

# Utjecaj rekonstrukcije slike kompjuterizirane tomografije na kvalitetu slike i dozu zračenja

---

Liljak, Marin

Master's thesis / Diplomski rad

2023

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:176:100940>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-31**

Repository / Repozitorij:



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

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



zir.nsk.hr



UNIVERSITY OF SPLIT



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ  
RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

**Marin Liljak**

**UTJECAJ REKONSTRUKCIJE SLIKE  
KOMPJUTORIZIRANE TOMOGRAFIJE NA KVALITETU  
SLIKE I DOZU ZRAČENJA**

**Diplomski rad**

Split, 2023

SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ  
RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

**Marin Liljak**

**EFFECT OF COMPUTERIZED TOMOGRAPHY IMAGE  
RECONSTRUCTION ON IMAGE QUALITY AND  
RADIATION DOSE**

**Diplomski rad/Master's Thesis**

Mentor:

**Izv.prof. dr. sc. Ivana Štula**

Split

Sveučilište u Splitu

Sveučilišni odjel zdravstvenih studija

Radiološka tehnologija

**Znanstveno područje:** Biomedicina i zdravstvo

**Znanstveno polje:** Temeljne medicinske znanosti

**Mentor:** Izv.prof. dr. sc. Ivana Štula

**UTJECAJ REKONSTRUKCIJE SLIKE KOMPJUTORIZIRANE TOMOGRAFIJE NA KVALITETU  
SLIKE I DOZU ZRAČENJA**

Marin Liljak, 66191

**SAŽETAK**

Temeljna ideja iterativne rekonstrukcije slike je izračun slikovnih podataka koji točno odgovara dobivenim podacima projekcije. Primjenjujući matematičku definiciju iterativnog algoritma za rekonstrukciju CT slike, idealan IR postupak sastoji se od ciklusa koraka projekcije naprijed i nazad s ponavljanim prijelazom iz projekcije (neobrađeni podaci) u prostor slike i obrnuto, iterativno poboljšavajući rekonstruirane slikovne podatke.

Simulacijom snimanja CT slike pomoću točnog modela CT slike, projekcija koraka naprijed generira sintetičke podatke projekcije koji se uspoređuju s izmjerenim podacima o projekciji. Korak povratne projekcije širi korekciju određenu iz razlike simulirane i izmjerene projekcije na prostor slike (npr. filtriranom projekcijom unatrag) gdje se primjenjuje kao ažuriranje trenutne procjene slikovnih podataka.

Kod Fourierove filtrirane projekcije unatrag profil prigušenja na svakom kutu gentryja se 'projicira unatrag' preko prostora slike. Vrijednost atenuacije u sinogramu podijeljena je brojem piksela slike duž smjera projekcije od izvora rtg zraka do detektora, i tako dobivena prosječna vrijednost prigušenja dodjeljuje se ovim pikselima; ako bi se vrijednosti piksela zbrojile duž smjera projekcije, vratila bi se izvorna vrijednost prigušenja u sinogramu. Ovo se ponavlja za svaki kut gentryja. Konačna slika projekcije unatrag je tada zbroj svih unazad projiciranih profila atenuacije.

Metode iterativne rekonstrukcije (IR) MDCT slika pružaju pouzdanu i alternativnu metodu za optimiziranje omjera između doze zračenja i kvalitete slike. Ove metode sastoje se od matematičkih pristupa naknadne obrade koji omogućuju ispravljanje neobrađenih podataka smanjenjem šuma slike bez promjene transverzalne prostorne rezolucije.

**Ključne riječi:** rekonstrukcija slike; kvaliteta slike; doza zračenja; kompjutorizirana tomografija

**Rad sadrži:** 50 stranica, 6 slika, 40 literarnih referenci

**Jezik izvornika:** hrvatski

## BASIC DOCUMENTATION CARD

MASTER THESIS

**University of Split**  
**University Department for Health Studies**  
**Radiological Technology**

**Scientific area:** Biomedicine and health care

**Scientific field:** Basic medical science

**Supervisor:** Izv.prof. dr. sc. Ivana Štula

### **EFFECT OF COMPUTERIZED TOMOGRAPHY IMAGE RECONSTRUCTION ON IMAGE QUALITY AND RADIATION DOSE**

Marin Liljak, 66191

#### **SUMMARY**

The basic idea of iterative image reconstruction is the calculation of image data that exactly corresponds to the obtained projection data. Applying the mathematical definition of an iterative algorithm for CT image reconstruction, the ideal IR procedure consists of a cycle of forward and backward projection steps with repeated transitions from projection (raw data) to image space and vice versa, iteratively improving the reconstructed image data.

By simulating CT image acquisition using an accurate CT image model, step-forward projection generates synthetic projection data that is compared to measured projection data. The back-projection step propagates the correction determined from the difference between the simulated and measured projections to the image space (e.g. filtered back-projection) where it is applied as an update to the current estimate of the image data.

In simple back projection (BP), the attenuation profile at each corner of the gantry is 'back-projected' across the image space. The attenuation value in the sinogram is divided by the number of image pixels along the projection direction from the x-ray source to the detector, and the average attenuation value thus obtained is assigned to these pixels; if the pixel values were summed along the projection direction, the original attenuation value in the sinogram would be returned. This is repeated for each corner of the gantry. The final back projection image is then the sum of all back projected attenuation profiles.

Iterative reconstruction (IR) methods of MDCT images provide a reliable and alternative method to optimize the ratio between radiation dose and image quality. These methods consist of mathematical post-processing approaches that allow the correction of raw data by reducing image noise without changing the transverse spatial resolution.

**Key words:** image reconstruction; image quality; radiation dose; computed tomography

**Thesis contains:** 50 pages, 6 figures, 40 references

**Original in:** Croatian

## SADRŽAJ

1. UVOD .....	1
2. CILJ RADA.....	2
3. IZVORI PODATAKA I METODE .....	3
4. NASTANAK CT SLIKE .....	4
4.1. SAŽETAK HARDVERSKIH FUNKCIJA.....	4
4.2. SOFTVERSKA KONVERZIJA PODATAKA U SLIKE .....	4
4.3. HOUNSFILDOVE JEDINICE .....	5
4.4. FILTRIRANA PROJEKCIJA UNATRAG (FBP).....	7
4.4.1. Ograničenja filtrirane projekcije unatrag .....	9
4.4.2. Izazovi FBP-a i kako se mogu riješiti .....	10
4.5. ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA SLIKE (IR) .....	11
4.5.1. Iterativne metode rekonstrukcije slike primijenjene u dijagnostičkom CT-u .....	14
4.5.2. Statistička iterativna rekonstrukcija (HIBRID).....	15
4.5.3. Iterativna rekonstrukcija temeljena na modelu (MBIR).....	15
4.6. DODATNI ČIMBENICI RELEVANTNI ZA PRIKAZ CT SLIKA .....	19
4.6.1. Prozor slike.....	19
4.6.2. Obrada slike nakon rekonstrukcije .....	19
5. ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA I KVALITETA SLIKE .....	21
5.1. ŠUM .....	21
5.2. KONTRASTNA REZOLUCIJA.....	24
5.3. OMJER SIGNAL-ŠUM (SNR).....	26
5.4. OMJER KONTRASTA I ŠUMA (CNR).....	26
5.5. STUDIJE KVALITETE SLIKE KOD ITERATIVNIH REKONSTRUKCIJA .....	26
5.6. DOZA PACIJENTA KOD KOMPJUTERIZIRNE TOMOGRAFIJE .....	33
5.6.1. Definicije ct doznog indeksa .....	33
5.6.2. Definicija ponderiranog CTDI .....	33
5.6.3. Definicija volumenski ponderiranog CTDI.....	34

5.6.4. Definicija produkta duljine doze .....	34
5.6.5. Definicija efektivne doze .....	34
5.7. ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA I DOZA ZRAČENJA.....	36
6. ZAKLJUČAK .....	40
SKRAĆENICE.....	41
7. LITERATURA.....	42
8. ŽIVOTOPIS .....	46

# 1. UVOD

Kompjuterizirana tomografija, CT (engl. Computed Tomography) je dobro poznati medicinski modalitet snimanja koji stvara slike presjeka ljudskog tijela koristeći tehniku tomografije. Za razliku od drugih metoda snimanja, CT ima jedinstvenu sposobnost stvaranja jasnih slika mnogih vrsta tkiva i daje slike presjeka tjelesnih organa i tkiva.

Metode optimizacije CT-a bile su primarni fokus medicinske istraživačke zajednice zbog povećanja upotrebe CT-a što je dovelo do izloženosti stanovništva pregledima. Trenutno je CT dozimetrijski sustav standardiziran i većina dosadašnjih istraživanja bila je usmjerena na identifikaciju najpreciznijeg personaliziranog dozimetrijskog sustava. Stoga uobičajena postavka parametara snimanja i tehnika rekonstrukcije može pomoći u optimizaciji i ograničenju doza zračenja (1).

Nadalje, izloženost dozi ne može se odvojiti od kvalitete dijagnostičke slike. Smanjenje doze treba koristiti samo ako je kvaliteta slike jednaka ili bolja od minimalnog prihvatljivog praga za radiologa. Promjena parametara koja je previše drastična može pogoršati kvalitetu slike i učiniti lezije manje vidljivima.

Stoga, kako bi se optimizirali CT postupci, mora se napraviti kompromis između kvalitete slike i doze zračenja. Čini se da ugrađeni algoritam iterativne rekonstrukcije (IR) nudi mogućnost smanjenja izloženosti pacijenta CT zračenju uz održavanje kvalitete slike (2).

Redovita tehnička ispitivanja doza zračenja, medicinske opreme i procjenu kvalitete slike nazivamo kontrolom kvalitete. Kako bi se osigurala sukladnost s propisima te kako bi dobili što kvalitetniju sliku, a osigurali što manje zračenje na pacijenta, kontrolu kvalitete obavljaju medicinski fizičar i radiološki tehnolog na dnevnoj, tjednoj, tromjesečnoj i godišnjoj fazi.



## **2. CILJ RADA**

Cilj rada jeste upoznati čitatelja s osnovnim pojmovima vezanim uz kvalitetu i rekonstrukciju CT slike, objasniti iterativnu rekonstrukciju slike CT-a i njezin utjecaj na kvalitetu slike i dozu zračenja.

### **3. IZVORI PODATAKA I METODE**

Za teorijski dio rada pretraženi su znanstveni članci koristeći bazu podataka PubMed.gov. Korištene su različite kombinacije ključnih riječi, a to su: image reconstruction, image quality, radiation dose, computed tomography. Osim znanstvenih članaka, korišteni su i svi izvori povezani s temom, stručne knjige te upute za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskih uređaja za CT Službe za radiološku sigurnost.

## **4. NASTANAK CT SLIKE**

### **4.1. SAŽETAK HARDVERSKIH FUNKCIJA**

Generator proizvodi električnu struju koja prolazi kroz katodu i zagrijava je. Procesom termoionizacije oslobađaju se elektroni koji se zbog velikog napona ubrzavaju prema anodi. Razlika u električnom naboju između katodne niti i anode u vakuumu privlači elektrone prema anodi. 1% elektrona koji udare u anodu pretvara se u fotone rtg zraka, ostalo se pretvara u toplinu. Oslobodeni se fotoni usmjeravaju kroz pacijenta.

Kolimatori pomažu smanjiti raspršeno zračenje, filtracijom se smanjuje udio mekih zraka te konačno artefakata u proizvedenim slikama. Kretanje stola kroz gentry omogućuje potpuno skeniranje željenog dijela tijela pacijenta. Stupanj apsorpcije rtg zraka (također se naziva slabljenje) razlikuje se prema gustoći svake anatomske strukture kroz koju zraka prolazi. Detektor prima fotone rentgenskog zračenja s različitim intenzitetom energije i pretvara ih u fotone vizualne svjetlosti, a zatim u električni signal. Električni signal se kondicionira pomoću elektronskog pojačala i pretvara iz kontinuiranog (analognog) signala u diskretne (digitalne) signale analogno-digitalnim pretvaračem (3).

Za svaku ravninu fotona za koje je detektirano da su prošli kroz snimljeni objekt, detektor bilježi profil slabljenja (projekcija ili slika sjene) i prosljeđuje ga procesoru slike. Kako se rendgenska cijev i detektor lagano okreću u drugu ravninu, daljnje skeniranje iz novog kuta stvara drugu projekciju. Ovaj proces se ponavlja sve dok se željeni dio objekta ne skenira u cijelosti (3).

### **4.2. SOFTVERSKA KONVERZIJA PODATAKA U SLIKE**

Osnovu rekonstrukcije slike predstavljaju pojmovi matriksa, piksela i voksel. Složenim matematičkim algoritmima izračunava se koeficijent atenuacije za svaki voksel. 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, današnji CT uređaji imaju matrix veličine 1024x1024. Što je matrica slike veća, odnosno, ima veći broj malih kvadratića tkz. piksela, rezolucija slike će biti bolja.

Piksel predstavlja 2D prikaz sićušnog bloka tkiva koji zovemo voksel. Vrijednost svakog piksela unutar matriksa slike odgovara atenuaciji zračenja u vokselu kojeg predstavlja, a

prikazana je brojčano i nijansom sive boje koja odgovara izmjerenom rendgenskom zračenju odnosno dobivenom iznosu napona.

Dobiveni napon se analogno-digitalnom konverzijom pretvara u digitalni signal koji kao bitovi i bajtovi na procesorskom čipu čine "izvorni" skup podataka koji sadrži informacije o skeniranoj 3D strukturi. Tim se podacima može manipulirati korištenjem matematičkih algoritama za predstavljanje 3D strukture na različite načine kao različite vrste slika.

Formule se primjenjuju za pretvorbu podataka iz izvornih podataka u nove vrijednosti nazivaju se transformacijom. Kada se izvorne vrijednosti bitova koje predstavljaju intenzitet fotona (i gustoću skeniranog objekta) pomnože s linearnim koeficijentom, ovaj se proces naziva "linearna transformacija" (3).

Slike se prikazuju na filmu ili zaslonu električnog monitora. Zaslone električnih monitora sastoje se od matrice podijeljene na kvadrate koji se nazivaju pikselima. Svaki piksel na ekranu predstavlja dvodimenzionalnu projekciju trodimenzionalnog volumena, koji se naziva voksel. Svakom vokselu i pikselu dodijeljen je broj koji odražava količinu energije fotona koju je apsorbirao i izmjerio detektor, što odražava gustoću objekta koji je zauzimao taj prostor u trenutku skeniranja. Što je veći dodijeljeni broj, veća je svjetlina prikazanog piksela (i veća je gustoća tvari koja je ispunjavala prostor) (4).

