

SVEUČILIŠTE U RIJECI
MEDICINSKI FAKULTET

Doris Šegota Ritoša

POVEZANOST TEŽINSKIH FAKTORA SNOPOVA X-
ZRAKA S DIJAGNOSTIČKOM VRIJEDNOSTI
KOMBINIRANIH POLIKROMATSKIH REKONSTRUKCIJA
PRI OSLIKAVANJU MOZGA DVOENERGIJSKOM
RAČUNALNOM TOMOGRAFIJOM

Doktorski rad

Rijeka, 2025.

SVEUČILIŠTE U RIJECI
MEDICINSKI FAKULTET

Doris Šegota Ritoša

POVEZANOST TEŽINSKIH FAKTORA SNOPOVA X-
ZRAKA S DIJAGNOSTIČKOM VRIJEDNOSTI
KOMBINIRANIH POLIKROMATSKIH REKONSTRUKCIJA
PRI OSLIKAVANJU MOZGA DVOENERGIJSKOM
RAČUNALNOM TOMOGRAFIJOM

Doktorski rad

Mentor: prof. dr. sc. Damir Miletić, dr. med.

Komentor: izv. prof. dr. sc. Slaven Jurković, spec. med. fiz.

Rijeka, 2025

UNIVERSITY OF RIJEKA

FACULTY OF MEDICINE

Doris Šegota Ritoša

CORRELATION OF X-RAY BEAM WEIGHTING FACTORS
WITH THE DIAGNOSTIC VALUE OF POLYCHROMATIC
WEIGHTED AVERAGE RECONSTRUCTIONS IN DUAL-
ENERGY COMPUTED TOMOGRAPHY OF THE BRAIN

Doktorski rad

Mentor: Damir Miletić, Full professor

Komentor: Slaven Jurković, Associate professor

Rijeka, 2025.

Mentor rada: prof. dr. sc. Damir Miletić, dr. med.

Komentor: izv. prof. dr. sc. Slaven Jurković, spec. med. fiz.

Doktorski rad obranjen je dana _____ na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u

Rijeci, pred povjerenstvom u sastavu:

1. _____

2. _____

3. _____

4. _____

5. _____

Rad ima _____ listova.

UDK: _____

Zahvala

Zahvaljujem svom mentoru, prof. dr. sc. Damiru Miletiću, i komentoru, izv. prof. dr. sc. Slaveni Jurkoviću, na stručnom vođenju, konstruktivnim kritikama, brojnim korisnim savjetima i velikoj podršci koju su mi pružili tijekom izrade ovog rada.

Zahvaljujem i svom suprugu Ivanu, čije mi razumijevanje, ohrabrenje i nesebična podrška nisu dopuštali da odustanem.

Ovaj rad posvećujem svojim roditeljima, koji su mi oduvijek bili najveća podrška. Hvala vam na svemu što ste mi pružili da bih ostvarila svoje ciljeve.

Sažetak

Cilj istraživanja: Glavni cilj istraživanja bio je vrednovati dijagnostičku kvalitetu slikovnih podataka mozga dobivenih dvoenergijskom računalnom tomografijom (DECT) u odnosu na različite težinske faktore (TF) korištene u ponderiranim rekonstrukcijama te odrediti optimalan TF koji osigurava najbolji omjer kontrasta sive i bijele tvari (CNR) mozgovine te šuma. Dodatno, istraživane su mogućnosti optimizacije DECT procedure povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu. **Materijali i metode:** Istraživanje je provedeno na DECT uređaju Siemens Definition Flash. U prvom dijelu istraživanja vrednovana je kvaliteta ponderiranih rekonstrukcija obzirom na različite TF slikovnih podataka antropomorfnog fantoma te pacijenata kod kojih su bile provedene procedure DECT oslikavanja mozga u Kliničkom bolničkom centru (KBC) Rijeka. Kvantitativna analiza uključivala je određivanje CNR-a i šuma, a kvalitativna analiza vrednovanje triju radiologa s različitim kliničkim iskustvom u neuroradiologiji. Dodatno, istraživana je mogućnost optimizacije DECT procedure povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu korištenjem antropomorfnog fantoma te fantoma za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka. U posljednjem dijelu istraživanja provedena je analiza primjenjivosti dodatnih procedura kontrole kvalitete na DECT uređaju te su određene tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT procedure oslikavanja mozga u KBC Rijeka. **Rezultati:** Rezultati na slikovnim podacima antropomorfnog fantoma pokazali su da je optimalan odnos između CNR-a, šuma i artefakata postignut pri TF 0,6. Kvantitativna analiza na slikovnim podacima pacijenata pokazala je statistički značajno poboljšanje CNR-a za TF 0,6 u odnosu na 0,4 ($p < 0,001$). Kvalitativna analiza također je pokazala dijagnostičku superiornost ponderiranih rekonstrukcija s TF 0,6. Povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu u DECT procedurama (+40%), dobiven je značajno veći CNR slikovnih podataka oba fantoma u odnosu na SECT proceduru uz razliku u apsorbiranoj dozi od 10% ($p = 0,027$ i $p < 0,001$). Uspješno su implementirane procedure kontrole kvalitete za CT uređaj koji koristi DE i tehnologiju istovremenog oslikavanja s dva izvora X-zraka. Vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga bez kontrasta u KBC-u Rijeka iznose $CTDI_{vol} = 23,2$ mGy i $DLP = 377,5$ mGy.cm, što je ispod nacionalno propisanih dijagnostičkih referentnih razina. **Zaključak:** Dobiveni rezultati pokazuju superiornost ponderiranih DECT rekonstrukcija s TF 0,6 u odnosu na standardno korišteni TF od 0,4 za nativno oslikavanje mozga te superiornost u odnosu na standardnu SECT proceduru, uz razliku u apsorbiranoj dozi od 10%. **Ključne riječi:** Dijagnostička radiologija; Kontrola kvalitete; Oslikavanje mozga; Računalna tomografija; Radiološki fantom

