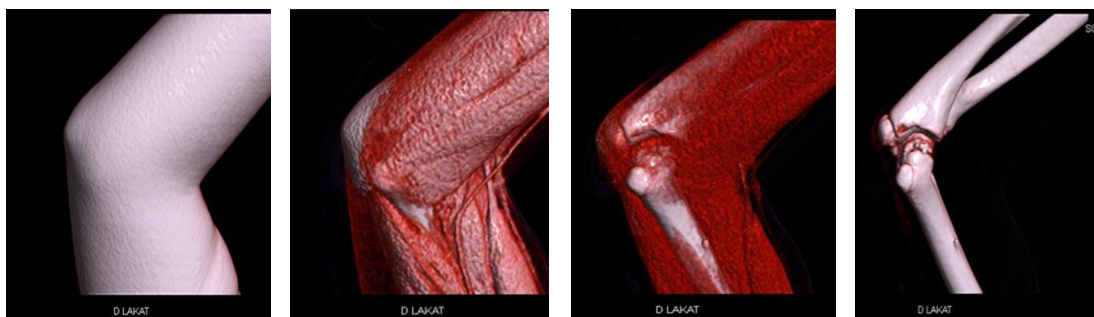
SSD tehnika najviše je korištena za prikaz fraktura koštanih struktura koje su dijagnosticirane na dvodimenzionalnim snimkama. Naime, odbacujući sve podatke osim podataka o površini koju se želi trodimenzionalno prikazati, SSD tehnika uobičajeno koristi manje od 10 % dostupnih podataka. Korištenje niske količine podataka je nekad predstavljalo prednost zbog slabo razvijenih softvera računala, danas ipak to nije potrebno zbog napretka tehnologije te to SSD tehniku čini sklonom nastanku artefakata. U današnje vrijeme ipak je poželjnija *volume rendering* tehnika koja će biti opisana u sljedećem poglavlju. [5]



**Slika 36.** Trodimenzionalni prikaz glave i vrata SSD tehnikom pogleda iz tri različita kuta. [Izvor slike: Mishra s et al. Usefulness of computed tomographic angiography in the management of extracranial scalp arteriovenous malformation. *Neurology India* 2012; 60:357-8.]

## 16. Tehnika volumnog renderiranja - VRT (*Volume Rendering Tehnique*)

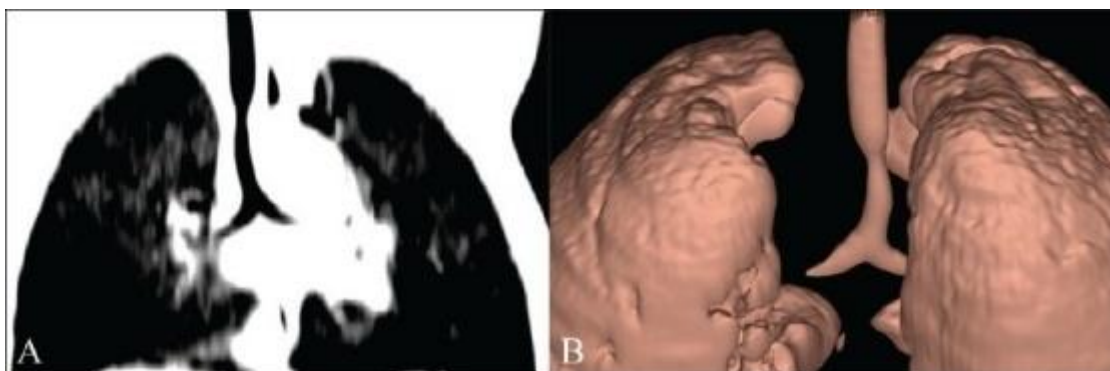
Metoda trodimenzionalne reformacije koja različitim vrstama tkiva, ovisno o gustoći, pridodaje određeni stupanj prozirnosti i određenu boju. [14] Za razliku od drugih tehnika VRT koristi sve prikupljene podatke CT slike stoga zahtijeva jaku računalnu podršku. [4] Kao i kod SSD tehnike koriste se *gray-scale* tehnike za trodimenzionalan prikaz površina kao da je ono izloženo umjetnom izvoru svjetla. Međutim, VRT tehnika koristi spoznaju o vrijednostima susjednih voksela te velika odstupanja u njihovim vrijednostima označavaju granicu između različite vrste tkiva. Strukturama se dodjeljuju vrijednosti neprozirnosti u cijelome spektru, tj. od stupnja potpune prozirnosti do stupnja potpune neprozirnosti. Kombinirajući tako vrijednosti neprozirnosti i svjetlosne efekte prikazuju se prostorni odnosi struktura na slici. [5] Uz pomoć stupnja neprozirnosti određuje se koliko obližnje strukture zaklanjaju one udaljenije. Visoka neprozirnost, kao i kod SSD tehnike, prikazuje odnose između struktura. Suprotno, visoka prozirnost, omogućuje pogled kroz određenu strukturu (npr. prikaz tromba unutar lumena krvne žile). Naime, neprozirnost može mijenjati veličinu objekta. Visoka neprozirnost uvećava objekt, a prozirnost stava dojam da je objekt manji. Što je jedna od mana ove tehnike jer može dovesti do neispravnog mjerenja stupnja stenoze. [14]