### **4.3. HOUNSFILDOVE JEDINICE**

Fizička gustoća tkiva proporcionalna je atenuaciji fotona (apsorpciji fotona). CT detektori mjere stupanj u kojem skenirana tkiva prigušuju fotone (tj. njihovu gustoću), a procesor slike koji pohranjuje podatke kao bitove pretvara te vrijednosti tako da prikazani pikseli imaju proporcionalno dodijeljenu svjetlinu piksela. Formula za ovaj izračun za pretvaranje bit podataka u raspon od 5000 vrijednosti koristi se globalno (5).

Raspon vrijednosti ljestvice nazvan je po Hounsfieldu; svaka vrijednost na ljestvici naziva se Hounsfieldova jedinica (HU). Gustoćama raznih tvari dodijeljene su relativne vrijednosti, koje se nazivaju koeficijenti prigušenja. Gustoća tvari u pacijentu (prirodna tkiva i svi medicinski implantati) i oko pacijenta izračunavaju se na temelju linearne transformacije izmjerenih koeficijenata atenuacije rtg zraka (6). Ova se transformacija temelji na standardnom mjerenju gustoće dviju tvari, destilirane vode (postavljene kao 0 HU) i zraka (postavljene kao -1000 HU) na temperaturi od 0 stupnjeva Celzija i tlaku od 10 Paskala (7).

CT skeneri koji se koriste u medicinskoj praksi mogu prikazati HU u rasponu od -1024 HU do +3071 HU (8). Tumačenje kliničkih slika često ovisi o procjeni HU strukture, kao što je razlikovanje vaskularnih lezija (koje su guste kada su ispunjene kontrastom) od nevaskularnih lezija i razlikovanje akutnog krvarenja (koje je gusto) u odnosu na neakutno krvarenje ili druge tvari. Različite publikacije definiraju različite raspone za određena tkiva i tvari, na primjer:

- Masno tkivo (kao omentalno i potkožno masno tkivo) ima HU od -40 do -100,
- Meko tkivo (poput mišića i tetiva) ima HU od 40 do 80, i
- Kortikalna kost (kao u dugim kostima ili lubanji) ima HU od 400 do 1000 (9).

#### 4.4. FILTRIRANA PROJEKCIJA UNATRAG (FBP)

U jednostavnoj projekciji unatrag (engl. *back projection*, BP), profil prigušenja na svakom kutu gentryja se 'projicira unatrag' preko prostora slike. Vrijednost atenuacije u sinogramu podijeljena je brojem piksela slike duž smjera projekcije od izvora rtg zraka do detektora, i tako dobivena prosječna vrijednost prigušenja dodjeljuje se ovim pikselima; ako bi se vrijednosti piksela zbrojile duž smjera projekcije, vratila bi se izvorna vrijednost prigušenja u sinogramu.

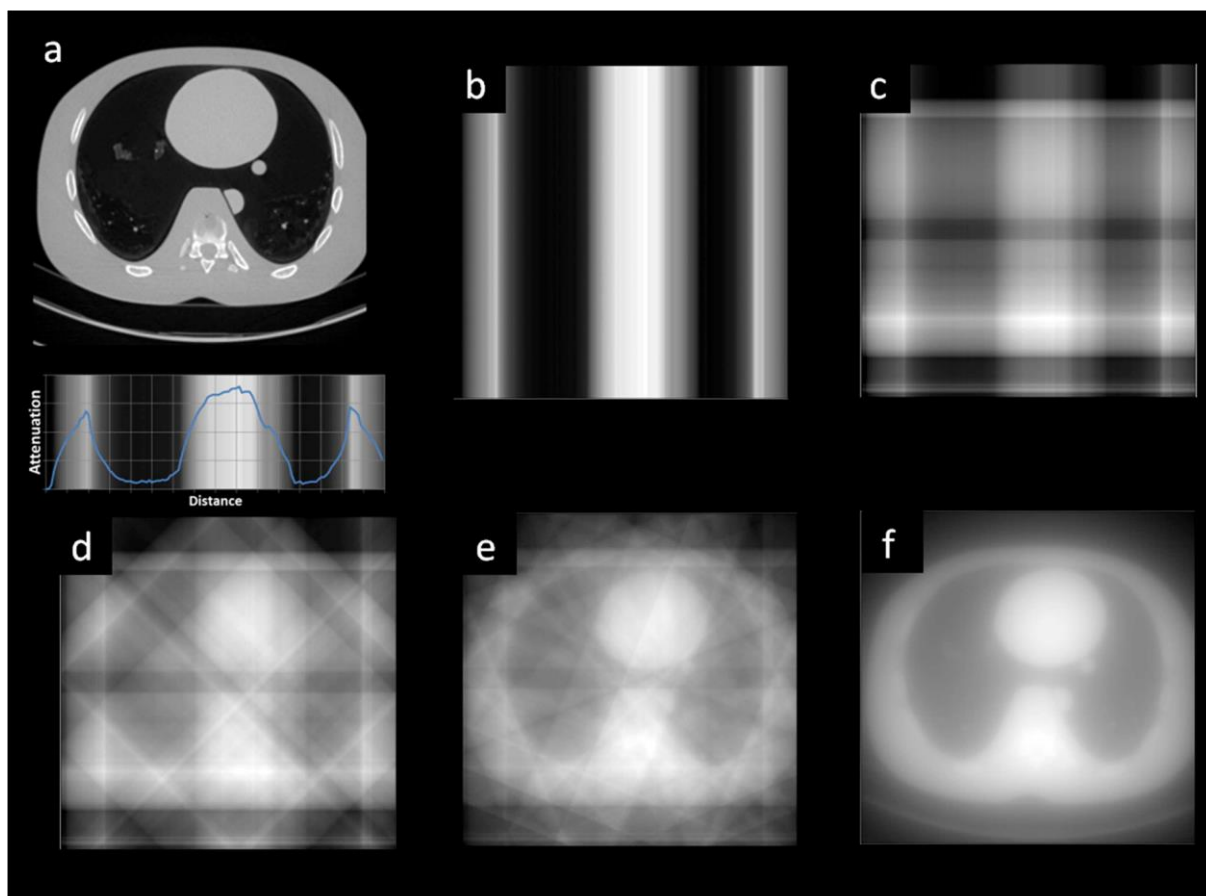
Ovo se ponavlja za svaki kut gentryja. Konačna slika projekcije unatrag je tada zbroj svih unazad projiciranih profila atenuacije. Jednostavan BP proces grafički je prikazan na slici 1. Iako je jednostavna BP konceptualno jednostavna za razumijevanje, ne daje jasne slike. BP 'zamućenju' može se suprotstaviti primjenom filtera prostorne frekvencije prema profilima prigušenja prije projekcije unatrag (10).

Isti koraci rekonstrukcije slike prikazani su na slici 2, ali ovaj put je primijenjen jednostavni ramp filter na profile prigušenja koji čine sinogram prije projekcije unatrag. Ovo je filtrirana projekcija unatrag. Primijeniti matematičke filtere na podatke prije projekcije unatrag je računski lako izvedivo na postupan način kako se stiče svaki novi profil prigušenja. To je razlog zašto se može koristiti filtrirana projekcija unatrag kako bi se rekonstruirale aksijalne CT slike u vrlo kratkom vremenu: za veliki volumen skeniranja potrebne su desetinke sekunde za rekonstruiranje na modernim skenerima (11).

Ramp filter je matematička funkcija koja potiskuje komponente niske prostorne frekvencije profila prigušenja. Brze prostorne promjene u profilu prigušenja, na primjer gdje postoji granica između anatomske strukture visoke i niske gustoće, pojačavaju se.

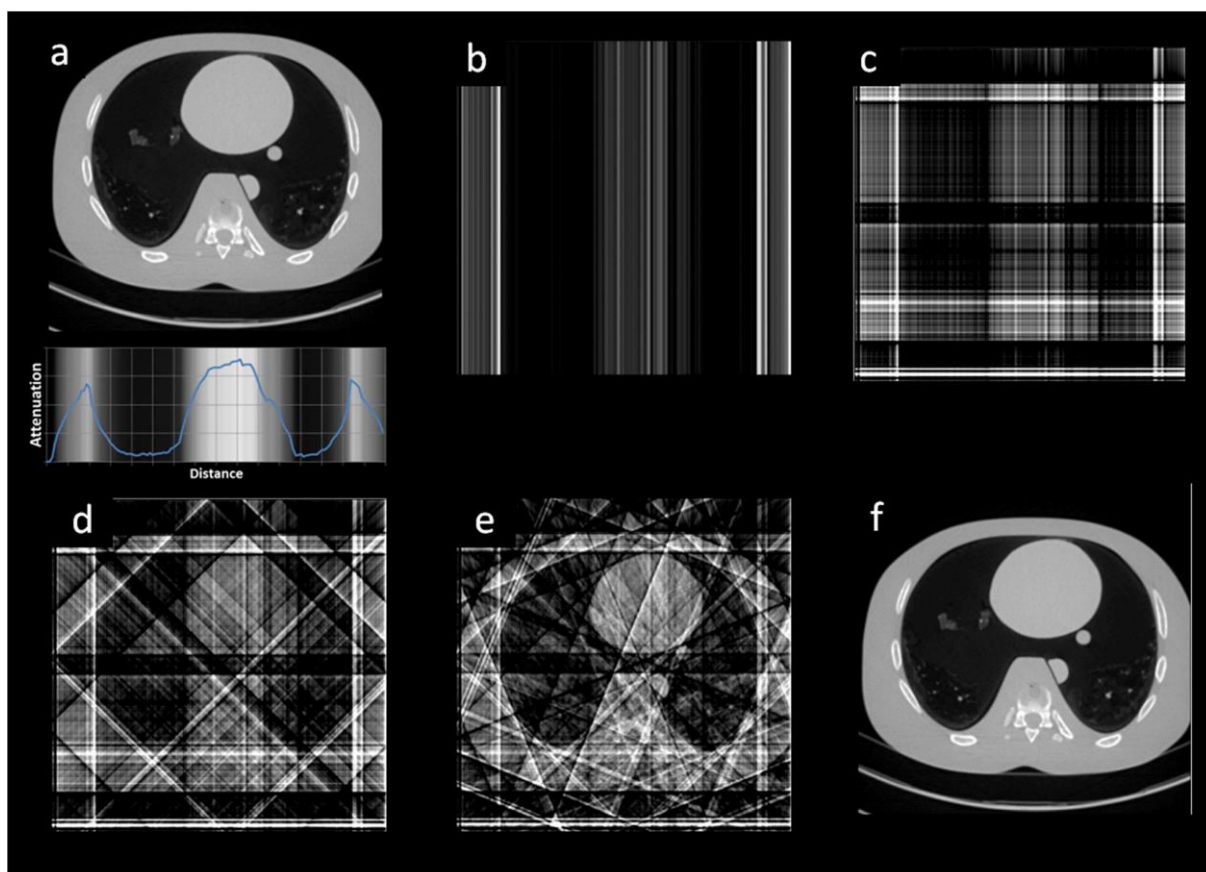
To ima učinak suzbijanja zamućenja i poboljšavanja rubova na slici, kao što se može vidjeti na Slici 1 i 2. Međutim, ovaj filter također povećava šum slike, koji postoji u neobrađenom signalu prvenstveno na visokim prostornim frekvencijama. To FBP CT slikama daje njihov karakterističan išaran ili pjegav izgled.

Ramp filter matematički je zadužen za uklanjanje zamućenja projekcije unatrag, ali ga je moguće kombinirati s različitim snagama filtra (kernela) za poboljšanje prostorne rezolucije konačne slike u različitim stupnjevima ovisno o primjeni (npr. visoka razlučivost vaskularnog kernela ili kernela glatkih mekih tkiva); veći šum slike je posljedica postizanja veće prostorne rezolucije.



Slika 1. Jednostavna projekcija unatrag (a) prikazan je sloj antropomorfnog prsnog fantoma, s jednim profilom prigušenja u AP smjeru. Kada se ovaj singl profil projicira unatrag preko rekonstruiranog prostora slike, formira se projekcijska slika (b). Slika (c) je projekcija unatrag dva okomita projekcijska profila; slika (d) je formirana projekcijom unatrag četiri profila; (e) iz osam profila; i (f) od 720 profila. U ovom trenutku slika počinje nalikovati objektu snimanja, ali uz znatno zamućenje. Postupak jednostavne projekcije unatrag sam po sebi proizvodi zamućene slike.

Izvor: [https://www.journalofcardiovascularct.com/article/S1934-5925\(19\)30060-7/fulltext](https://www.journalofcardiovascularct.com/article/S1934-5925(19)30060-7/fulltext)



Slika 2. Filtrirana projekcija unatrag - uzimanje istih profila prigušenja iz snimljenog sloja antropomornog prsnog fantoma (a), odgovarajuće slike filtrirane projekcije unatrag u odnosu na jednostavnu filtriranu projekciju na slici 4. (b-f) su prikazane ovdje, stvorene od (b) jednog, (c) dva, (d) četiri, (e) osam i (f) 720 profila slabljenja FBP. Postupkom filtriranja vraća se prostorna razlučivost na konačnoj slici.

Izvor: [https://www.journalofcardiovascularct.com/article/S1934-5925\(19\)30060-7/fulltext](https://www.journalofcardiovascularct.com/article/S1934-5925(19)30060-7/fulltext)

#### 4.4.1. Ograničenja filtrirane projekcije unatrag

U rekonstrukciji FBP-a pretpostavlja se da rtg zrake putuju u ravnim linijama, svi fotoni rtg zraka imaju istu energiju te da intenzitet rtg zraka eksponencijalno slabi u tijelu (Beerov zakon). Također se pretpostavlja da je izvor rtg zraka beskonačno mala žarišna točka i da se interakcije rtg zraka događaju duž linije između žarišne točke i geometrijskog središta elementa detektora, umjesto kontinuirano kroz dio pacijenta koja se snima i cijeli element detektora (13).