Abstract

Objectives: The main objective of this thesis was to evaluate the diagnostic quality of dual-energy computed tomography (DECT) of the brain in relation to various weighting factors (WF) used in weighted average (WA) image reconstructions, and to determine the optimal WF that achieves the most favorable ratio between the contrast-to-noise ratio (CNR) of gray and white matter and noise. Additionally, the study investigated the potential for DECT protocol optimization by increasing dose parameters that affect absorbed dose. **Materials and Methods:** The research was conducted using a Siemens Definition Flash DECT scanner. In the first part of the research, the quality of WA reconstructions using various WFs was evaluated on image data of an anthropomorphic phantom and patients who underwent DECT brain imaging at the Department of Diagnostic and Interventional Radiology of Clinical Hospital Center (CHC) Rijeka. Quantitative analysis included CNR and noise determination, while qualitative analysis involved assessment by three radiologists with varying levels of clinical experience in neuroradiology. Furthermore, the possibility of optimizing DECT protocols by increasing parameters that affect absorbed dose was investigated using both anthropomorphic phantom and a phantom designed for assessing technical image quality. In the final phase of the study, the applicability of additional quality control (QC) procedures in both dual-energy and dual-source mode was analyzed, and typical values of absorbed dose indicators for DECT brain imaging at CHC Rijeka were determined. **Results:** The analysis of phantom image data showed that the optimal balance between CNR, noise, and artifacts was achieved at WF 0.6. Quantitative analysis of patient image data revealed a significant improvement in CNR at WF 0.6 compared to 0.4 ($p < 0.001$). Qualitative analysis also indicated the diagnostic superiority of WA reconstructions with WF 0.6. By increasing the parameters affecting the absorbed dose in DECT procedures (+40%), a significantly higher CNR was obtained in both phantoms compared to the SECT protocol, with a difference in absorbed dose of 10% ($p = 0.027$ and $p < 0.001$). QC procedures were successfully implemented for the CT scanner utilizing dual-energy and dual-source imaging technology. The absorbed dose indicator values for non-contrast DECT brain imaging at CHC Rijeka were $CTDI_{vol} = 23.2$ mGy and $DLP = 377.5$ mGy.cm, both of which are below the national diagnostic reference levels. **Conclusion:** The results demonstrate the superiority of WA reconstructions using WF 0.6 compared to the standard WF of 0.4 for native brain imaging, as well as superiority over the standard SECT protocol, with a 10% difference in absorbed dose. **Key words:** Brain Imaging; Computed Tomography, X-Ray; Diagnostic X-Ray Radiology; Quality control; Radiologic Phantom

Sadržaj

1. UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA	1
1.1. Računalna tomografija	1
1.2. Dvoenergijska računalna tomografija	5
1.3. Oslikavanje mozga računalnom tomografijom	10
1.4. Osiguranje i kontrola kvalitete u radiološkoj dijagnostici	12
1.4.1. Kontrola kvalitete CT uređaja	13
1.4.2. Optimizacija procedure oslikavanja.....	13
1.4.3. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze	14
2. CILJ ISTRAŽIVANJA.....	15
3. MATERIJALI I METODE	17
3.1. Određivanje optimalnog težinskog faktora za dvoenergijsko oslikavanje mozga ..	17
3.1.1. Istraživanje u simuliranim kliničkim uvjetima.....	17
3.1.1.1. CT procedura oslikavanja i obrada slikovnih podataka	17
3.1.1.2. Kvantitativna analiza.....	19
3.1.1.3. Kvalitativna analiza.....	20
3.1.2. Istraživanje u kliničkim uvjetima.....	20
3.1.2.1. Ispitanici	20
3.1.2.2. Kvantitativna i kvalitativna analiza.....	22
3.1.3. Statistička analiza	22
3.1.4. Etički aspekti istraživanja.....	22
3.2. Optimizacija procedure za dvoenergijsko oslikavanje mozga	22
3.2.1. Kvantitativna analiza u simuliranim kliničkim uvjetima.....	24
3.2.2. Kvantitativna analiza na fantomu za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka	25
3.2.3. Statistička analiza.....	27
3.3. Osiguranje kvalitete DECT uređaja.....	28
3.3.1. Ispitivanje primjenjivosti provedbe procedura za kontrolu kvalitete na DECT uređaju	28
3.3.2. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka	32
4. REZULTATI	33
4.1. Određivanje optimalnog težinskog faktora za dvoenergijsko oslikavanje mozga ..	36