**Slika 37.** Trodimenzionalni prikaz desnog lakta postepeno od njegovog vanjskog izgleda (koža) pa sve do unutrašnjosti (kosti i mišići). Pomicanjem prema nižim vrijednostima atenuacije bolja je vidljivost struktura niže atenuacije poput kože ili krvnih žila. Pomicanjem prema višim vrijednostima atenuacije eliminiraju se strukture niže, a prikazuju strukture veće atenuacije poput koštanih struktura.

[Slikovni materijal Zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

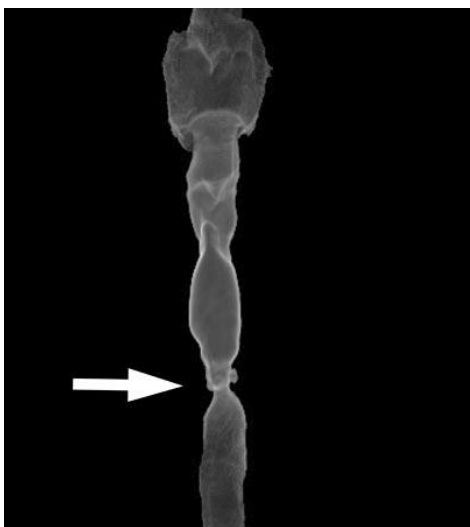
Iako su VRT i SSD tehnike vrlo slične, dodjeljivanje punih vrijednosti, klasifikacija tkiva te proces osjenčavanja VRT tehnici pruža mnogo snažnije i svestranije podatke. [5] Kada bi se i za klasifikaciju tkiva i za površinsko osjenčavanje koristile nijanse sive boje to bi ograničavalo prikaz tkiva. Stoga se siva skala koristi za svjetlosne efekte dok se za klasifikaciju različitim tkivima dodjeljuje različita boja. Naime, dodijeljena boja ne mora predstavljati stvarnu boju strukture. [5] Prednosti VRT tehnike su što omogućuje prikaz struktura koje se preklapaju, manje je sklona nastanku artefakata te ima mogućnost pogleda na reformaciju iz različitih perspektiva. [4]



**Slika 38.** CT snimka toraksa dvjema tehnikama na kojima možemo prepoznati trahealnu stenozu. (A) MinIP tehnika dobro prikazuje dišne putove i bronhe, jer ispunjeni zrakom predstavljaju najmanje denzne strukture toraksa. [13] (B) VRT metoda nam daje trodimenzionalni uvid u snimano područje toraksa.