#### **4.4.2. Izazovi FBP-a i kako se mogu riješiti**

Nedostaci FBP-a su što pretpostavlja da sinogram predstavlja savršenu reprezentaciju objekta koji se snima, a korak filtriranja pojačava šum u snimljenom signalu, stvarajući karakteristične išarane aksijalne slike. Osim statističkog šuma, sve druge aberacije u prikupljenim podacima mogu izazvati dramatične artefakte slike, kao što su pruge ili trakasti artefakti.

Međutim, iako FBP slike mogu biti prilično zrnate i sa šumom, radiolozi koji su navikli gledati ih često se osjećaju ugodnije pregledavajući te slike, radije nego IR slike, čak iako je briga za dozu zračenja pacijenta dovela do toga da je prihvatljivi omjera signala i šuma progresivno niži i niži (13).

## 4.5. ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA SLIKE (IR)

S matematičkog gledišta, iterativne algoritme karakterizira postupno ponavljanje izračuna u kojem se rezultat prethodnog koraka računa u trenutni korak izračuna, npr. pomoću izraza ispravka ili ažuriranja. Iterativni ciklus se ponavlja dok se ne zadovolji unaprijed definiran kriterij zaustavljanja, npr. ako je fiksni broj ponavljanja ili dovoljno mala razlika između rješenja od dva uzastopna iterativna koraka (konvergencija) (14).

Temeljna ideja IR slike je izračun slikovnih podataka koji točno odgovara dobivenim podacima projekcije. Primjenjujući matematičku definiciju iterativnog algoritma za rekonstrukciju CT slike, idealan IR postupak sastoji se od ciklusa koraka projekcije naprijed i nazad s ponavljanim prijelazom iz projekcije (neobrađeni podaci) u prostor slike i obrnuto, iterativno poboljšavajući rekonstruirane slikovne podatke (15).

Simulacijom snimanja CT slike pomoću točnog modela CT slike, projekcija koraka naprijed generira sintetičke podatke projekcije koji se uspoređuju s izmjerenim podacima o projekciji. Korak povratne projekcije širi korekciju određenu iz razlike simulirane i izmjerene projekcije na prostor slike (npr. filtriranom projekcijom unatrag) gdje se primjenjuje kao ažuriranje trenutne procjene slikovnih podataka. Idealna IR metoda stoga se sastoji od sljedećih koraka (16):

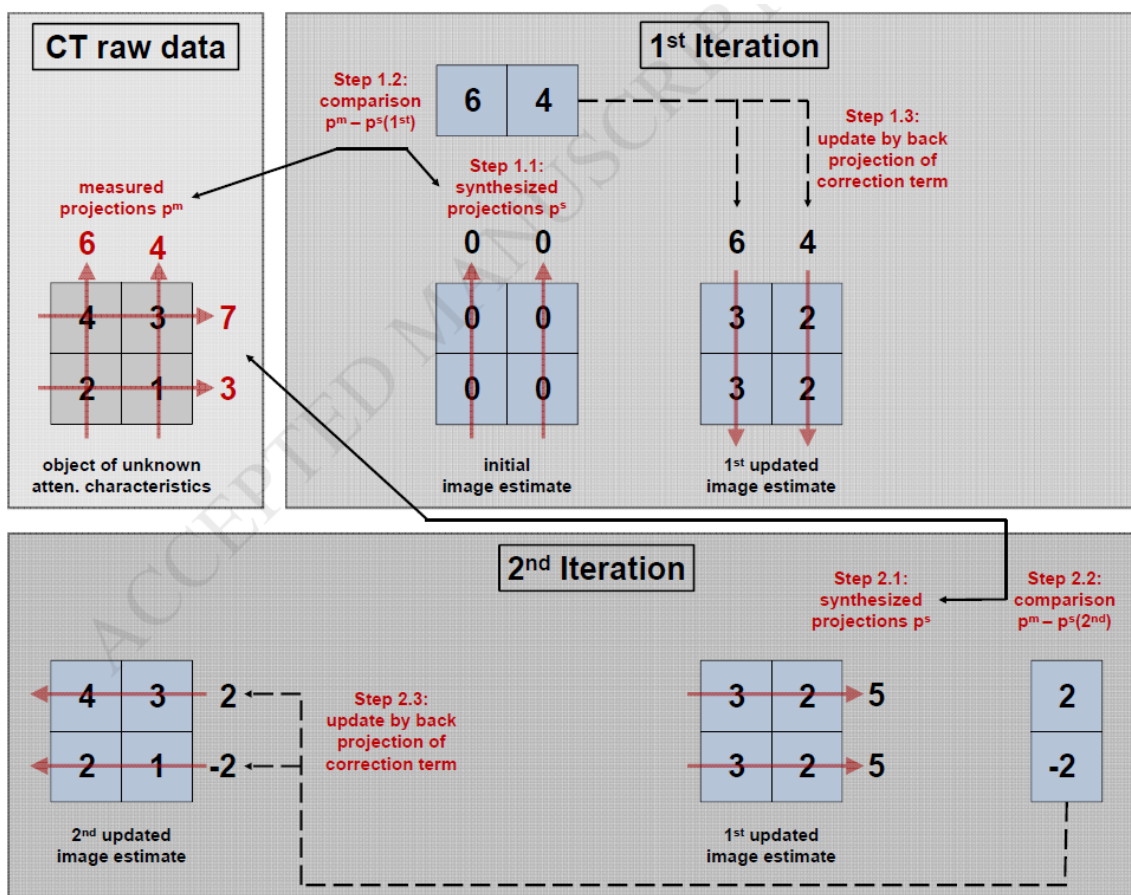
1. Na temelju početne procjene slike, npr. izvedene rekonstrukcijom pomoću FPB, sintetizirane projekcije se simuliraju projekcijom prema naprijed (prijelaz iz slike u prostor projekcije).
2. Usporedbom sintetiziranih projekcija s izmjerenim projekcijama izračunava se termin korekcije iz njihove razlike.
3. Trenutna procjena slike ažurira se povratnom projekcijom termina korekcije (prijelaz iz projekcije u prostor slike).

Ovaj iterativni ciklus se ponavlja dok se ne ispuni unaprijed definirani kriterij zaustavljanja. Slika 3. ilustrira iterativni ciklus rekonstrukcije pomoću pojednostavljenog primjera za matricu objekta  $2 \times 2$  koja se sastoji od četiri nepoznate koeficijenta prigušenja. Dobiveni CT raw podaci su predstavljeni projekcijama pm mjenim u okomitom i vodoravnom smjeru.

U prvoj iteraciji, sintetizirane projekcije  $p_s$  izračunavaju se na temelju početne procjene slike projekcijom prema naprijed u okomitom smjeru (korak 1.1) i uspoređuje se s odgovarajućim izmjerenim projekcijama  $p_m$  (korak 1.2). Zatim se matrica slike ažurira projekcijom prema unatrag korektivnog izraza (korak 1.3) koji se sastoji od razlike između izmjerenih i simuliranih podataka projekcije.

Druga iteracija ponavlja ove korake potpuno istim redoslijedom na temelju projekcije u vodoravnom smjeru. U principu, ovaj se iterativni ciklus može dalje nastaviti dok se ne ispuni unaprijed definirani kriterij zaustavljanja. Za ovaj pojednostavljeni primjer daljnje ponavljanje nije potrebno jer je postignuto podudaranje matrice slike i objekta, a time i projekcije mjerene i sintetizirane u vertikalnim i horizontalnim smjerovima, nakon samo dvije iteracije.

Dok se koeficijenti prigušenja početne procjene slike mogu slobodno birati i stoga također mogu poprimiti vrijednosti različite od nule ili biti nehomogeno raspoređeni, optimalan izbor početne procjene slike rezultirat će bržom konvergencijom IR ciklusa.



Slika 3. Pojednostavljeni primjer iterativnog ciklusa rekonstrukcije za matricu objekta  $2 \times 2$  koja se sastoji od četiri nepoznata koeficijenta atenuacije i odgovarajuću matricu slike od  $2 \times 2$  piksela.

Izvor: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30527298/>

U koraku projekcije unaprijed, simulacija projekcija trenutne procjene slikovnih podataka zahtijeva model procesa CT snimanja. Takvi modeli mogu uključivati optiku CT sustava kao i statistiku sustava. Uvjet 'optika sustava' odnosi se na geometriju CT sustava, npr. udaljenosti između rendgenske cijevi, izocentra i detektora i njegovih komponenti, npr. oblika i veličine žarišne točke i elemenata detektora kao što su geometrije snopa i detektora (17).

Izraz 'statistika sustava' pokriva spektar fotona koji emitira rendgenska cijev, statističku raspodjelu fotona i šum elektrone detektora. Modeliranje optike sustava omogućuje poboljšanje prostorne rezolucije dok modeliranje statistike sustava omogućuje smanjenje šuma slike. Detaljniji i time egzaktniji ali i sve složeniji modeli mogu potencijalno poboljšati rezultirajuće slikovne podatke, ali zahtijevaju više računalne snage, kao što implicitni

kompromis između točnosti modela i potrebnog vremena rekonstrukcije treba optimizirati s ciljem kliničke rutinske uporabe (16).

U rekonstrukciji CT slike, IR algoritmi se mogu definirati kao problemi ograničene optimizacije, u kojima su slikovni podaci nepoznato optimalno rješenje problema. Matematički, problem može biti opisan funkcijom troška koji pokušava istovremeno optimizirati dva različita aspekta rekonstrukcija: usklađenost rekonstruiranih slikovnih podataka s izmjerenim podacima projekcije (podatkovni termin) i potiskivanje šuma slike pomoću termina za regulaciju koji penalizira rješenja sa šumom na problem optimizacije.

Uvođenje ograničenja u problem optimizacije omogućuje predračun za optiku sustava i statistiku modela procesa snimanja CT-a. Matematički, IR rekonstrukcija se tada sastoji od minimiziranja troškovne funkcije ponovljenim ažuriranjem slikovnih podataka, dakle maksimiziranje usklađenosti između izmjerenih i rekonstruiranih podataka i minimiziranje šuma slike (17).

#### **4.5.1. Iterativne metode rekonstrukcije slike primijenjene u dijagnostičkom CT-u**

Dok je IR postao zadana metoda rekonstrukcije slike za snimanje emisijskom tomografijom u nuklearnoj medicini, treba napomenuti da je prvobitno predložen i primijenjen u CT prikazu u ranim 1970-im (18). Zbog ograničene računalne snage koja je tada bila dostupna, ubrzo ga je zamijenila brza i robusna analitička metoda FBP, koja je postala standardna metoda rekonstrukcije slike u CT-u.

Tek nedavno, dostupnost prilične količine računalne snage potrebne za obradu temeljne matematike i velike količine podataka u CT prikazu učinili su primjenu IR u CT-u opet izvedivom. Iako su informacije o tehničkim detaljima i stvarnoj implementaciji komercijalno dostupnih IR algoritama većinom vlasničke, mogu se grubo klasificirati na statističke (hibridne) i one temeljene na modelima iterativnih algoritama, koji se razlikuju u razini detalja modeliranja procesa snimanja (19).

Dok prvi imaju za cilj iterativno optimizirati fizičke modele statistike fotona ('statistika sustava') u prostoru projekcije i/ili slike, potonji dodatno računaju na tehničke aspekte korištenog CT sustava („optika sustava”). Oba IR pristupa imaju za cilj ograničavanje broja ponavljanja kako bi se smanjila potrebna računaska snaga i vrijeme rekonstrukcije (16).

#### **4.5.2. Statistička iterativna rekonstrukcija (HIBRID)**

Statistički algoritmi IR karakterizirani su zasebnom iterativnom filtracijom podataka izvedenom u prostoru projekcije i/ili u prostoru slike (Slika 4b). Treba napomenuti da se prijelaz iz projekcije u prostor slike, tj. stvarne rekonstrukcije slike, obično oslanja na gore opisani FBP. Stoga je brzina rekonstrukcije slike ove klase IR algoritama, također često nazivanih hibridnim IR, otprilike je usporediva s FBP-om budući da iterativna filtracija podataka u projekciji i/ili u prostoru slike obično ne zahtijeva puno dodatnog vremena izračuna.

U prostoru projekcije, statistička filtracija sastoji se od iterativne analize varijacije podataka. Pomoću statističkih modela, podaci o projekcijama susjednih projekcija se uspoređuju radi utvrđivanja previše buke ili projekcije s manjkom fotona, koje se zatim zamjenjuju ili modificiraju tako da se postiže konzistentnost maksimalnog broja podataka, tj. varijacije su minimizirane. Bez izmjena, ove projekcije bi značajno doprinosile šumu slike i artefaktima kao što su pruge, a dodaju ograničen broj informacija rekonstruiranim slikovnim podacima (20).

Za razliku od FBP-a gdje sve projekcije jednako doprinose rekonstruiranim slikovnim podacima (jednako ponderiranje), modificiranim projekcijama može se dodijeliti manja težina za sprječavanje potencijalnog unošenja pristranosti, tako da manje doprinose rekonstruiranim slikovnim podacima nego projekcije koje nisu mijenjane (21).

Nakon prijelaza u prostor slike, npr. od strane FBP-a, slikovni podaci su iterativno filtrirani pomoću statističkih modela očekivanih i karakterističnih struktura buke snimljene regije tijela, omogućujući daljnje uklanjanje šuma slike. U tu svrhu, filtri očuvanja rubova se koriste kako bi se smanjili učinci na prikaz finih struktura i detalja niskog kontrasta. Iako je moguće primijeniti iterativnu filtraciju samo u projekciji ili u prostoru slike i prethodnicima trenutnog statističkog IR-a ograničeni su na prostor slike, najsuvremeniji IR algoritmi obično izvode iterativnu optimizaciju u oba prostora (22).