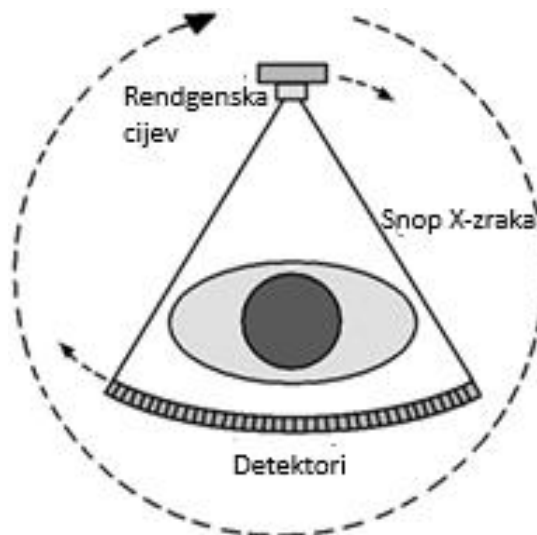
4.1.1. Istraživanje u simuliranim kliničkim uvjetima.....	33
4.1.2. Istraživanje u kliničkim uvjetima.....	35
4.2. Optimizacija procedure za dvoenergijsko oslikavanje mozga	41
4.3. Osiguranje kvalitete DECT uređaja.....	46
4.3.1. Ispitivanje primjenjivosti provedbe procedura za kontrolu kvalitete na DECT uređaju	46
4.3.2. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka	49
5. RASPRAVA	51
5.1. Određivanje optimalnog težinskog faktora za dvoenergijsko oslikavanje mozga ..	54
5.2. Optimizacija procedure za dvoenergijsko oslikavanje mozga	54
5.3. Osiguranje kvalitete DECT uređaja.....	57
6. ZAKLJUČCI.....	60
7. LITERATURA	61
ILUSTRACIJE.....	70
POPIS POKRATA	76
ŽIVOTOPIS	78

1. UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA

1.1. Računalna tomografija

Računalna tomografija (engl. *Computed Tomography*, CT) je dijagnostička metoda oslikavanja koja koristi X-zrake i napredne matematičke algoritme za prikupljanje, obradu i rekonstrukciju slikovnih podataka te omogućuje točnu vizualizaciju anatomskih struktura, uključujući unutarnje organe, vaskularne strukture i koštani sustav. Zahvaljujući velikoj prostornoj rezoluciji i mogućnosti razlikovanja različitih tkiva, CT ima široku primjenu u radiološkoj dijagnostici. CT oslikavanjem generiraju se dvodimenzionalni poprečni presjeci tijela, koji se naknadno mogu rekonstruirati u trodimenzionalne prikaze, čime se znatno poboljšava diferencijacija tkiva u odnosu na konvencionalne radiografske metode [1].

CT se sastoji od posebno konstruirane rotirajuće rendgenske cijevi kojom je moguće proizvesti snopove X-zraka različitih energija i velikih intenziteta i niza detektora smještenih unutar kućišta te računala za obradu prikupljenih podataka. Osnovni princip rada temelji se na sinkroniziranoj rotaciji snopa X-zraka i niza detektora oko pacijenta (Slika 1). Tijekom oslikavanja, snop X-zraka prolazi kroz tijelo pacijenta pri čemu dolazi do slabljenja njegova intenziteta ovisno o protonskom broju struktura kroz koje prolazi i energiji snopa X-zraka. Snop oslabljena intenziteta u detektorima proizvodi mjerljivi fizikalni učinak. Na temelju izmjenjenih podataka primjenom matematičkih algoritama, izračunavaju se koeficijenti slabljenja snopa X-zraka u svakoj točki unutar ravnine okomite na snop X-zraka, omogućujući točnu rekonstrukciju slojevitih prikaza unutarnjih struktura tijela [1][2]. Najnaprednija i najčešće primjenjivana tehnologija danas je višeslojna računalna tomografija (engl. *Multi-Slice Computed Tomography*, MSCT), koja omogućuje istovremeno oslikavanje više slojeva tijela tijekom jedne pune rotacije snopa X-zraka [3].



Slika 1. Ilustracija principa rada današnjih višeslojnih uređaja za računalnu tomografiju.

Preuzeto iz [2]

Ključni fizikalni princip na kojem se temelji CT oslikavanje je slabljenje intenziteta snopa X-zraka pri prolasku kroz volumen od interesa. Prolazeći kroz materiju, snop X-zraka proizveden u rendgenskoj cijevi može međudjelovati na dva načina: fotoelektričnim učinkom ili nekoherentnim (Comptonovim) raspršenjem, pri čemu vjerojatnost međudjelovanja ovisi o energiji snopa i prosječnom atomskom broju (Z) elementa od kojeg je sastavljen volumen od interesa. U radiološkoj dijagnostici se slabljenje snopa X-zraka u tijelu pri radiološkom oslikavanju odvija putem ta dva fizikalna mehanizama što se očituje u različitim interakcijskim udarnim presjecima, odnosno koeficijentima slabljenja snopa X-zraka [4][5]. Koeficijenti slabljenja predstavljaju vjerojatnost da će snop X-zraka međudjelovati u nekom sredstvu/tkivu i ovise o prosječnom atomskom broju sredstva/tkiva i energiji snopa X-zraka. Unutar raspona energija X-zraka koje se koriste u dijagnostičkoj radiologiji, fotoelektrični efekt predstavlja dominantan mehanizam gubitka energije. Vjerojatnost za fotoelektrični efekt (linearni koeficijent slabljenja) ovisi o atomskom broju sredstva s kojim međudjeluje i energiji snopa X-zraka na sljedeći način:

$$\mu = \frac{Z^m}{E^n},$$

gdje je $m = 3,6 - 5,3$ i $n = 2,5 - 3,5$. Dakle, vjerojatnost za ovaj tip međudjelovanja je veća za atome s visokim atomskim brojevima i za niske energije snopova X-zraka što u radiološkoj dijagnostici omogućuje razlikovanje različitih tkiva na slikovnim podacima. Za razliku od

fotoelektričnog efekta, vjerojatnost interakcije putem Comptonovog raspršenja ne ovisi o atomskom broju materijala već samo o energiji snopa [6]. Zbog toga su koeficijenti slabljenja snopa za različite materijale pri Comptonovom raspršenju slični, što otežava razlikovanje struktura u radiološkoj dijagnostici.

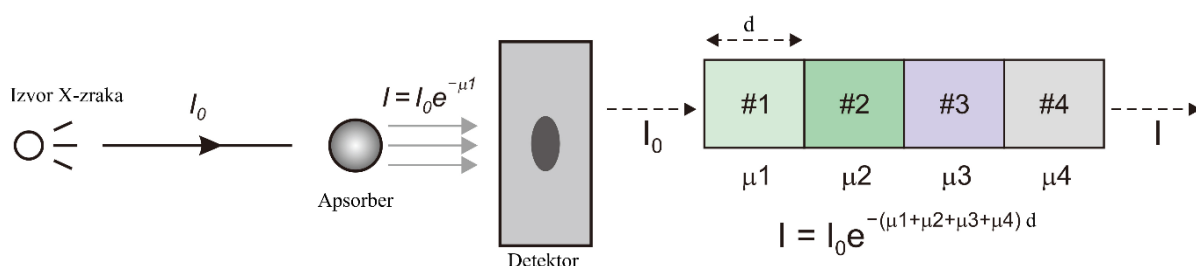
Slabljenje intenziteta snopa X-zraka pri prolasku kroz tkivo opisano je izrazom:

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

gdje je I_0 početni intenzitet snopa prije prolaska kroz apsorber, I_d intenzitet snopa nakon prolaska kroz apsorber debljine d , μ linearni koeficijent slabljenja snopa X-zraka, a d debljina apsorbera [4][7]. Ako snop X-zraka prolazi kroz više slojeva materijala ukupne debljine d , tada se intenzitet X-zraka nakon prolaska kroz apsorber može izraziti kao:

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4) \cdot d},$$

gdje su μ_1, μ_2, μ_3 i μ_4 linearni koeficijenti slabljenja snopa X-zraka različitih materijala, kao što je prikazano na Slici 2 [1][8].

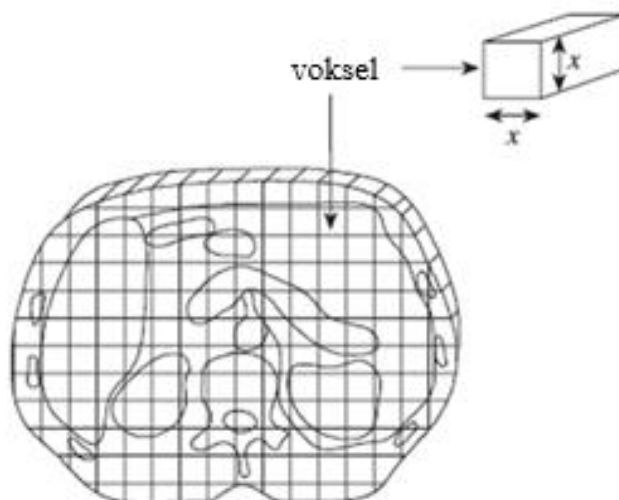


Slika 2. Prikaz slabljenja snopa X-zraka prolaskom kroz apsorber (lijevo) i intenzitet snopa X-zraka nakon prolaska kroz apsorber s nekoliko različitih linearnih koeficijenata slabljenja snopa. Preuzeto iz [8]

Za konačni prikaz slikovnih podataka pri CT oslikavanju, vrijednosti koeficijenata slabljenja snopa za različita tkiva unutar tijela moraju se pretvoriti u slikovne podatke prikazane različitim nijansama sive skale te se izražavaju cijelim brojem (CT brojem) u Hounsfieldovim jedinicama (engl. *Hounsfield units*, HU) koji se potom prikazuje kao piksel na slici. Svaki piksel na slikovnim podacima izražava prosječnu atenuaciju unutar volumnog elementa (voksela) određenog tkiva (Slika 3) [9]. CT broj određenog tkiva u HU izražava se relativno prema linearnom koeficijentu slabljenja vode na sobnoj temperaturi:

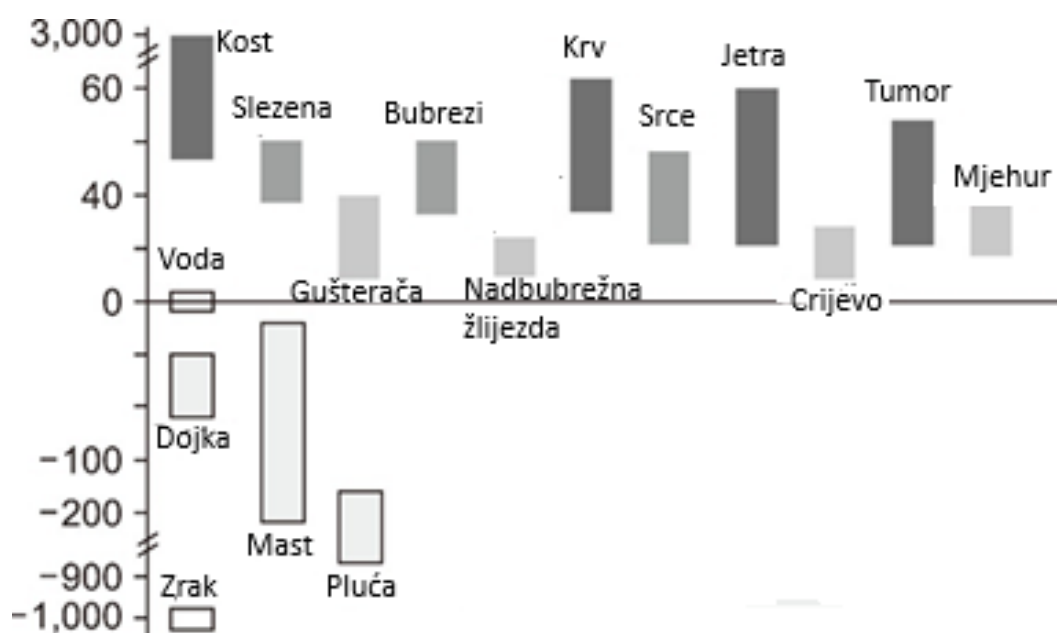
$$CT \text{ broj (HU)} = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{voda}}{\mu_{voda}},$$

gdje je μ linearni koeficijent slabljenja danog tkiva, a μ_{voda} linearni koeficijent slabljenja vode [4].



Slika 3. Svaki piksel na slikovnim podacima predstavlja voksel tkiva pacijenta. Preuzeto iz [9]

CT brojevi su konvertirani u nijanse sive skale na način da se veći brojevi prikazuju bijelo, manji brojevi crno, a nijanse sive se nalaze između (Slika 4). Raspon CT brojeva definira se kao širina prozora (engl. *window width*, WW) sive skale za koju se odabire centar (engl. *window level*, WL). Odabirom različitih WW i WL mijenja se odnos između kontrasta i svjetline slikovnih podataka [10].



Slika 4. CT brojevi u Hounsfieldovim jedinicama za različita tkiva. Preuzeto iz [8]

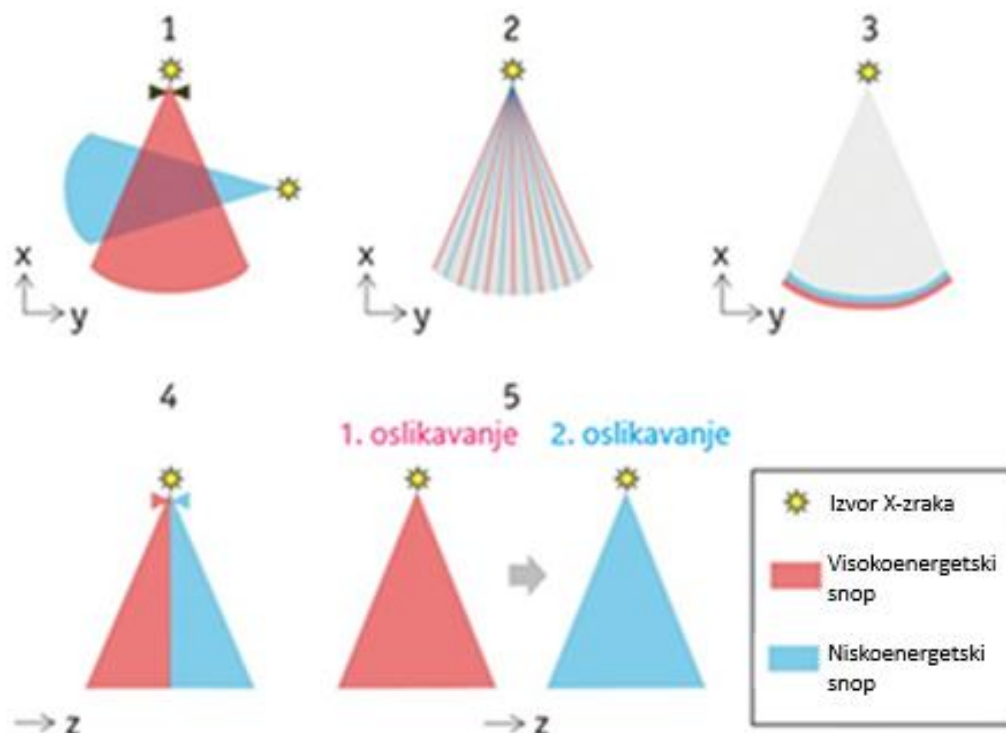
1.2. Dvoenergijska računalna tomografija

Dvoenergijska računalna tomografija (engl. *dual energy computed tomography*, DECT) je metoda oslikavanja koja koristi dva snopa X-zraka različitih energija. Iako je koncept DECT-a prvi put uveden početkom 1970-ih, zbog ograničene računalne snage tada dostupnih računala, ova metoda oslikavanja nije mogla biti primijenjena u kliničkoj praksi sve do početka 21. stoljeća. Tijekom posljednjeg desetljeća počela se sve češće koristiti u dijagnostičkoj radiologiji [11][12] te u radijacijskoj onkologiji [13][14][15].