### 16.1. Ortografsko volumno renderiranje (*Orthographic volume rendering*)

Metoda nam omogućuje prikaz vanjske vizualizacije objekta. Bez obzira na kut gledanja, prikaz se temelji na pretpostavci da su zrake svjetlosti koje dopiru do naših očiju paralelne, slično kao promatranje objekata s velike udaljenosti. Kao rezultat nema iskrivljenosti objekta neposrednom blizinom od točke gledanja. [5]

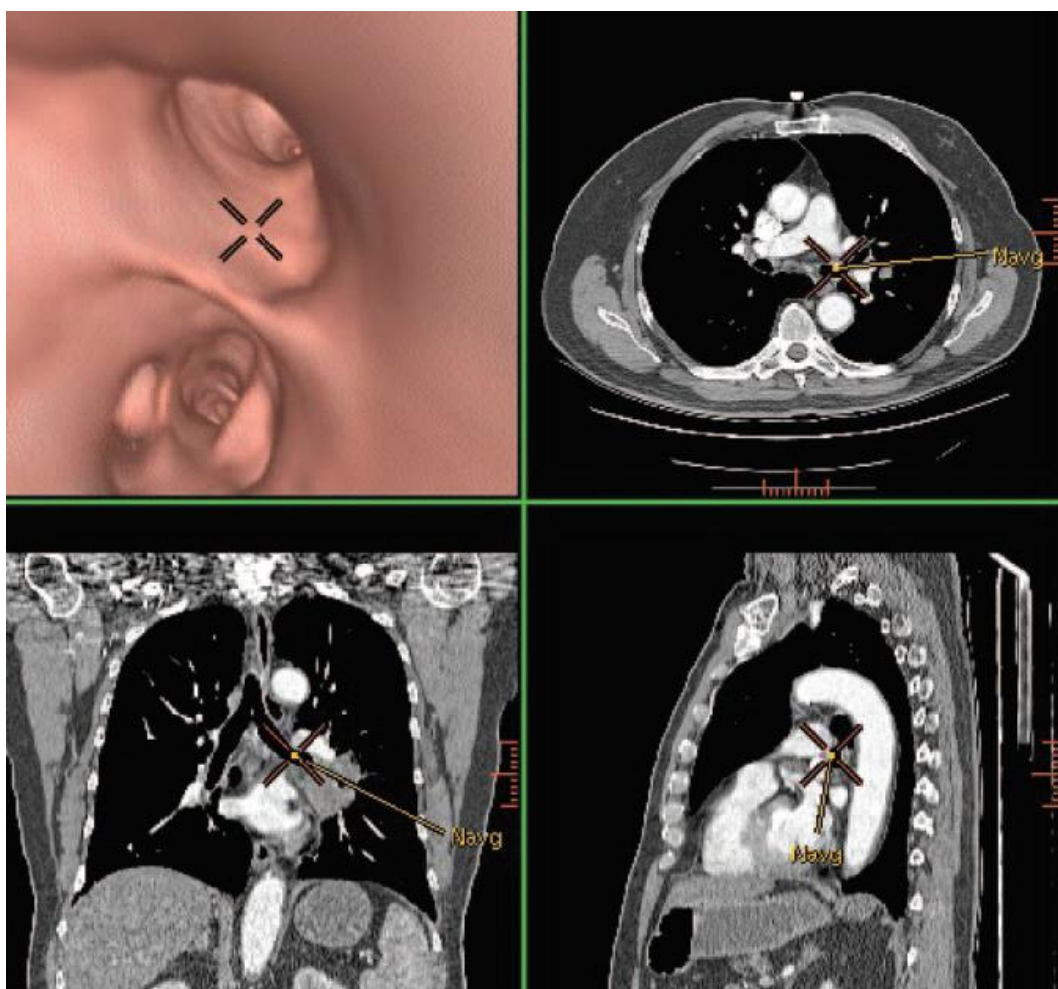


**Slika 39.** Prikaz dišnih puteva ortografskim volumnim renderiranjem pacijenta s trahealnom stenozom (strelica). Slika nije iskrivljena niti neposrednom blizinom ni kutom gledanja te pruža pogled na vanjske anatomske odnose. Plućno tkivo uklonjeno je metodom *uređivanje regije od interesa* kako bi se izbjeglo prekrivanje traheje. [5]