#### **4.5.3. Iterativna rekonstrukcija temeljena na modelu (MBIR)**

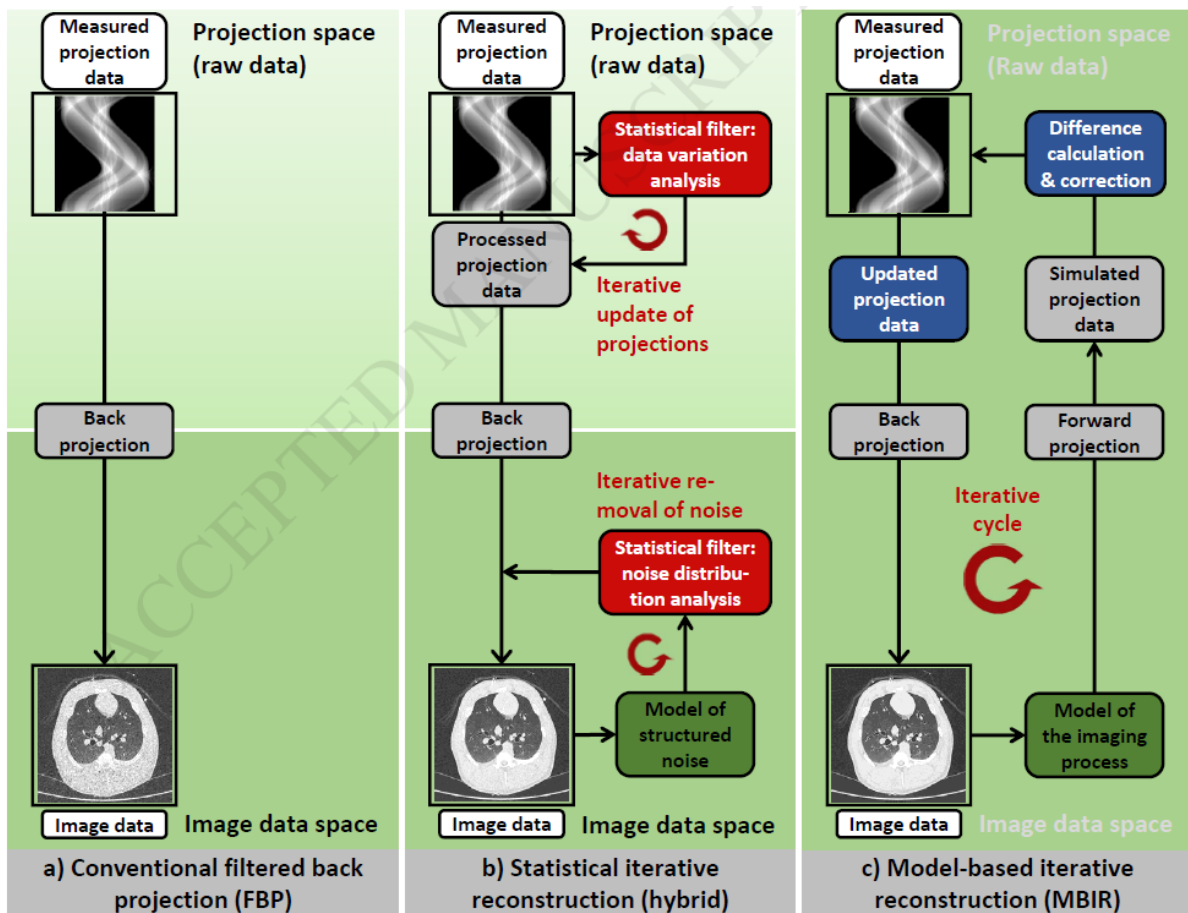
Glavna razlika između statističkog i IR-a temeljenog na modelu je u tome što MBIR algoritme karakterizira barem jedna projekcija prema naprijed iz prostora slike u prostor projekcije za simulaciju temeljenu na podacima projekcije na trenutnoj procjeni slike, što je prikazano na Slici 4c. U tu svrhu MBIR zahtijeva model procesa CT snimanja za projekciju

unaprijed, kao i model ili procjenu snimljenog objekta, tzv. prior za inicijalizaciju iterativnog ciklusa (npr. dobiven rekonstrukcijom FBP-a). Što je prethodna slika bliža snimljenom objektu brže će MBIR algoritam konvergirati.

Slika 4 (a) Konvencionalna filtrirana projekcija unatrag (FBP): izmjereni podaci projekcije linearno se pretvaraju u prostor slike projekcijom unatrag nakon primjene filtra (kernela), tj. matematičke konvolucije svake mjerene projekcije s funkcijom filtra. Filtri kontroliraju karakteristike slike kao što su prostorna razlučivost (npr. oštrina rubova) i šum slike. Pojednostavljenje procesa prikupljanja CT podataka kao što je beskonačno mali, točkasti izvor rtg zraka, geometrija snopa zraka u obliku olovke i intenzitet mjerenja u središnjoj točki svakog elementa detektora su pretpostavke svojstvene FBP-u.

(b) Statistička IR: Na temelju statističkih modela, npr. varijacije podataka uzrokovane projekcijama podložnim fotonskom izglednjivanju i strukturama šuma karakterističnim za unutarnju prikazanu anatomiju određene regije tijela, podaci se iterativno filtriraju u prostoru projekcije i slike. Oslanjajući se na princip filtrirane povratne projekcije za rekonstrukciju slikovnih podataka, ova klasa IR algoritama se također često naziva hibridna IR.

(c) IR temeljena na modelu (MBIR): Od izmjerenih podataka projekcije izračunava se početna procjena podataka slike, npr. pomoću FBP-a. Usporedba simuliranih i izmjerenih projekcijskih podataka omogućuje izračun ažuriranja slikovnih podataka kroz povratnu projekciju korektivnog člana. Iterativni ciklus se ponavlja dok se ne ispuni unaprijed definirani kriterij zaustavljanja. Ovu klasu IR algoritama karakterizira ponovljena primjena koraka projekcije unatrag i unaprijed za prijelaz iz projekcijskog u prostor slike i obrnuto. Dodatni filteri, npr. slični onima koji se koriste u statističkoj IR, također se mogu primijeniti.



Slika 4. Shematski prikaz tehnika rekonstrukcije slike dostupnih i primijenjenih u CT snimanju.

Izvor: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30527298/>

Projekcija unatrag korekcijskog člana izračunatog usporedbom sintetičkih i izmjerenih podataka o projekciji daje ažurirane slikovne podatke, koji se mogu koristiti za inicijalizaciju naknadne projekcije iterativnog ciklusa unaprijed. Budući da je simulacija sintetičkih neobrađenih podataka projekcijom prema naprijed u MBIR-u složena i zahtijeva veliku količinu računskog vremena, iterativnu filtraciju u projekciji i prostoru slike sličnu procesima statističke filtracije primijenjenim u statističkom IR (vidi gore) može se dodatno koristiti za ograničavanje potrebnog broja iterativnih koraka projekcije unaprijed olakšavajući bržu konvergenciju (16).

U usporedbi sa statističkim IR-om koji samo implementira modeliranje statistike fotona, modeli CT procesa snimanja u MBIR-u dodatno uzimaju u obzir tehnička svojstva korištenog CT sustava, npr. modeliranjem optike sustava i detalja fizike CT snimanja.



Modeliranje procesa CT snimanja je stoga točnije i detaljnije nego u statističkom IR-u, i kao posljedica toga složenije i zahtjevnije za računanje. U usporedbi s točanim modelom procesa CT snimanja potrebnog za idealnu IR, modeli implementirani u najsuvremenijim MBIR algoritmima i dalje su podložni pojednostavljenjima i aproksimacijama (16).

## **4.6. DODATNI ČIMBENICI RELEVANTNI ZA PRIKAZ CT SLIKA**

### **4.6.1. Prozor slike**

Iako su HU vrijednosti u CT slikama izražene na skali od 5000 jedinica, ljudsko oko može razlikovati puno manje sivih nijansi u optimalnim uvjetima (23). Prikazana svjetlina i kontrast u sivim tonovima mogu se promijeniti smanjenjem ili povećanjem broja uključenih Hounsfield jedinica (nazvanih "prozor") i/ili vrijednosti Hounsfieldove jedinice koja je postavljena kao središnja/srednja vrijednost (nazvana "razina"). Osoba koja gleda sliku može ručno prilagoditi ove postavke pomoću miša koji komunicira sa softverom za slike. Prilagodba onoga što je vidljivo na slici na temelju prilagodbe vidljive HU na ovaj način naziva se "prozor" ili "promjena prozora".

Širina prozora određuje kontrast slike. Što je veća širina, manji je kontrast. Širina prozora predstavlja raspon HU uključenih u sliku. Uzak prozor (50-350 HU) prikladan je za ispitivanje struktura sličnih vrijednosti prigušenja. Široki prozor (400-2000 HU) prikladan je za ispitivanje struktura vrlo različitih vrijednosti prigušenja. Na primjer, strukture prsnog koša najbolje je vidjeti korištenjem širokog prozora, koji istovremeno pokazuje nisko slabljenje u plućima i visoko slabljenje kosti u torakalnoj stijenci.

Razina prozora određuje svjetlinu slike. Što je veća razina, veća je svjetlina. Postavljanje razine prozora određuje središnju ili središnju vrijednost sive za raspon HU prikazan na slici. Što je viša razina prozora, veća je svjetlina slike i obrnuto. Idealna slika različitih tkiva (npr. mozga u odnosu na subarahnoidalni prostor, vlasite ili sinuse) također ovisi o razini prozora (23).

### **4.6.2. Obrada slike nakon rekonstrukcije**

Reformacija slike predstavlja algoritme obrade slike nakon rekonstrukcije slike. Reformacije se dijele na 2D i 3D reformacije. U 2D ubrajamo MPR, MIP i MIN. VRT, SS i virtualne skopije spadaju pod 3D reformacije.

Uz poprečne slojeve, koronalne, sagitalne i druge (kose) ravnine slojeva mogu se rekonstruirati iz izvornih podataka 3D volumena pomoću MPR-a (24). Transverzalna (aksijalna) ravnina tradicionalna je ravnina za gledanje CT slika, barem djelomično zato što omogućuje analizu simetrije i zato što anatomske strukture koje su povezane jedna s drugom

(kao što su jetra, gušterača, žučni mjehur i žučni vodovi) teže biti skupljenije i najvjerojatnije će se pojaviti istovremeno na slici u transverzalnoj ravnini.

Podacima se također može manipulirati (rekonstruirati) kako bi se simulirao 3D izgled struktura. Ovaj se postupak može koristiti za naglašavanje površine strukture (naziva se renderiranje površine) ili njezinog cijelog oblika (naziva se 3D rendering). U ovim tehnikama softver koristi matematički algoritam koji manipulira vrijednostima vokselu za svaki profil prigušenja za prikaz vrijednosti piksela koje se razlikuju od onih koje se koriste za prikaz standardnih 2D slika (25).

Tehnika volumenskog renderiranja (VRT) koristi algoritam za dodjeljivanje konačne vrijednosti vokselu. Prvo, svakom vokselu dodjeljuje ponderirani rezultat ovisno o njegovoj neprozirnosti (tj. ponderira voksele koji imaju određenu zasjenjenost više nego druge voksele s drugom zasjenjenošću). Drugo, množi svaki voksel s faktorom koji se određuje iz zbrojenih vrijednosti vokselu. Na kraju, zbraja vrijednosti iz prva dva izračuna kako bi se postigla konačna prikazana vrijednost vokselu.

Projekcija maksimalnog intenziteta (engl. *Maximum Intensity Projection*, MIP ili MaxIP) prikazuje voksele s najvećom gustoćom (HU) na svakom pogledu kroz volumen 3D slike (12). MIP-ovi bolje prikazuju strukture visoke gustoće, kao što su kosti i arterije ispunjene kontrastom, nego SSD (engl. *Shaded Surface Display*) (25). MIP se često koriste za CT arteriografiju, npr. za otkrivanje embolije u plućnim arterijama.

Projekcija minimalnog intenziteta (engl. *Minimum Intensity Projection*, MinIP) prikazuje voksele s najnižom gustoćom. MinIP je prikladan za isticanje struktura ispunjenih zrakom, kao što je bronhijalno stablo.

## 5. ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA I KVALITETA SLIKE

Kvaliteta CT slike, kao i kod većine snimanja, opisuje se u smislu kontrasta, prostorne rezolucije, šuma slike i artefakata. Snaga CT-a je njegova sposobnost vizualizacije struktura niskog kontrasta u subjektu, zadatak koji je prvenstveno ograničen šumom i stoga je usko povezan s dozom zračenja: što je veća doza koja pridonosi slici, to je šum slike manje vidljiv i lakše je uočiti strukture niskog kontrasta.

Prostorna razlučivost u konačnici je ograničena uzorkovanjem, ali filter za rekonstrukciju snažno utječe i na šum slike i na razlučivost. Kao rezultat toga, dijagnostički prihvatljiva kvaliteta slike pri prihvatljivim dozama zračenja zahtijeva odgovarajuće dizajnirane kliničke protokole, uključujući odgovarajuće vrijednosti kilovolta, ampera, debljine slojeva i filtre za rekonstrukciju (26).

Često se procjenjuje kvaliteta slike računalne tomografije subjektivno, od strane radiologa koji su ljudi. Subjektivno tumačenje teži rješavanju specifičnog dijagnostičkog zadatka i stoga može simulirati stvarnu kliničku praksu. Međutim, rezultat je subjektivan i pod značajnim utjecajem preferencija i iskustva svakog radiologa, a varijabilnosti među čitačima u studiji (a posebno između studija) nisu zanemarive.

Subjektivne usporedbe između FBP i IR slike (ili između različitih IR slika) često su nedosljedne jer obično pokazuju delikatne nijanse i suptilne razlike koje mogu biti teško uočljive ljudskom oku. Slijedom toga, preporučeni IR algoritmi obično nisu uspjeli postići konsenzus između različitih studija.

U tom smislu, objektivna ili kvantitativna ocjena kvalitete CT slike korištenjem šuma slike, omjera signal-šum (SNR) i omjera kontrasta i šuma (CNR) olakšava međustudijske usporedbe i bolja je u svrhu identificiranja i definiranja optimalne donje granice za proizvodnju CT slike dijagnostičke kvalitete. Međutim, ocjene su obično usmjerene na nekoliko posebnih područja od interesa i ne obuhvaćaju cijelu CT sliku.

### 5.1. ŠUM

Drugi važan parametar performansi je šum slike, koji je obično se mjeri na uniformnim fantomima. Šum se očituje kao neujednačenost, „zamrljanost“ (*mottled appearance*) struktura na CT slici koje su iste gustoće i trebale bi biti ujednačene. Šum je varijacija svjetlina na slici koje nisu pristutne u snimanom objektu, tj. u pitanju je elektronički fenomen. U CT slici, šum

dolazi iz elektronike skenera ili slučajnom interakcijom rtg zraka s detektorima te označava neželjeni signal. Šum se može smanjiti: većim vokselom, većom dozom, mekim kernelima, IR.