Trenutno postoji pet različitih metoda dobivanja slikovnih podataka DECT-om (Slika 5) na različitim uređajima, ovisno o proizvođaču:

1. DECT uređaj s dva izvora X-zraka i dva niza detektora (engl. *dual-source*, DS),
2. DECT uređaj s jednim izvorom X-zraka i jednim nizom detektorom uz mogućnost brze izmjene karakteristika snopa X-zraka i uzorkovanja podataka na detektorima (engl. *single-source DECT with rapid kV switching*),
3. DECT uređaj s jednim izvorom i sa slojevitim nizom detektora (engl. *layered detector DECT*) na kojem se pomoću slojeva detektora različite osjetljivosti na energijske razine ostvaruje spektralno razdvajanje snopa X-zraka,
4. DECT uređaj s jednim izvorom X-zraka i jednim nizom detektorom u kojem do spektralnog razdvajanja energije X-zraka dolazi filtracijom snopa pomoću filtera načinjenih od zlata i kositra (engl. *single-source DECT with split filter*) te
5. DECT uređaj s jednim izvorom X-zraka i jednim nizom detektora (engl. *single tube with sequential dual scans*) na kojem se oslikavanje provodi dva puta uzastopno – jednom s niskoenergetskim snopom i drugi put s visokoenergetskim snopom [13][14].

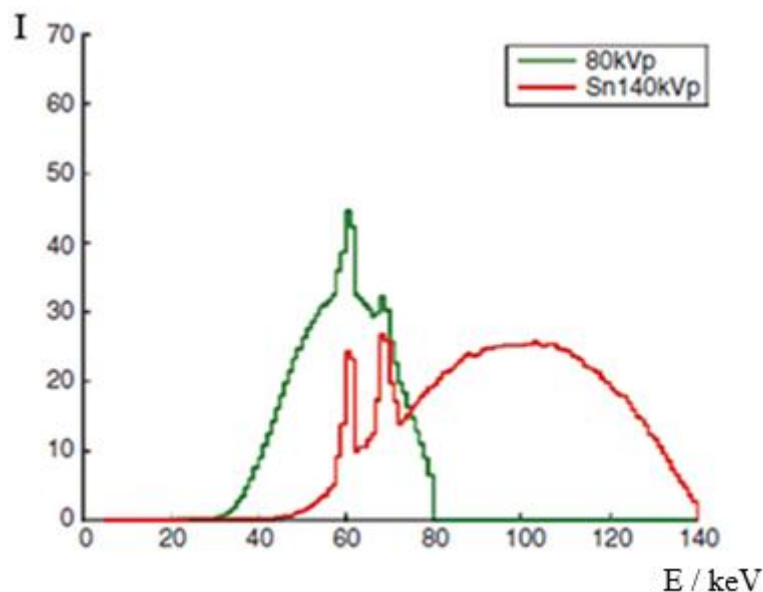
U svim navedenim metodama i izvedbama CT uređaja koriste se X-zrake dviju različitih vršnih energija proizvedene naponima od 70 ili 80 kV (niskoenergetski snop), odnosno 140 ili 150 kV (visokoenergetski snop) [15].



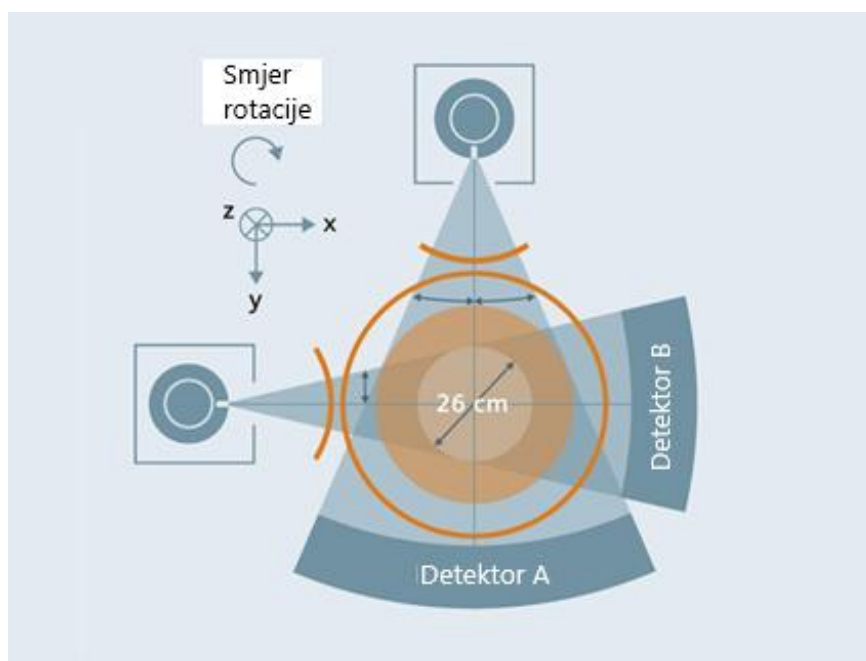
Slika 5. Ilustracijski prikaz pet različitih metoda akvizicije podataka DECT-om. 1 - dva izvora X-zraka i dva niza detektora, 2 - brza izmjene karakteristika snopa X-zraka s jednim izvorom, 3 – slojeviti niz detektora s jednim izvorom X – zraka, 4 – jedan izvor X-zraka s dva filtera, 5 – jedan izvor X – zraka s uzastopnim oslikavanjem. Preuzeto iz [14].