### 16.2. Perspektivno volumno renderiranje (*Perspective volume rendering*) – Virtualna endoskopija

Tehnika virtualne endoskopije metoda je koja se koristi kao zamjena za pravu endoskopiju. Temelji se na pretpostavci mjesta točke gledišta unutar lumena određenog organa.[13] Za razliku od ortografskog renderiranja, gdje se pretpostavljalo da su svjetlosne zrake paralelne, kod perspektivnog načina svjetlosne zrake su usmjerene tako da konvergiraju u točki gledišta. To možemo usporediti sa konvergencijom svjetlosnih zraka u ljudskom oku. [5] Automatski, semimanualno ili manualno se odabire linija duž koje će putovati virtualna kamera te se pomicanjem miša okreće kamera što omogućuje pogled iz različitih kutova. [4] Kao rezultat nastaje distorzija veličine objekta na temelju koje se može pretpostaviti udaljenost. Objekti koji se nalaze u blizini točke gledišta će biti uvećani dok su objekti udaljeniji sve manji. [5]

Tehnika se najčešće upotrebljava za prikaz lumena kolona, bronhalnog stabla, urinarnih putova te arterija. [5] Za korištenje metode nužno je dobro poznavanje anatomije ljudskog tijela te se uvijek dobivene snimke moraju usporediti s prikazom na transverzalnim snimkama kako bi se izbjeglo postavljanje krive dijagnoze. [4]

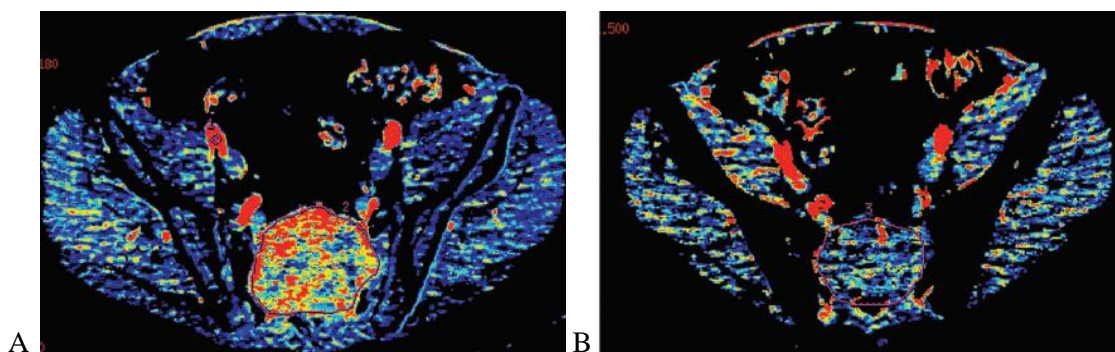


**Slika 40.** Prikaz korištenja tehnike perspektivnog volumnog renderiranja za prikaz lumena dišnih puteva. CT snimke u svim trima anatomskim ravninama (aksijalna, koronarna, sagitalna) ukazuju na postojanje tumorske mase u lijevoj dušnici, koja je pozicionirana između vaskularnih struktura. Virtualna bronhoskopija (perspektivno volumno renderiranje s točkom gledišta unutar traheobronhalnog stabla) korištena je za vođenje traheobronhalne biopsije, omogućujući da biopsija prođe između centralnih vaskularnih struktura bez značajnog krvarenja. [5]



## 17. CT perfuzija (*CT perfusion*)

Tehnika se koristi za mjerenje fizioloških parametara tkiva. Temelji se na promjenama u tkivnim atenuacijama prije i nakon apliciranja jednog kontrastnog sredstva. [6] Razlikujemo dvije faze kontrastnog poboljšanja tkiva koje su posljedica dinamike kontrasta te distribucije kontrasta među intravaskularnim i ekstravaskularnim prostorom. Prva faza predstavlja distribuciju kontrasta unutar intravaskularnog prostora i traje 40 do 60 sekundi. Zatim, ekstravazacija kontrasta u ekstravaskularni prostor preko kapilarne mreže označava početak druge faze. Parametri koji opisuju prvu fazu su protok i volumen krvi, dok je glavni faktor druge faze propusnost tkiva. [18] Brzim slijedom se prikupljaju CT slike područja od interesa nakon nekog vremena od iniciranja kontrastnog sredstva (bez pomicanja stola) koristeći manje radijacijske doze nego inače. [6] Nakon odrađenog snimanja crta se krivulja atenuacije te se određuju kvantifikacije tkivne perfuzije matematičkim procesima. [18] Najčešće se koristi dekonvolucijski algoritam za izračun protoka i volumena krvi i srednjeg vremena tranzicije kontrasta. Parametri su određeni za svaki voksel na slici pojedinačno i uobičajeno prikazani kao mape boja. Danas se koristi CT perfuzija sve više u sklopu protokola za mehaničku trombektomiju kod liječenja akutnog cerebralnog infarkta. Ona omogućuje razlikovanje infarkta tkiva od dijela mozga kojeg je još moguće spasiti, a naziva se „penumbra“. CT perfuzija koristi se i kod procjene stanja koronarne cirkulacije kao i za praćenje anti angiogenetskih efekata tretmana za liječenje karcinoma. [6]