Za pouzdanost, često se koristi nekoliko ROI-a (engl. Region of Interest) te je prijavljena prosječna vrijednost izmjerene standardne devijacije. U idealnom slučaju, mjerenja šuma bi trebala biti izvedena preko skupa rekonstruiranih CT slika istog fantoma pod identičnim uvjetima skeniranja kako bi se uklonio utjecaj korelirane prirode šuma CT slike i mogućih odstupanja zbog artefakata slike koji nastaju zbog nesavršene kalibracije sustava (27).

U takvim proračunima, zbrajanje preko ROI prikazano u jednadžbama zamjenjuje se zbrajanjem preko odgovarajućih ROI slika razlike. Budući da je slika razlike generirana oduzimanjem dviju slika dobivenih i rekonstruiranih pod identičnim uvjetima, artefakti slike se oduzimaju. Dobivenu standardnu devijaciju, naravno, treba smanjiti kako bi odražavala razinu šuma kod originalne slike.

Općenito, tri glavna izvora doprinose šumu na slici. Prvi izvor je kvantni šum, određen snopom rtg zraka ili brojem fotona rtg zraka koji se detektiraju. Na ovaj izvor utječu dva glavna čimbenika: tehnika skeniranja (napon rendgenske cijevi, struja cijevi, debljina presjeka, skeniranje brzina, nagib spirale, itd.), i učinkovitost skenera.

Tehnika skeniranja određuje broj rendgenskih fotona koji dopiru do pacijenta, a postotak rendgenskih fotona koji izlaze iz pacijenta i pretvaraju se u korisne signale određuje učinkovitost skenera. Za CT operatore izbor je ograničen na protokole skeniranja (28).

Kako bi se smanjio šum na slici, može se povećati struja rendgenske cijevi, napon cijevi ili debljina sloja ili smanjiti brzinu skeniranja ili pitch. Operater mora razumjeti kompromise za svaki izbor. Na primjer, iako povećani napon cijevi pomaže smanjiti šum ispod ekvivalenta kW (umnožak struje cijevi i napona cijevi), LCD je općenito smanjen. Slično tome, povećana debljina sloja može rezultirati degradacijom 3D kvalitete slike i povećati efekt djelomičnog volumena.

Sporija brzina skeniranja može dovesti do povećanih artefakata kretanja pacijenta i smanjene pokrivenosti organa. Povećana struja cijevi dovodi do povećane doze za pacijenta i povećanja loadinga cijevi. Sve dok se kompromisi dobro razumiju, ove opcije mogu učinkovito koristiti u borbi protiv šuma.

Drugi izvor koji doprinosi šumu na slici su inherentna fizička ograničenja sustava. To uključuje elektronički šum u detektorskoj fotodiodi, elektronički šum u sustavu za prikupljanje podataka, rtg prozirnost skeniranog objekta, raspršeno zračenje i mnoge druge čimbenike. Za CT operatore, opcije za smanjenje šuma u ovoj kategoriji su ograničene.

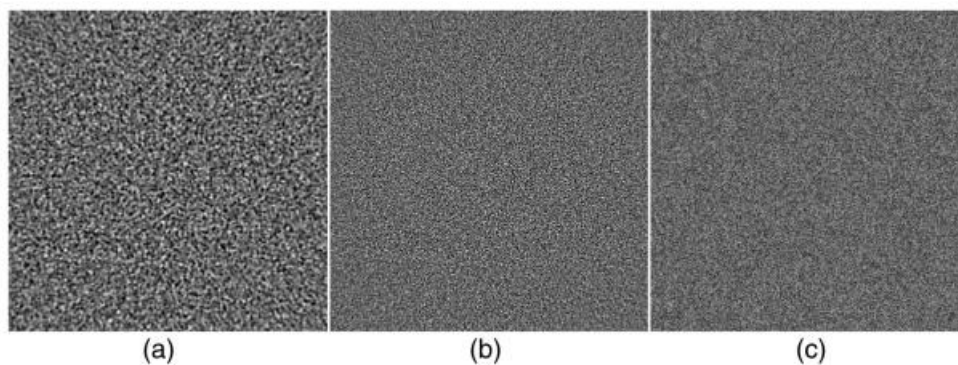
Treći faktor koji pridonosi šumu je proces generiranja slike. Ovaj proces se dalje može podijeliti u različita područja: algoritmi rekonstrukcije, parametri rekonstrukcije i učinkovitost kalibracije.

Za isti algoritam rekonstrukcije, kao što je FBP, parametri rekonstrukcije uključuju izbor različitih jezgri filtera rekonstrukcije, rekonstrukciju FOV-a, veličinu matrice slike i tehnike naknadne obrade. Općenito, kernel rekonstrukcije visoke rezolucije proizvodi povećanu razinu šuma. To je uglavnom zato što te jezgre čuvaju ili poboljšavaju visokofrekventne sadržaje u projekciji (29). Nažalost, većina šuma predstavlja se kao visokofrekventni signal. Primjer odabira jezgre filtra za šum prikazan je na slici 5.

Treba reći nekoliko riječi o tehnikama naknadne obrade. Puno tehnika filtriranja slike razvijene su tijekom posljednjih nekoliko desetljeća za utišavanje šuma. Da bi bile učinkovite, ove tehnike trebaju ne samo smanjiti šum i očuvati fine strukture u izvornoj slici, nego i održavati teksturu šuma "prirodnog izgleda". Radiolozi često odbacuju tehnike jer su filtrirane slike previše "umjetne" (30).

Tehnike kalibracije ili predprocesiranja koje se koriste u CT-u za uvjetovanje prikupljenih podataka nisu savršene. Preostala pogreška često se očituje kao artefakt male veličine. Ovi artefakti ponekad se ne mogu vizualno otkriti. Međutim, oni utječu na mjerenje standardne devijacije i prema tome treba ih smatrati izvorima buke (31).

Iako je standardna devijacija najjednostavniji način mjerenja šuma na slici i prilično dobro korelira s vizualnim promatranjem, također ima mnoga ograničenja. Kao ilustracija, slika 4. prikazuje tri slike s različitim vrstama šuma. Slika 5 (a) prikazuje sliku šuma na rekonstruiranom vodenom fantomu sa standardnim kernelom. Na sličan način, slika šuma s koštanim kernelom je skalirana, kao što je prikazano na slici 5 (b).



Slika 5. Različite vrste šuma s identičnom standardnom devijacijom ( $s = 6,8$ ). (a) Šum u rekonstruiranom vodenom fantomu sa standardnim algoritmom. (b) Šum u rekonstruiranom vodenom fantomu s algoritmom za kost. (c) Aditivni šum s normalnom distribucijom.

Izvor: [https://books.google.hr/books/about/Computed\\_Tomography.html?id=JX\\_ILLXFHkC&redir\\_esc=y](https://books.google.hr/books/about/Computed_Tomography.html?id=JX_ILLXFHkC&redir_esc=y)

Standardna devijacija CT broja predstavlja kvantifikaciju šuma i koristi se kod omjera signala i šuma. Šum na slici se može definirati i nejednoličnost slike koja predstavlja razlike inteziteta šuma i tekstone unutar slike.

## 5.2. KONTRASTNA REZOLUCIJA

Kontrastna rezolucija predstavlja sposobnost razlučivanja područja malene razlike u gustoći, ona opisuje svojstvo razlikovanja sličnih tkiva.

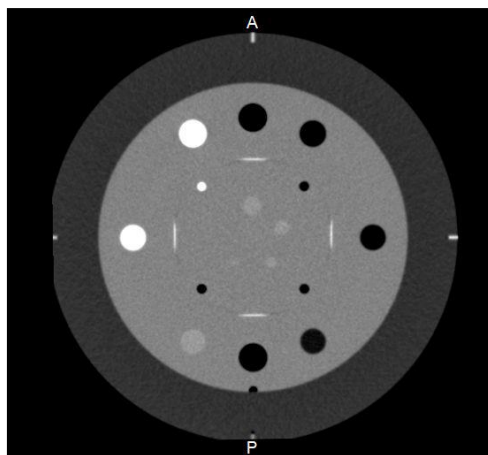
Kontrastna rezolucija se poboljšava korištenjem: većih mA, manjih kV, slikavanjem debljih slojeva, smanjenjem raspršenog zračenja, nižom razinom šuma, obradom slike (prozor, filtri), većom bitmapom, korištenjem mekih kernela. Razlučivost kontrasta procjenjuje se pomoću fantoma za mjerenje razlučivosti kontrasta koji se sastoji od krugova različite gustoće. Određuje najmanju uočljivu razliku kontrasta koju skener može otkriti, a koja je predstavljena najmanjim krugom koji se može razlikovati pri određenoj razini kontrasta i dozi (26).

Da bi se utvrdio osnovni broj vidljivih objekata za svaku skupinu, mjerenja se provode nakon ugradnje, popravka ili zamjene bitnih komponenti CT uređaja. Baza je određena usrednjavanjem pet očitavanja vidljivog broja objekata za svaku skupinu. Za ispitivanje kontrasta na CT uređaju koristi se fantom. Postupak s fantomom je do procesa skeniranja isti kao kod kontrole prostorne rezolucije, nakon čega se bilježi broj vidljivih objekata u svakoj skupini i uspoređuje s osnovnim vrijednostima. Općenito ne postoji dopušteno odstupanje, a

broj vidljivih objekata u svakoj skupini treba odgovarati utvrđenim osnovnim vrijednostima (27).

Parametri kontrole snimanja moraju biti usklađeni s osnovnim vrijednostima. Sposobnost detekcije niskog kontrasta obično se definira kao najmanji objekt s određenom razinom kontrasta u odnosu na pozadinu, vidljiv u određenim uvjetima. Fantom koji se koristi za ovaj test trebao bi imati objekte s razinama kontrasta manjim od 1% ili 10 Hounsfield jedinica (HU) u usporedbi s okolnim materijalom. Treba odrediti specifičnu osnovnu razinu performansi za određeni fantom pod definiranim uvjetima skeniranja, uključujući doze zračenja, uvjete gledanja i kriterije vizualizacije. Važno je napomenuti da se ovaj vizualni test oslanja na subjektivnu prosudbu za utvrđivanje detekcije niskog kontrasta i da na njega mogu utjecati čimbenici kao što su oštrina vida promatrača i okruženje snimanja (28).

Fantom se sastoji od stupova koji sadrže suspendirane polistirenske membrane. Stupci su promjera 10 mm, 7,5 mm, 5 mm, 3 mm i 1 mm. Skener bi trebao moći razlikovati krug promjera 5 mm ili manji, s razlikom kontrasta od 5%.



Slika 6. CATPHAN 504 fantom za kontrolu kontrastne rezolucije.

Izvor: <https://repo.ozs.unist.hr/islandora/object/ozs%3A656/datastream/PDF/view>



### **5.3. OMJER SIGNAL-ŠUM (SNR)**

Omjer signala i šuma nam govori koliko informacija/fotona željenog signala primamo a koliko je informacija/fotona neželjenog signala odnosno šuma. Omjer signala i šuma (signal to noise ratio SNR) predstavlja komparaciju količine željenih fotona sa količinom šuma (standardnom devijacijom pixela) . Računa se kao omjer srednjeg CT broja cilindra fantoma ili tkiva i njihove standardne devijacija.

$$\text{CNR} = \text{mean CT broj ROI} / \text{SD ROI}$$

Što je veći omjer manje je prisutno buke na slici. Manji omjer govori za lošiju kvalitetu slike i smanjuje kontrastnu rezoluciju. Ovaj omjer je proporcionalan količini mAs, jer veća doza smanjuje šum, ali problem je doze koju bi pacijent primio i upravo tu veliku prednost imaju IR koje smanjuju količinu šuma slike. Omjer SNR možemo povećati koristeći deblje slojeve ali tada gubimo na prostornoj rezoluciji. SNR ovisni su o veličini pacijenta kao i građi pojedinih dijelova pacijenta zbog čega se u novijim CT skenerima koristi modulacija jakosti struje kako bi se izbjeglo da imamo nedostatak fotona npr u područjima gdje imamo veću atenuaciju zračenja a da pri tome se koristimo veću jakost struje u dijelovima gdje to nije potrebno.

### **5.4. OMJER KONTRASTA I ŠUMA (CNR)**

Omjer kontrasta i šuma na slici predstavlja razliku u kontrastu između tkiva od interesa i njegove okoline i koristi se za određivanje kvalitete slike. On je osobito važan za procjenu kvalitete slike kod detalja objekta niskog kontrasta. Koristan je za procjenu kvalitete slike kod različitih parametra snimanja i rekonstrukcije slike. Kontrast se računa kao razlika srednjeg CT broja cilindra niskog kontrasta fantoma/tkiva te srednjeg broja njihove okoline. Šum se računa kao standardna devijacija brojeva fantoma/tkiva i njihove pozadine.

$$\text{CNR} = \text{mean CT broj ROI} - \text{mean CT broj pozadine} / \text{SD CT broja pozadine}$$

### **5.5. STUDIJE KVALITETE SLIKE KOD ITERATIVNIH REKONSTRUKCIJA**

U istraživanju koje su proveli Baek Lee i sur. (20), analiza CT slike temeljena na histogramu korištena je kako bi se osigurala standardizirana kvantitativna procjena bronhiolitisa obliterans, vertebralne metastaze i promjene inducirane zračenjem kod karcinoma gušterače.

Postavljena hipoteza glasi da se suptilne razlike između različitih CT rekonstrukcijskih algoritama mogu objektivno razlikovati i procijeniti korištenjem fantomske studije i analize temeljene na histogramu.

Kao što je prethodno navedeno, evaluacija koja se temelji na histogramu može prevladati nedostatke subjektivnog tumačenja jer histogram uključuje sve vrijednosti piksela bilo koje aksijalne CT slike. Stoga su autori nastojali opisati kvantitativnu kvalitetu slike i procjenu histograma IR algoritma pri različitim razinama smanjenja doze CT zračenja do 90% pomoću prsnog fantoma.

Kod odraslog antropomorfnog fantoma, CT skeniranje prsnog koša obavljeno je CT-om s dva izvora od 128 sekcija pri 70, 80, 100, 120 i 140 kVp, i referentni (3,4 mGy u volumenskom CT indeksu doze, 30% -, 60%- i 90%-smanjene razine doze zračenja (2,4, 1,4 i 0,3 mGy). CT slike su rekonstruirane korištenjem algoritama filtrirane povratne projekcije (FBP) i IR algoritma sa snagama 1, 3 i 5. Šum slike, omjer signala i šuma (SNR) i omjer kontrasta i šuma (CNR) su statistički uspoređeni između različitih razina doze, napona cijevi i algoritama rekonstrukcije. Štoviše, vizualno su uspoređeni histogrami slika subtrakcije prije i nakon standardizacije u x- i y-osi.