Uređaj korišten u ovom istraživanju je DECT uređaj koji koristi tehnologiju s dva izvora X-zraka i dva niza Stellar detektora smještenih pod kutem od približno 90° . Stellar detektor je vrsta potpuno integriranog detektora kod kojeg su pretvarači analognog u digitalni signal smješteni izravno ispod fotodiode što smanjuje elektronički šum, značajno poboljšava omjer signala i šuma te na taj način povećava kvalitetu slikovnih podataka [16]. Podaci se prikupljaju pri sinkroniziranoj rotaciji dviju rendgenskih cijevi (StratonTM, Siemens Healthineers, Erlangen, Njemačka), od kojih jedna generira niskoenergetski snop naponom od 80 kV, a druga visokoenergetski snop naponom od 140 kV, uz korištenje dvaju nizova detektora. Na izlazu rendgenske cijevi koja proizvodi visokoenergetski snop nalazi se filter od kositra (Sn) koji uklanja fotone niskih energija iz snopa i na taj način smanjuje apsorbiranu dozu predanu pacijentu, ali i omogućuje bolje razdvajanje dva spektra i na taj način poboljšava kvalitetu slikovnih podataka (Slika 6) [17][18]. Kositreni filter omogućuje smanjenje apsorbirane doze za više od tri puta u odnosu na apsorbiranu dozu koja bi bila predana pacijentu pri oslikavanju

visokoenergetskim snopom (140 kV) bez korištenja filtera [19]. Na Slici 7 je prikazana tehnička izvedba DECT uređaja s dvije rendgenske cijevi korištenog u ovom istraživanju.



Slika 6. Prikaz niskoenergetskog i visokoenergetskog spektra (sa Sn filterom) snopa X -zraka generiranih u DECT uređaju s dva izvora. Preuzeto iz [19].

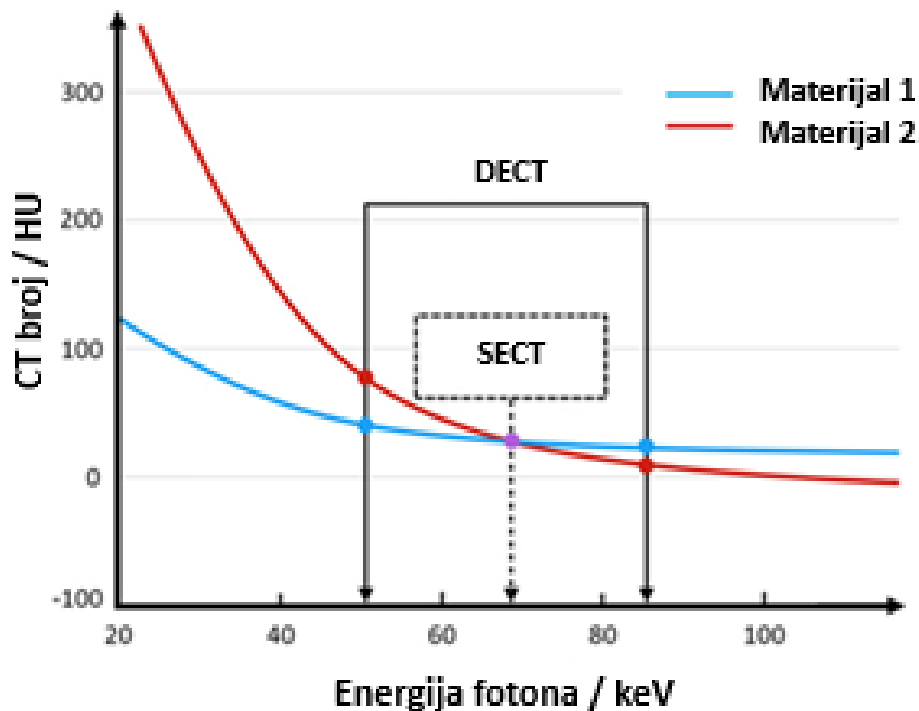


Slika 7. Tehnička izvedba DECT uređaja s dvije rendgenske cijevi: jedan niz detektora (A) pokriva područje oslikavanja promjera 50 cm, dok drugi niz detektora (B) pokriva manje, centralno područje od 26 cm. Preuzeto s: <https://www.siemens-healthineers.com/hr/computed-tomography/news/mso-back-to-the-future.html>