**Slika 41.** Prikaz CT perfuzije kod pacijenta sa sakralnom lezijom (A) na početku liječenja te (B) 6 mjeseci poslije. Uočljiv je smanjen protok krvi što upućuje na uspješnost terapije liječenja.

(Chusilp Charnsangavej, MD, University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, Houston) [6]

## 18. Zaključak

Paralelno s razvojem računala i procesora razvijao se i uređaj za kompjutoriziranu tomografiju. S napretkom CT skenera u uporabu sve više ulaze reformacijske tehnike koje značajno olakšavaju postavljanje točne dijagnoze. Prije su se koristile samo u iznimnim situacijama, ali danas pomalo postaju dio rutinskih snimanja. Klinička radiologija ima ključnu ulogu u dijagnozi gotovo svih bolesti. Od posebnog je značaja CT uređaj zbog svoje dostupnosti i brzine obavljanja pretrage. Aksijalni slojevi na CT-u daju nam uvid u veću količinu informacija od klasičnih rendgenskih snimki u film-folijskim sustavima. Za dobar radiološki prikaz i ispravnu dijagnozu potrebno je imati kvalitetne uređaje te dobro educirane radiološke tehnologe i liječnike koji će njima rukovati. Budući da danas reformacijske tehnike uvelike doprinose dijagnozi, nužno je poznavati njihov princip rada kao i njihove prednosti i nedostatke. Edukacija stručnjaka od izrazite je važnosti kako bi isti u svakoj situaciji znao odabrati odgovarajuću tehniku, a čiji bi pogrešan odabir mogao direktno utjecati na krivo tumačenje prikupljenih podataka. Kako CT pretraga koristi štetno ionizirajuće zračenje treba biti oprezan i ograničiti njegovu uporabu izbjegavajući nepotrebna snimanja pacijenata. Ukoliko je CT skeniranje nužno za dijagnozu, količina zračenja može se reducirati pravilnim izborom parametara tijekom snimanja, kao što su debljina sloja, pitch, kolimacija, i slično. U budućnosti možemo očekivati i daljnji napredak radiologije i reformacijskih tehnika. Naime, možemo očekivati uređaje s reduciranom dozom zračenja i kvalitetnijim i vjerodostojnijim prikazom ljudske anatomije. Kako bi korištenje modernijih uređaja bilo uspješno, nužno je da razvoj tehnologije prati razinu edukacije stručnjaka.



## 19. Literatura

[1] Štula I. Povijest kompjuterizirane tomografija [Powerpoint prezentacija s predavanja Kompjuterizirana tomografija održana u akademskoj godini 2018./2019. na Sveučilištu u Splitu.] Split: Odjel zdravstvenih studija, radiološka tehnologija.

[2] Čupurdija A, Petrinec B. Kompjutorizirana tomografija – CT. Matematičko-fizički list; 2017. [16.4.2019.]; 270 (2), 80-86.

Dostupno na: [https://bib.irb.hr/datoteka/917610.MFL270\\_Cupurdija-Petrinec.pdf](https://bib.irb.hr/datoteka/917610.MFL270_Cupurdija-Petrinec.pdf)

[3] Janković S, Eterović D. Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike. Zagreb: Medicinska naklada; 2002.

[4] Štula I. Rekonstrukcija slike [Powerpoint prezentacija s predavanja Kompjuterizirana tomografija održana u akademskoj godini 2018./2019. na Sveučilištu u Splitu.] Split: Odjel zdravstvenih studija, radiološka tehnologija.