Rezultati istraživanja Leea i sur. pokazuju da su, u usporedbi s FBP slikama, IR slike s jačinom 1, 3 i 5 pokazale smanjenje šuma slike do 49,1%, povećanje SNR-a do 100,7%, a CNR povećanje do 67,3%. Značajne degradacije kvalitete slike na IR slikama uključujući povećanje šuma slike od 184,9%, smanjenje SNR-a od 63,0% i smanjenje CNR-a od 51,3%, pokazale su se između 60% i 90% smanjene razine doze zračenja ( $p < 0,0001$ ). Subtrahirani histogrami između FBP i IR slika pokazali su progresivno povećanu disperziju s povećanom snagom IR i povećanim smanjenjem doze. Nakon standardizacije, histogrami su izgledali neravnomjerno između FBP slika i IR slika s jakošću 3 ili 5, ali gotovo normalno raspoređeni između FBP slika i IR slika s jakošću 1 (20).

U istraživanju koje su proveli Baker i sur. (21), svrha je bila procijeniti učinak SAFIRE rekonstrukcije na omjer kontrasta i šuma (CNR) u usporedbi s FBP projekcijom i utvrditi poboljšava li SAFIRE detekciju objekata niskog kontrasta ili uočljivost u fantomu objekta s niskim kontrastom i u jetri pri pregledima pune i niske doze.

Fantom niskog kontrasta (CIRS Helical CT Phantom, kompjutorizirani slikovni referentni sustavi, engl. *Computerized Imaging Reference Systems*), sastavljen od tri reda kuglica

dimenzija 10, 9,5, 6,3, 4,8, 4,0, 3,2 i 2,4 mm promjera i približno 17, 6 i 4 HU ispod pozadine (48 HU), skeniran je na 100%, 70%, 50% i 30% razine doze korištenjem dualsource MDCT skenera (Definition-Flash, Siemens Healthcare).

Informacije o CIRS-u navode da su sfere dizajnirane da budu 20, 10 i 5 HU ispod pozadine, s pozadinom jednakom jetri (bez prigušenja); stvarna atenuacija sfere i pozadine temelje se na vlastitim mjerenjima koristeći Definition-Flash. Single-source output je odabran kako bi se uklonile potencijalne smetnje korekcije unakrsnog raspršenja kada se koristi dual-source output. Parametri skeniranja bili su sljedeći: 120 kVp, početni umnožak efektivne struje cijevi od 210 mAs (100% razina doze), kolimacija od 0,6 mm, i 3 mm debljina rekonstrukcije sloja.

Neobrađeni podaci rekonstruirani su pomoću FBP-a s B30f kernelom i korištenjem SAFIRE-a s odgovarajućim I30f kernelom. Izvedene su sve rekonstrukcije koristeći istu veličinu vidnog polja na istoj poziciji stola. Slike su rekonstruirane pomoću SAFIRE-a na izvanmrežnoj radnoj stanici.

U fantomu, korištenjem MATLAB programa (MathWorks), područja interesa iste veličine (ROI) na istoj lokaciji na istom presjeku postavljena su na veliki niskokontrastni cilindar lijevo od sfera i pozadine u fantom. Izračunati su šum, kontrast i CNR. Kontrast je izračunat kao razlika između srednjih CT brojeva ROI-ja pozadine fantoma u odnosu na niskokontrastni cilindar. Šum je bio SD CT brojeva unutar ROI-ja pozadine fantoma (21).

Hipoteza studije bila je da će nove metode rekonstrukcije poboljšati CNR i da se može poboljšati detekcija niskog kontrasta i uočljivost u ovoj prijelaznoj zoni. Najvažnije pitanje bilo je na kojoj razini doze će mali objekti niskog kontrasta biti zaklonjeni šumom, bez obzira na korištene metode rekonstrukcije.

Istraga s fantomom i u jetri bez kontrasta pokazuje da je šum smanjen a CNR objekata niskog kontrasta poboljšana kod nižih doza skeniranja rekonstruiranih s novim oblikom IR u usporedbi sa skenovima viših i nižih doza rekonstruiranih FBP-om. Ohrabrujući aspekt ove studije je taj da se doza može smanjiti za najmanje 50% istodobno poboljšavajući dvije važne mjere kvalitete slike: šum i CNR (pri čemu primarno dolazi do poboljšanja CNR-a zbog smanjenog šuma).

U fantomu, CNR kao prediktor detekcije objekta je imao sposobnost razlikovanja (cindex, 0,970) sličan modelu koji je analizirao dozu, tehniku rekonstrukcije, veličinu objekta i razliku u atenuaciji (c-indeks, 0,978). Iako je uočljivost objekta niskog kontrasta bila znatno bolja

kada su podaci fantoma rekonstruirani pomoću SAFIRE-a nego s FBP-om, modelom s CNR-om i sferom veličina kao prediktorom poboljšane uočljivosti imao je nižu točnost od modela s dozom, tehnikom rekonstrukcije, veličinom sfere i razlikom prigušenja. Radi uočljivosti, pregledavane su samo tri najveće sfere, i, kao rezultat toga, možda nije bilo dovoljno podataka kako bi se utvrdilo poboljšava li poboljšani CNR uočljivost objekata niskog kontrasta.

Iako su autori primijetili da CNR doprinosi otkrivanju objekata niskog kontrasta, trebalo bi imati na umu da CNR nije pouzdan pokazatelj detektibilnosti objekata niskog kontrasta jer ne razmatra prostornu rezoluciju i korelaciju šum - prostor (tj. kako šum u jednoj točki utječe na šum na obližnjoj točki).

U ovom istraživanju, kontrast se poboljšao za sferu na 4 HU ispod pozadine kao i u jetri. Ovaj nalaz ostao je nejasan jer teoretski ne bi trebalo biti nikakve promjene u kontrastu bez obzira na razliku prigušenja.

Ovo je moglo rezultirati od minimalne razlike između objekta i pozadine u fantomu ili zbog nemogućnosti preciznog postavljanja regije od interesa (ROI). U pacijenata, mala promjena (statistički beznačajna) kontrasta može biti djelomično zbog malog pomaka CT broja u slika s 50% manjom dozom proizvedenim korištenjem dvostrukog izvora MDCT. Vjerojatno je da su različite količine unakrsnog raspršenog zračenja pridonijele slikama sa 100% i 50% doze u kliničkim slučajevima.

Jedan uznemirujući aspekt ove studije bio je uklanjanje malih objekata niskog kontrasta kod slika s nižim dozama bez obzira na tehniku rekonstrukcije. Ovaj nalaz ističe dobro poznati i temeljni aspekt fizike slika: kvantna mrlja će na kraju zasjeniti male objekte niskog kontrasta.

Zaključno, ovo istraživanje pokazuje da SAFIRE primijenjen na MDCT s nižim dozama može značajno smanjiti šum i time povećati CNR za objekte niskog kontrasta u usporedbi sa standardnim FBP-ovima pri višim razinama doza.

Međutim, otkrivanje niskog kontrasta ovisi također o mnogim drugim faktorima. Sposobnost SAFIRE za poboljšanje detekcije objekata niskog kontrasta i uočljivosti ovisi o razini doze zračenja. Bez obzira na tehnike rekonstrukcije, detekcija objekata niskog kontrasta smanjena je korištenjem tehnika nižih doza (33).

Svrha studije autora Solomon J. i sur. (22) bila je utvrditi učinak doze zračenja i algoritma rekonstrukcije (FBP i SAFIRE) na šum, kontrast i sposobnost promatrača da detektira suptilne

hipoatenuirajuće lezije jetre. Ograničenja prethodnih studija (premale razine doza, loša metrika kvalitete slike i/ili previše pojednostavljeni fantomski i/ili simulacijski podaci) prevladana su korištenjem takozvanih hibridnih slika (tj. pravih CT slika prožetih virtualnim lezijama) zajedno s tehnikom podjele doze koja omogućuje snimanje istog pacijenta na do šest razina doze zračenja sa samo dva CT snimanja. S ovom paradigmom, cilj je bio objektivno i izravno procijeniti kako doza zračenja i algoritam rekonstrukcije utječu na detektabilnost, čime je omogućena realna procjena potencijala smanjenja doze zračenja SAFIRE-a za dani klinički zadatak.

Sustav CT-a s dva izvora korišten je za rekonstrukciju podataka CT projekcije 21 pacijenta u šest razina doze zračenja (12,5%, 25%, 37,5%, 50%, 75% i 100%) na temelju dvije CT akvizicije. Niz virtualnih jetrenih lezija (pet po pacijentu, ukupno 105, kontrast lezija-jetra prije rekonstrukcije od -15 HU, promjer 12 mm) umetnut je u neobrađene podatke CT projekcije, a slike su rekonstruirane filtriranom projekcijom unatrag (FBP) (jezgra B31f) i IR potvrđenom sinogramom (SAFIRE) (jezgra I31f-5). Uspoređeni su šum slike (standardna devijacija piksela), kontrast lezije (nakon rekonstrukcije), oštrina granice lezije (prosječni normalizirani gradijent na granici lezije) i omjer kontrasta i šuma (CNR). Zatim je izveden dvoalternativni eksperiment percepcije prisilnog izbora (16 čitatelja [šest radiologa, 10 medicinskih fizičara]). Linearni statistički model mješovitih učinaka korišten je za usporedbu točnosti detekcije između FBP-a i SAFIRE-a i za procjenu potencijala SAFIRE-a za smanjenje doze zračenja.

Solomon i sur. došli su do rezultata da, u usporedbi s FBP-om, SAFIRE je smanjio šum u prosjeku za  $53\% \pm 5$ , kontrast lezije za  $12\% \pm 4$  i oštrinu lezije za  $13\% \pm 10$ , ali je povećao CNR za  $89\% \pm 19$ . Točnost detekcije bila je u prosjeku 2% veća sa SAFIRE nego s FBP ( $P = .03$ ), što je prevedeno u procijenjeni potencijal smanjenja doze zračenja ( $\pm 95\%$  interval pouzdanosti) od  $16\% \pm 13$ .

Podaci studije pružaju dodatne dokaze da bi SAFIRE mogao olakšati oslikavanje suptilnih hipoatenuirajućih fokalnih lezija jetre pri nižim dozama zračenja. Međutim, veličina tog potencijala smanjenja doze zračenja (otprilike 16%) manja je od one koju su predložili prethodni istraživači (1,9,16) i ublažena je smanjenim kontrastom i rezolucijom za zadatke detekcije niskog kontrasta. Koliko znamo, ovo je prva studija koja eksplicitno mjeri detektibilnost suptilnih lezija na slikama pacijenata na objektivan način gdje ljudi analiziraju nalaze u širokom rasponu razina doze zračenja.

Prethodne studije oslanjale su se na fantomske mjere, matematičke modele promatrača ili subjektivno ocjenjivanje kvalitete slike. Glavna prednost metodologije korištene u ovoj studiji je da je utvrđen funkcionalni odnos između doze zračenja i točnosti detekcije ljudskih čitača, što omogućuje detaljnu procjenu veličine potencijala smanjenja doze zračenja iz SAFIRE-a zajedno s razumijevanjem koliko je osjetljiv zadatak detekcije bio zbog mijenjanje doze zračenja.

Podaci pokazuju da će smanjenje doze zračenja (sve ostalo ostaje konstantno) imati negativan učinak na detektabilnost. To implicira da je za postizanje određene razine točnosti otkrivanja suptilnih lezija potrebna minimalna doza. Također treba napomenuti da funkcionalni odnos između doze zračenja i točnosti detekcije pokazuje relativno visok nagib pri niskim dozama zračenja (12,5%–37,5%), ali prilično plitak nagib pri visokim dozama zračenja (75%–100%), što znači da je točnost otkrivanja najosjetljivija na promjenu doze zračenja pri nižim razinama doze zračenja.

Uočeni učinak SAFIRE-a na fizička svojstva slike uglavnom je u skladu s prethodnim studijama koje pokazuju znatno smanjenje šuma kod SAFIRE-a (22). Međutim, valja napomenuti činjenicu da se u ovoj studiji također primijetilo smanjenje kontrasta lezije i rezolucije kod SAFIRE-a. Fantomske studije Solomona i suradnika pokazale su da sličan algoritam rekonstrukcije istog dobavljača (Advanced Modeled Iterative Reconstruction–ADMIRE, Siemens Medical Solutions) ima vrlo promjenjivu prostornu rezoluciju kao funkciju kontrasta. Na primjer, ADMIRE je imao lošiju rezoluciju kod FBP-a za značajke vrlo niskog kontrasta, ali bolju rezoluciju za značajke visokog kontrasta (22). Općenito, slabija razlučivost može rezultirati gubitkom kontrasta. Stoga nije iznenađujuće da se čini da SAFIRE pokazuje slično ponašanje.

Ovo također naglašava snagu korištenja objektivnih metrika kvalitete slike temeljenih na zadatku kada se uspoređuju različiti algoritmi rekonstrukcije koji potencijalno imaju različita svojstva šuma, kontrasta i rezolucije. Tvrdnje o smanjenju doze zračenja samo na temelju buke ili CNR treba primiti s oprezom. Na primjer, u ovoj studiji, SAFIRE je u prosjeku smanjio šum za 52%, a podaci su pokazali da se pomoću SAFIRE-a može slikati pri 87% smanjenoj dozi zračenja kako bi se postigao sličan šum kao FBP pri punoj dozi zračenja. Međutim, na temelju eksperimenta detekcije 2AFC, SAFIRE pri 85% smanjenoj dozi zračenja imao je približno 13% nižu točnost detekcije nego FBP pri punoj dozi zračenja. Slično, može

se snimati pri 75% smanjenoj dozi zračenja i postići CNR sličan onom s FBP-om pri punoj dozi zračenja. Međutim, to bi dovelo do smanjenja točnosti detekcije za otprilike 8%.