[5] Dalrymple NC, Prasad SR, Freckleton MW, Chintapalli KN. Informatics in radiology (infoRAD): introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT. Radiographics. 2005; 25(5):1409-28.

[6] Cody DD. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Image processing in CT. Radiographics. 2002; 22(5):1255-68.

[7] American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report 96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. 2008.[5.6.2019.] Dostupno na: <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=97>

[8] XRayPhysics - Interactive Radiology Physics. Hammer M. CT Physics: CT Reconstruction and Helical CT. [3.6.2019.] Dostupno na: <http://xrayphysics.com/ctsim.html>

[9] Lagumdžija A. Komparacija parametara kvaliteta slike različitih tipova uređaja u kompjuterizovanoj tomografiji (Završni – magistarski rad). Prirodno-matematički fakultet, Sarajevo. 2012.

Dostupno na: <https://es.scribd.com/doc/299883085/Mag-Rad-Fizika-mgr-2012-01>

- [10] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt Jr. EM, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging (2<sup>nd</sup> edition; 3<sup>rd</sup> edition). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
- [11] Cherry SR., Sorenson JA, Phelps, ME. Physics in Nuclear Medicine (4<sup>th</sup> edition). Philadelphia: Elsevier Saunders; 2012.
- [12] Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, Carley JC, Fishman EK. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. Radiographics. 1999;19(3):745-64.
- [13] Perandini S, Faccioli N, Zaccarella A, Re T, Mucelli RP. The diagnostic contribution of CT volumetric rendering techniques in routine practice. Indian J Radiol Imaging. 2010; 20(2):92-7.
- [14] Štula I. Rekonstrukcije u MSCT angiografiji [Powerpoint prezentacija s predavanja Multiplanarni prikaz strukture tijela održana u akademskoj godini 2018./2019. na Sveučilištu u Splitu.] Split: Odjel zdravstvenih studija, radiološka tehnologija.
- [15] Reuven Shreiber MD. 3-D Reconstruction in Radiology. Dostupno na: <https://www.carestream.com//radiography/3drecon>
- [16] Mansoor A, Bagci U, Foster B, Xu Z, Papadakis GZ, Folio LR, et al. Segmentation and Image Analysis of Abnormal Lungs at CT: Current Approaches, Challenges, and Future Trends. Radiographics. 2015; 35(4):1056-76.
- [17] Mazziotti S, Blandino A, Gaeta M, Bottari A, Sofia C, D'Angelo T, et al. Postprocessing in Maxillofacial Multidetector Computed Tomography. Can Assoc Radiol J. 2015;66(3):212-22.
- [18] Das CJ, Thingujam U, Panda A, Sharma S, Gupta AK. Perfusion computed tomography in renal cell carcinoma. World J Radiol. 2015; 28;7(7):170-9.

## 20. Sažetak

Intezivnim razvojem tehnologije te pojavom digitalizacije mogućnosti medicinske radiologije rastu iz dana u dan. Od razvoja klasičnog skenera kompjutorizirane tomografije kao prve digitalne radiološke metode, pa do razvoja najmodernijih višedetektorskih ili višeslojnih spiralnih CT uređaja. Nadalje, razvojem sve boljih računala i softvera za obradu podataka, unaprijeđeni su i procesi rekonstrukcije slike, ali se i pojavljuju nove aplikacije reformacijskih tehnika za obradu slika. Iako se na CT skeneru snimanja obavljaju u tradicionalnim aksijalnim presjecima, uz pomoć multiplanarnih reformacija možemo snimani objekt prikazati i u drugim ravninama. Osim osnovnih anatomskih ravnina, sagitalna i koronarna, u dijagnozi mogu pomoći presjeci i u kosoj i zakrivljenoj ravnini. Poznavajući informacije o vrijednostima atenuacije zračenja unutar piksela i voksel, reformacijama, kao što su MIP (*Maximum Intensity Projection*) i MinIP (*Minimum Intensity Projection*), možemo postići bolji prikaz struktura viših odnosno nižih atenuacijskih vrijednosti. Metode poput VRT (*Volume Rendering Tehnique*) i SSD (*Shaded Surface Display*) pružaju trodimenzionalan prikaz objekta od interesa. Dalje, procesom segmentacije odabiremo strukturu koja nas zanima ili možemo ukloniti strukture koje nam otežavaju uvid u područje od interesa na CT snimci. Uz pomoć sirovih podataka može se prikazati unutrašnjost lumena šupljih organa koristeći metodu virtualne endoskopije. Sve su to aplikacije koje danas olakšavaju pregled bolesnika i postavljanje dijagnoze. Međutim, za njihovo pravilno korištenje nužno je razumijevanje osnovnog principa rada kao i prednosti i nedostataka ovih tehnika.