U ovoj studiji, virtualne lezije su namjerno dizajnirane da budu blizu praga detektabilnosti kako bi se izolirao učinak algoritma rekonstrukcije na detektabilnost. Alternativno, usporedba lezija koje se lako mogu otkriti na FBP i IR slikama daje vrlo osvijetljene informacije o prednostima IR algoritma. Kao rezultat toga, lezije u ovoj studiji vjerojatno su bile suptilnije od onih koje se obično susreću u kliničkoj praksi. Osim toga, u izračunu potencijala smanjenja doze, pretpostavljeno je da je cilj bio održati stalnu detektabilnost ovih suptilnih lezija. Moguće je da netko može biti spreman donekle žrtvovati detektibilnost vrlo suptilnih lezija kako bi se smanjila doza zračenja za većinu pacijenata koji imaju uočljivije lezije.

Zaključno, algoritam SAFIRE smanjuje šum slike, ali također smanjuje kontrast i rezoluciju suptilnih hipoatenuirajućih lezija jetre u usporedbi s FBP-om. Konačni učinak je da SAFIRE povećava detektabilnost za približno 2% pri određenoj dozi zračenja i može ponuditi ekvivalentnu detektabilnost pri približno  $16\% \pm 13$  smanjenoj dozi zračenja.

## 5.6. DOZA PACIJENTA KOD KOMPJUTERIZIRNE TOMOGRAFIJE

### 5.6.1. Definicije ct doznog indeksa

CT dozni indeks (CTDI) prvi je put uveden u eri single slice CT skenera (33). Definiran je kao integral profila doze,  $D(z)$ , iz jednog aksijalnog skeniranja duž linije okomite na tomografsku ravninu ( $z$ -os) podijeljen s nominalnom debljinom presjeka ( $T$ ):

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

Za slučaj MSCT skenera, gdje se  $N$  debljina sloja  $T$  dobiva tijekom jednog aksijalnog skeniranja, koristi se sljedeća jednadžba (34):

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z) dz$$

$\text{CTDI}_{100}$  se mjeri pomoću ionizacijske komore tipa olovke s aktivnom duljinom od 100 mm, kako u slobodnom zraku, tako i unutar dva cilindrična polimetilakrilatna fantoma promjera 16 cm i 32 cm, simulirajući glavu i tijelo pacijenta.  $\text{CTDI}_{100}$  izmjeren s ionizacijskom komorom smještenom u slobodnom zraku u središtu rotacije naziva se  $\text{CTDI}_{\text{air}}$ .  $\text{CTDI}_{\text{c}}$  i  $\text{CTDI}_{\text{p}}$  definiraju se kao vrijednosti  $\text{CTDI}_{100}$  izmjerene s ionizacijskom komorom u središtu i četiri položaja (12 sati, 3 sata, 6 sati i 9 sati) na periferiji (1 cm za površinu) fantoma glave i tijela, koji su središnje postavljeni unutar gentryja (35). Sve CTDI količine dane su u jedinicama mGy.

### 5.6.2. Definicija ponderiranog CTDI

Ponderirani CTDI ( $\text{CTDI}_{\text{w}}$ ) koristi se za procjenu prosječne doze u jednom sloju i definiran je sljedećom jednadžbom, odvojeno za fantome glave i tijela (35):

$$\text{CTDI}_{\text{w}} = \frac{1}{3}\text{CTDI}_{\text{c}} + \frac{2}{3}\text{CTDI}_{\text{p}}$$



gdje se za  $CTDI_p$  koristi prosjek od četiri približno jednake vrijednosti  $CTDI_p$  izmjerene na periferiji fantoma.

### 5.6.3. Definicija volumenski ponderiranog CTDI

Volumenski ponderirani CTDI ( $CTDI_{vol}$ ) koristi se za izračun spiralnog skeniranja i definiran je sljedećom jednačinom (30):

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{NT}{I} = \frac{CTDI_w}{pitchfactor}$$

gdje je NT ukupna nazivna kolimacijska širina, a I je hod stola po rotaciji tijekom spiralnog skeniranja (pitch faktor = I/NT).

### 5.6.4. Definicija produkta duljine doze

Umnožak duljine doze (DLP) koristi se za izračunavanje doze za seriju skeniranja ili kompletan pregled i definiran je sljedećom jednačinom (35):

$$DLP = \sum_{i=1}^N (CTDI_{vol})_i \cdot L_i$$

gdje i predstavlja svako pojedinačno skeniranje pregleda koje pokriva duljinu,  $L_i$ , anatomije pacijenta. DLP je dan u jedinicama mGy cm.

### 5.6.5. Definicija efektivne doze

Efektivna doza (E) je veličina koja je uvedena kako bi se kvantificirala biološka šteta koja je posljedica djelomičnog ozračivanja tijela, čime se omogućuje izračun radiološkog rizika (35). Izračun efektivne doze temelji na primjeni faktora težine tkiva ( $W_T$ ) na ekvivalentne doze ( $H_T$ ) koje apsorbiraju različiti radioosjetljivi organi ljudskog tijela. To je:

$$E = \sum W_T H_T$$

$$H_T = \sum W_R D_R$$

Za rtg zrake, ekvivalentna doza i doza su aritmetički jednake budući da je težinski faktor vrste zračenja,  $W_R$ , jednak 1. Jedina razlika je u tome što je ekvivalentna doza dana u jedinicama Sv, dok je doza dana u jedinicama Gy.

U slučaju CT skenera, E se izračunava pomoću sljedeće jednadžbe (35):

$$E = \sum_{i=1}^N k_i DLP_i$$

gdje  $i$  predstavlja svako pojedinačno skeniranje pregleda koje rezultira  $DLP_i$ , a  $k_i$  je faktor konverzije koji se koristi za prevođenje  $DLP_i$  (u mGycm) u E (u mSv), imajući tako jedinice  $mSv (mGy cm)^{-1}$ . Vrijednost  $k$  ovisi o anatomskej regiji koja se skenira i vrsti pregleda te su predložene približne vrijednosti  $k$  za različite pretrage, neovisno o korištenom CT skeneru (33). Alternativno, doze E i pojedinačnih organa mogu se izračunati korištenjem softverskih alata, kao što je ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator, zajedno sa skupom podataka faktora konverzije NRPB-R250 koji su izvedeni iz Monte Carlo simulacija. Također treba napomenuti da pretvorbeni faktori također ovise o dobi, budući da je regija glave i trupa novorođenčeta 5 do 3 puta veća od one odrasle osobe (34).

Mora se, međutim, naglasiti da stvarni rizik od zračenja može biti veći ili, vjerojatnije, niži nego što sugeriraju E vrijednosti. Prije svega, biološki učinci niskih doza zračenja pretpostavljeni su ekstrapolacijom podataka koji vrijede za visoke doze, uz pretpostavku nulte doze praga za stohastičke učinke. Nadalje, faktori pretvorbe koji prevode izmjerene količine zračenja u E izvedeni su pod pretpostavkom specifičnih geometrijskih uvjeta  $i$ , što je najvažnije, matematičkih ili antropomorfnih fantoma koji simuliraju pacijenta određene veličine tijela  $i$ , stoga, njihova primjena na pacijentima različitih veličina unosi dodatne nesigurnosti (35).

## 5.7. ITERATIVNA REKONSTRUKCIJA I DOZA ZRAČENJA

Nedavno povećano korištenje CT-a u medicini rezultiralo je alarmantnim porastom kolektivne izloženosti bolesnika zračenju. Kako bi se rizik od zračenja sveo na najmanju moguću mjeru, razvijeno je nekoliko tehnika smanjenja doze CT zračenja koje se često primjenjuju u kliničkoj praksi. Među strategijama, metoda IR sada se obično koristi za smanjenje doze CT zračenja uglavnom smanjenjem šuma slike i konačnom zamjenom metode filtrirane povratne projekcije (31).

U tom smislu, imperativ je definirati najnižu prihvatljivu granicu doze zračenja koja je potrebna za dobivanje odgovarajućih i adekvatnih dijagnostičkih CT slika, jer je ponovljeno skeniranje koje proizlazi iz nedijagnostičke kvalitete najgori mogući scenarij kada se uzme u obzir važnost optimizacija doze CT zračenja (35).

Napredak u metodama IR MDCT slika pružio je pouzdanu i alternativnu metodu za optimiziranje omjera između doze i kvalitete slike. Ove metode sastoje se od matematičkih pristupa naknadne obrade koji nam omogućuju ispravljanje neobrađenih podataka smanjenjem šuma slike bez promjene transverzalne prostorne rezolucije (36).

Nekoliko studija pokazalo je da je moguće održati zadovoljavajuću kvalitetu slike uz smanjenje doze. Međutim, smanjenje doze obično je medicinska procjena i dobitak u kvaliteti slike dobiven IR-om treba kvantificirati. Te su studije procijenile usporedbu unutar grupe s izbornom odabranim parametrima akvizicije i rekonstrukcije. Štoviše, dozimetrijske i kvalitativne analize napravljene su a posteriori.

Svrha istraživanja koje su proveli Greffier i sur. (36) bila je definirati prilagodljiv i globalni pristup za optimizaciju MDCT protokola procjenom utjecaja akvizicijskih parametara, SAFIRE-a na smanjenje doze i kvalitetu slike korištenjem fantoma Catphan500 i antropomorfno fantoma. Razvijen je softver kako bi optimizacija između smanjenja doze i kvalitete slike bila olakšana.

U ovoj eksperimentalnoj studiji korišten je fantom za kvalitetu slike Catphan 500 koja je omogućila uspostavljanje baze podataka od 4032 kombinacije parametara akvizicije i rekonstrukcije s vrijednostima  $CTDI_{vol}$ , šumom slike, SNR, CNR i MTF10%. Korišteni softver razmatrao je utjecaj akvizicije i parametre rekonstrukcije na dozu i kvalitetu slike te je korisnicima omogućeno smanjenje doze bez narušavanja kvalitete slike.

Nekoliko studija usredotočilo se na IR sa smanjenjem doze povezane s kvalitetom slike pomoću fantoma za kvalitetu slike. Smanjenje mAs i kVp rezultiralo je pogoršanjem indeksa kvalitete slike zajedno s povećanjem šuma slike i NCT-a, kao i pogoršanjem SNR-a i CNR-a. Stoga su promjene kVp uzrokovale promjenu u NCT-u različitih struktura.

Ova studija podupire prethodnu literaturu i potvrđuje da SAFIRE ne mijenja niti transversalnu prostornu rezoluciju niti NCT, neovisno o gustoćama umetaka. Uočeno je smanjenje šuma slike kada su povećane razine SAFIRE-a za razliku od FBP-a. Utjecaj SAFIRE-a bio je manje izražen u strukturama s visokim NCT-om, npr. zraka ili teflona. Vrijednosti smanjenja šuma slike s jedne razine na drugu za vodu bile su iste kao one opisane u literaturi. Ovo smanjenje šuma slike rezultiralo je povećanim SNR-om i CNR-om neovisno o korištenom umetku.

Studija NPS-a između FBP-a i različitih razina SAFIRE-a potvrdila je smanjenje šuma, ali je otkrila pomicanje vrha krivulja prema nižim frekvencijama unutar viših razina SAFIRE-a. Uz to, povećanje razine SAFIRE-a odredilo je povećanje izgladivanja slike (36). Uzimajući u obzir utjecaj različitih parametara akvizicije i rekonstrukcije, autori su odlučili smanjiti doze smanjenjem mAs reference bez promjene kVp. Kompenzacija degradacije indeksa kvalitete slike, posebno onih zbog povećanja šuma, uglavnom je osigurana povećanjem razina SAFIRE-a.

S ovom studijom uspjeli su pružiti rigorozan i reproduktibilan pristup s ciljem optimizacije postavki kvalitete slike iz uspostavljene baze podataka. Ad-hoc implementacija softvera dala je operateru izbor da smanji dozu uz zadržavanje pokazatelja slike zadovoljavajuće kvalitete iz parametara akvizicije i rekonstrukcije. S obzirom na veliki broj analiziranih parametara, softver ima prednost što se može primijeniti na većinu dostupnih protokola u MDCT-u.

Koliko god smanjenje doze definirao operater, manje je kombinacija parametara dostupno u softveru. Kompenzaciju je u početku osiguravao SAFIRE. Sa stajališta kvalitete slike, upotreba povećanih razina SAFIRE-a pojačala je učinak izgladivanja slike uz promjenu njezine teksture. Oblik NPS krivulja je modificiran i vrhovi su pomaknuti ulijevo prema nižim frekvencijama.

Teksturu i kvalitetu fantomskih slika prihvatili su radiolozi odjela za implementaciju u kliničku rutinu. Provjere koje su obavljene na antropomorfnom fantomu za predložene kombinacije parametara potvrdile su učinkovitost ovog softvera, posebno za meka tkiva.

Zadržana je samo kombinacija parametara s indeksima kvalitete slike koji nisu smanjeni za više od 5% u usporedbi s referentnim snimanjem.

U praksi su svi MDCT protokoli referentnog centra optimizirani bez pogoršanja kvalitete slike. Dobivene su smanjene doze za različite anatomske lokacije s vrijednostima znatno ispod francuskog DRL-a. Kvalitetu slika dobivenih nižim dozama za sve protokole procijenio je i ocijenio zadovoljavajućom radiolog.

Ova studija ipak ima neka ograničenja. Prvo, Catphan uređaj 500, korišten kao referenca za kvantificiranje fizičkih mjera, bio je brz i jednostavan pristup za procjenu određenih svojstava metoda rekonstrukcije i bio je ograničen posebno za MTF mjerenja s nelinearnom rekonstrukcijom. Drugo, čak i ako je softverska baza podataka sastavljena od nekoliko vrijednosti pitcha, debljine rekonstrukcije i jezgri rekonstrukcije, rezultati predstavljeni u ovoj studiji ciljali su na učinak SAFIRE, kVp i mAs na smanjenje doze i kvalitetu slike. Treće, subjektivni kriteriji kvalitete nisu proučavani. Konačno, utjecaj SAFIRE-a na prostornu rezoluciju u Z-osi također nije proučavan.

CT urografija (CTU) je tehnika koja omogućuje punu procjenu urinarnog trakta na urotelne tumore, bubrežne mase i kamence u jednom pregledu. U tradicionalnim CTU protokolima pacijenti primaju zračenje doza od oko 54 mGy, smanjenje zračenja doza u CTU bila je važna stavka koju je trebalo riješiti (37). Smanjenje doze zračenja s filtriranom stražnjom projekcijom (FBP) povezano je s povećanjem šuma slike i artefakata pruga.

Trenutna literatura pokazuje da klinička primjena IR u CT protokolima pruža bitno obećanje velikih poboljšanja kvalitete slike, uglavnom smanjenje buke zajedno s naknadnim smanjenjem doze zračenja i suzbijanja artefakata (37).

Svrha studije Sharafeldeen i sur. (37) je usporedba doze zračenja, kvalitete slike i dijagnostičke izvedbe CTU skeniranjem smanjene doze s IR u odnosu na standardnu dozu s FBP za otkrivanje tumora mokraćnog mjehura.

U ovom istraživanju uspoređujena je standardna doza CT-a s FBP-om i CT-a s niskim dozama s IR samo na odgođenoj fazi. Primjenom protokola smanjene doze u ovoj studiji za otkrivanje raka mokraćnog mjehura, CTDI i DLP i ED smanjeni su prosječno za 72,3 % u 80 kVp protokolu (B1) i za 36,3% u 110 kVp (B2) protokolu u usporedbi s protokolima standardne doze, protokolom A1 i protokolom A2. Postoji značajan pad u dozi zračenja, isto kao što je navedeno u prethodnim studijama.

U istraživanju Sharafeldeen i sur., atenuacija i šum tkiva od interesa su značajno povećani kada je napon cijevi smanjen na 80 kVp, što je rezultiralo nižim SNR s  $3,48 \pm 1,56$  na aorti i  $2,23 \pm 0,49$  na mišiću psoasu u usporedbi s protokolom standardne doze gdje je SNR bio  $5,10 \pm 1,64$  na aorti i  $3,72 \pm 0,84$  na mišiću psoasu. U prethodnim studijama, SNR protokola s niskim dozama bili su viši u usporedbi s protolima sa standardnim dozama. Razlika između studija na razinama šuma i SNR pri 80 kVp protokolu može se pripisati varijabilnosti u naponu cijevi i struji cijevi. Nije bilo značajne razlike u CNR između protokola standardne doze (A1) i 80 kVp protokola (B1). Što se tiče subjektivne procjene slike, povećan šum vizualne slike degradirao je kvalitetu slike kod 80 kVp, ali nije utjecalo na dijagnostičku točnost, isto kao u Bahn i sur. (38).

Kod 110 kVp nije bilo značajnih razlika zabilježenih kod SNR i CNR u usporedbi s protokolom standardne doze A2. Subjektivna analiza slike bila je slična kao kod standardne doze, za šum slike i općenito kvalitetu slike. Protokol B2 pokazao je bolju uočljivost lezije pa čak i manje šuma slike i bolju kvalitetu slike od standardne doze u 18,8% slučajeva za protokol B2 kako su izvijestila dva iskusna radiologa. Ovo je dosljedno s istraživanjem Gervise et al. (39) i Bahn et al. (38) koji su potvrdili da je moguće izvršiti akviziciju s 100 kV za većinu pacijenata uključujući pacijente s prekomjernom tjelesnom težinom i pretilo pacijente.

Rezultati su pokazali da je otkrivanje urotelnih karcinoma slikama smanjene doze s IR-om isto kao sa standardnom dozom s FBP-om. Točnosti lezija i pacijenata bile su 78,72%, odnosno 91,30%, među različitim protokolima koji su imali isti raspon tjelesne težine, kao što je objavljeno kod Juri et al. (40) i Bahn i sur. Veće točnosti se mogu pripisati većoj veličini tumora. Površinski tumori niskog stupnja i dalje predstavljaju izazov za otkrivanje bez obzira na standardnu dozu slike s FBP ili slike smanjene doze s IR.

Korištenje IR slika omogućilo je značajno smanjenje doze zračenja bez razlike pri dijagnostičkom otkrivanju karcinoma mokraćnog mjehura u usporedbi s upotrebom FWB standardne doze.

Studije su pokazale da je metodama IR moguće postići optimiziranje omjera između doze i kvalitete slike na MDCT.

## 6. ZAKLJUČAK

CT je središnji modalitet u modernoj radiologiji koji pridonosi dijagnostičkoj medicini u gotovo svim medicinskim subspecijalnostima, ali posebno u hitnim stanjima.

S obzirom na veliki broj obavljenih CT pretraga, zabrinutost zbog povećanja populacijskog rizika za karcinogenezu izazvanu zračenjem učinila je dozu CT zračenja glavnim sigurnosnim problemom u zdravstvenoj skrbi. Kao odgovor na tu zabrinutost, razvijeno je nekoliko tehnologija za smanjenje doze s učinkovitijom upotrebom parametara skeniranja i upotrebom "novijih" tehnika rekonstrukcije slike.

Iako su iterativni algoritmi za rekonstrukciju slike prvi put predstavljeni 1970-ih, filtrirana projekcija unatrag odabrana je kao konvencionalna tehnika rekonstrukcije slike zbog svoje jednostavnosti i bržeg vremena rekonstrukcije. S kasnijim napretkom u brzini i snazi računanja, iterativne tehnike rekonstrukcije ponovno su se pojavile i pokazale potencijal optimizacije doze zračenja bez negativnog utjecaja na kvalitetu dijagnostičke slike.

Iterativne tehnike rekonstrukcije, kao što ime sugerira, ponavljaju rekonstrukciju slike nekoliko puta kako bi se bolje procijenile matematičke pretpostavke i generirale slike s nižim šumom. Ova iteracija golemih neobrađenih CT podataka ili sinograma zahtijeva duže vrijeme računanja i robusna računala. Zajednička točka svih iterativnih algoritama rekonstrukcije je proizvodnja nižeg šuma slike i veće razlučivosti održavanjem rubova i manjeg broja artefakata. Ova sposobnost iterativnih tehnika rekonstrukcije omogućuje korištenje CT-a smanjene doze uz smanjenje parametara skeniranja, kao što je struja ili napon cijevi.

Napredak u računalnoj snazi omogućio je razvoj softverskih metoda za IR slike čime se omogućuje istovremeno smanjenje šuma slike i poboljšanje kvalitete slike. Na taj način IR omogućuje smanjenje doze rekonstrukcijom slikovnih podataka s niskim šumom iz intrinzično šumnih CT snimanja sa smanjenom dozom, čime se čuva kvaliteta dijagnostičke slike koja je ekvivalentna trenutnim kliničkim standardima.

CT tehnička je složena dijagnostička slikovna metoda. Radiološki tehnolozi moraju dovoljno dobro razumjeti tehnologiju kako bi uspješno prepoznali artefakte koji nastaju uslijed neadekvatnog rada uređaja te kako bi na koncu optimizirali dozu i kvalitetu slike te pružili izvrsnu skrb za pacijente.

# SKRAĆENICE

IR – iterativna rekonstrukcija

MDCT – Multidetector Computed Tomography

HU – Hounsfield Unit

FBP – Filtered Back Projection

MBIR – Model Based Iterative Reconstruction

SNR – Signal to Noise Ratio

CNR – Contrast to Noise Ratio

SAFIRE – Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction

CIRS – Computerized Imaging Reference Systems

ROI – Region of Interest

MPR – Multiplanar Reformation

MIP – Maximal Intensity Projection

VRT – Volume Rendering Tehnique

SSD – Shaded Surface Display

FOV – Field of View

CTDI – Computed Tomography Dose Index

DLP – Dose-Lenght Product

E – Effective dose

MTF – Modulation Transfer Function

NPS – Noise Power Spectrum

CTU – Computed Tomography Urography



## 7. LITERATURA

1. Seeram E. Computed Tomography: A Technical Review. *Radiol Technol.* 2018 Jan;89(3):279CT-302CT.
2. Seeram E. Computed tomography dose optimization. *Radiol Technol.* 2014 Jul-Aug;85(6):655CT-671CT; quiz 672CT-675CT.
3. Hermena S, Young M. CT-scan Image Production Procedures. 2022 Aug 8. In: StatPearls [Internet].
4. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics.* 2002 Jul-Aug;22(4):949-62
5. Raju TN. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b 1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield (b 1919). *Lancet.* 1999 Nov 6;354(9190):1653.
6. Ambrose J, Hounsfield G. Computerized transverse axial tomography. *Br J Radiol.* 1973 Feb;46(542):148-9.
7. Hounsfield GN. Computed medical imaging. Nobel lecture, Decemberr 8, 1979. *J Comput Assist Tomogr.* 1980 Oct;4(5):665-74.
8. Glide-Hurst C, Chen D, Zhong H, Chetty IJ. Changes realized from extended bit-depth and metal artifact reduction in CT. *Med Phys.* 2013 Jun;40(6):061711.
9. DenOtter TD, Schubert J. StatPearls [Internet]. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL): Mar 6, 2023. Hounsfield Unit.
10. Kimpe T, Tuytschaever T. Increasing the number of gray shades in medical display systems--how much is enough? *J Digit Imaging.* 2007 Dec;20(4):422-32.
11. 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 Sep-Oct;25(5):1409-28.
12. Schofield R, King L, Tayal U, Castellano I, Stirrup J, Pontana F, Earls J, Nicol E. Image reconstruction: Part 1 - understanding filtered back projection, noise and image acquisition. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2020 May-Jun;14(3):219-225.
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 May;20(2):92-7.
14. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med.* 2012 Apr;28(2):94-108. doi: 10.1016/j.ejmp.2012.01.003.

15. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW Jr, Bastarrika G, Leipsic JA, Paul NS, Rengo M, Laghi A, De Cecco CN. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*. 2015 Aug;276(2):339-57.
16. Stiller W. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview. *Eur J Radiol*. 2018 Dec;109:147-154.
17. Mehta, D., Thompson, R., Morton, T., Dhanantwari, A. and Shefer, E., 2013. Iterative model reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Med Phys Int J*, 2(1), pp.147-55.
18. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973 Dec;46(552):1016-22.
19. Cody DD. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Image processing in CT. *Radiographics*. 2002 Sep-Oct;22(5):1255-68.
20. Lee KB, Goo HW. Quantitative Image Quality and Histogram-Based Evaluations of an Iterative Reconstruction Algorithm at Low-to-Ultralow Radiation Dose Levels: A Phantom Study in Chest CT. *Korean J Radiol*. 2018 Jan-Feb;19(1):119-129.
21. Baker ME, Dong F, Primak A, Obuchowski NA, Einstein D, Gandhi N, Herts BR, Purysko A, Remer E, Vachhani N. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Jul;199(1):8-18.
22. Solomon J, Marin D, Roy Choudhury K, Patel B, Samei E. Effect of Radiation Dose Reduction and Reconstruction Algorithm on Image Noise, Contrast, Resolution, and Detectability of Subtle Hypoattenuating Liver Lesions at Multidetector CT: Filtered Back Projection versus a Commercial Model-based Iterative Reconstruction Algorithm. *Radiology*. 2017 Sep;284(3):777-787.
23. Pontana F, Paigniez J, Duhamel A, et al. Reduced-Dose Low-Voltage chest CT angiography with sinogram-affirmed iterative reconstruction versus standard dose filtered back projection. *Radiology*. 2013;267(2):609–618.
24. Hou Y, Liu X, Xu S, Guo W, Guo Q. Comparisons of image quality and radiation dose between iterative reconstruction and filtered back projection reconstruction algorithms in 256- MDCT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(3).
25. Hsieh, J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. 2003:186-190.

26. von Falck C, Bratanova V, Rodt T, Meyer B, Waldeck S, Wacker F, Shin HO. Influence of sinogram affirmed iterative reconstruction of CT data on image noise characteristics and low-contrast detectability: an objective approach. *PLoS One*. 2013;8(2):e56875.
27. Hebrang A, Klarić-Čustović R. *Radiologija*. Zagreb: Medicinska naklada, 2007.
28. Služba za radiološku sigurnost, Upute za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskih uređaja za kompjutoriziranu tomografiju; Zagreb, 2014.
29. Grubić EJ. Kontrola kvalitete kompjutorizirane tomografije [Undergraduate thesis]. Split: University of Split, University Department of Health Studies; 2019.
30. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys*. 1981;8:488–495.
31. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16262. Brussels: European Commission; 1999.
32. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK - 2003 review (NRPB-W67) Chilton: National Radiological Protection Board; 2005.
33. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment or computed tomography. IEC 60601-2-44. Geneva: International Electrotechnical Commission; 1999.
34. UNSCEAR report ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Oxford: Pergamon Press; 1991.
35. Khursheed A, Hillier MC, Shrimpton PC, Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Br J Radiol*. 2002;75:819–830.
36. Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Khasanova E, Pereira F, Mekkaoui C, Beregi JP. Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging*. 2015 May;96(5):477-86.
37. Sharafeldeen, M., Shaaban, M., Ramadan, A.M. et al. Reduced dose iterative reconstruction versus standard dose filtered back projection in detection of bladder tumors. *Egypt J Radiol Nucl Med* 51, 100.
38. Bahn YE, Kim SH, Kim MJ, Kim CS, Kim YH, Cho SH. Detection of Urothelial Carcinoma: Comparison of Reduced-Dose Iterative Reconstruction with Standard-Dose Filtered Back Projection. *Radiology*. 2016 May;279(2):471-80.

39. Gervaise A, Naulet P, Beuret F et al (2014) Low-dose CT with automatic tube current modulation, adaptive statistical iterative reconstruction, and low tube voltage for the diagnosis of renal colic: impact of body mass index. *Am J Roentgenol* 202(3):553–560.
40. Juri H, Matsuki M, Inada Y et al (2013) Low-dose computed tomographic urography using adaptive iterative dose reduction 3-dimensional: comparison with routine-dose computed tomography with filtered back projection. *J Comput Assist Tomogr* 37(3):426–431.

## 8. ŽIVOTOPIS

### **Osobni podatci**

Ime i prezime: Marin Liljak

Datum rođenja: 07.09.1994

Mjesto rođenja: Split

### **Obrazovanje i osposobljavanje:**

2001.-2006. OŠ Don Lovre Katića, Solin

2006.-2009. OŠ kraljice Jelene, Solin

2009.-2013. Zdravstvena škola, Split smjer fizioterapeutski tehničar

2013.-2017. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija u Splitu,  
preddiplomski studij radiološke tehnologije

2019.-2023. Sveučilišni odjel zdravstvenih studijau Splitu, diplomski studij  
radiološke tehnologije

### **Ostala znanja i vještine**

Strani jezici: engleski (aktivno), talijanski (pasivno)

Rad na računalu: Aktivno i svakodnevno korištenje MS office paketa i interneta