### 20.1. Ključne riječi

Spiralni CT uređaj, Hounsfieldova jedinica (HU), piksel, voksel, matriks, rekonstrukcija slike, Radonova transformacija, interpolacija, multiplanarne reformacije (MPR), MIP tehnika, MinIP tehnika, segmentacija, prag atenuacijske vrijednosti, tehnika površinskog renderiranja, tehnika volumnog renderiranja, virtualna endoskopija, perfuzija

## 21. Summary

With intensive development of modern technology and appearance of digitalisation, the possibilities of radiology in medicine are growing each day. From the development of classic CT scan as first digital radiological method to the evolution of modern multidetector or multislice helical CT scanners. Furthermore, the development of more advanced computers and data processing softwares brought enhances in image reconstruction as well as new applications of reformatting techniques for image postprocessing. Although CT scanner uses traditional axial sections for imaging, with the benefits of multiplanar reformations, we can present the scanned object in other planes as well. Apart of basic anatomic planes, sagittal and coronal, using reconstructions in oblique and curved plane can also help with the diagnosing. Knowing information about radiation attenuation for each voxel and pixel, and with reformations such as MIP (Maximum Intensity Projection) or MinIP (Minimum Intensity Projection), we can obtain better display of structures with higher or lower attenuation values. Methods like VRT (Volume Rendering Technique) and SSD (Shaded Surface Display), offer three-dimensional image of object of interest. Furthermore, with segmentation process, we can choose structure we would like to analyse or we can simply exclude structures that disturb imaging the area of interest on CT scan. Having the virtual endoscopy technique, it is possible to show the internal lumen of hollow organs using raw data sets. Today, all of these applications are facilitating patients' examinations and correct diagnosis. However, the appropriate use of these applications requires understanding the basic principles of functioning as well as their advantages and disadvantages.

### 21.1. Keywords

Helical CT scan, Hounsfield unit (HU), pixel, voxel, matrix, image reconstruction, Radon transform, interpolation, multiplanar reformation (MPR), maximum intensity projection (MIP), minimum intensity projection (MinIP), segmentation, threshold, shaded surface display (SSD), volume rendering technique (VRT), virtual endoscopy technique, perfusion

## 22. Životopis

### Osobni podaci

Ime: *Marina*

Prezime: *Petričević*

Datum i godina rođenja: *2.4.1998. godine*

Mjesto rođenja: *Split, Splitsko-dalmatinska županija, Hrvatska*

Adresa boravišta i prebivališta: *Kaštel Lukšić 21215; Sinokoše 26*

Telefon: *021/228-309*

Mobitel: *095 557 67 97*

E-mail: [petricevicmarina5@gmail.com](mailto:petricevicmarina5@gmail.com)

### Podaci o obrazovanju

Osnovna škola: *OŠ „Ostrog“; Kaštel Lukšić*

Srednja škola: *V. gimnazija „Vladimir Nazor“; Split (opća gimnazija)*

Fakultet: *Sveučilište u Splitu, OZS, Radiološka tehnologija (preddiplomski studij)*

### Dodatno

Poznavanje engleskog jezika.

Dobro iskustvo s korištenjem osnovnih računalnih programa.

Sudjelovanje na ljetnoj praksi na kraju svake studijske godine (Prve dvije godine u *KBC Firule*, a zadnja godina *KBC Križine* u Splitu).

Sudjelovanje na projektu *1<sup>st</sup> International Summer School „News in Radiological Technology and Radiography“* u razdoblju od 27. do 31. kolovoza 2018. godine.