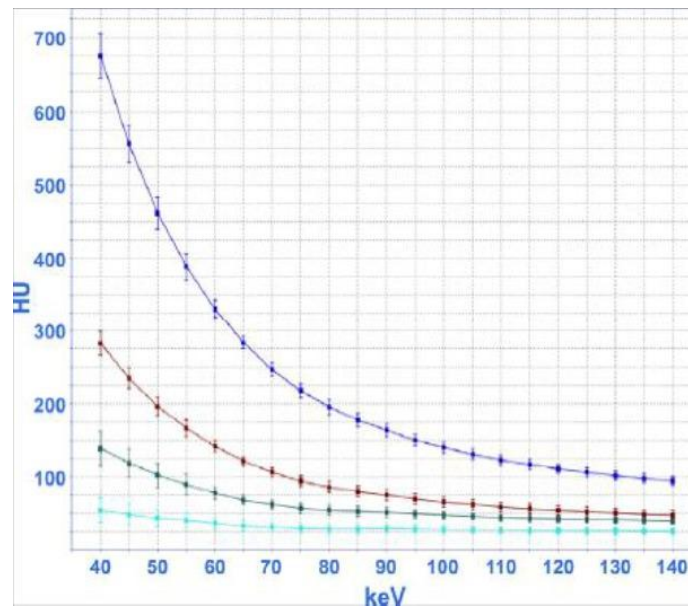
Pri konvencionalnom oslikavanju snopom X-zraka jedne energije, materijali različitih atomskih brojeva mogu imati slične vrijednosti koeficijenata slabljenja. Na primjer, iako kalcij i jod imaju različite atomske brojeve, njihovi koeficijenti slabljenja mogu biti slični na standardnim CT slikovnim podacima [18]. Međutim, korištenjem drugog snopa različite vršne energije, razlika u koeficijentima slabljenja može postati izraženija (Slika 8). Temeljni princip DECT-a proizlazi iz činjenice da apsorpcija upadnih fotona varira ovisno o energiji snopa X-zraka (Slika 9). Razlika u koeficijentima slabljenja pri dvije različite energije može se opisati tzv. dvoenergetskim indeksom (DEI):

$$DEI = \frac{x_{80} - x_{140}}{x_{80} + x_{140} + 2000},$$

gdje je x_{80} CT broj u HU na 80 kV, a x_{140} CT broj istog voksela na 140 kV [19]. Razlika u koeficijentima slabljenja snopa X-zraka koristi se za karakterizaciju pojedinih materijala i omogućuje njihovo bolje razlikovanje što nadilazi mogućnosti konvencionalne jednoenergijske računalne tomografije (engl. *Single Energy Computed Tomography*, SECT) [20][21].



Slika 8. Primjer vrijednosti CT broja za dva različita materijala na slikovnim podacima dobivenim konvencionalnim SECT i DECT oslikavanjem. Preuzeto iz [22]



Slika 9. Primjer ovisnosti atenuacijskih koeficijenata (HU) o energiji X-zraka (keV) materijala s različitim atomskim brojem (svijetloplava krivulja predstavlja materijal s najnižim, a tamnoplava krivulja materijal s najvišim atomskim brojem). Preuzeto iz [23].

Iako bi se slikovni podaci dobiveni oslikavanjem niskoenergetskim i visokoenergetskim snopom mogli koristiti neovisno za rutinsku dijagnostičku interpretaciju, kvaliteta slikovnih podataka bila bi inferiorna u odnosu na podatke dobivene SECT-om pri istoj predanoj apsorbiranoj dozi. Kombiniranje podataka dobivenih oslikavanjem koristeći dva snopa X-zraka različitih energija rezultira boljom kvalitetom slikovnih podataka od rekonstrukcija dobivenih pojedinačnim oslikavanjem na 80 kV i 140 kV [24]. Za konačni prikaz slikovnih podataka dobivenih oslikavanjem DECT-om koriste se ponderirane rekonstrukcije (engl. *weighted average*). Općenito, postoje dvije vrste ponderiranih rekonstrukcija – linearne i nelinearne. Za rutinsku dijagnostičku interpretaciju koriste se linearne ponderirane rekonstrukcije kod kojih se odabirom težinskog faktora (TF) od 0 do 1, u koracima od 0,1 određuje udio podataka dobivenih oslikavanjem niskoenergetskim i visokoenergetskim snopom [19]. Najčešće korištene vrijednosti TF-a odnosno vrijednosti koje su preporučene od proizvođača su 0,4 ili 0,5, ovisno o dijelu tijela koji se oslikava jer predstavljaju ekvivalent slikovnim podacima dobivenih oslikavanjem SECT-om. To znači da se za rekonstruiranje slikovnih podataka koristi 40% odnosno 50% podataka dobivenih oslikavanjem niskoenergetskim snopom i 60% odnosno 50% podataka dobivenih oslikavanjem visokoenergetskim snopom.

Prednost DECT-a u odnosu na SECT leži i u brojnim mogućnostima postakvizicijske obrade slikovnih podataka. Neke od najvažnijih su generiranje virtualnih monoenergijskih

rekonstrukcija, mogućnost dekompozicija tkiva/materijala, izrada jednih mapa [25][22] te mogućnost oslikavanje s manjom količinom intravenskog kontrastnog sredstva [26]. Osim toga, brojne studije pokazale su da DECT smanjuje artefakte uzrokovane metalnim komponentama, čime se poboljšava kvaliteta slikovnih podataka [27][28]. Također, komparativno istraživanje na fantomima pokazalo je da se korištenjem DECT-a mogu dobiti slikovni podaci s istim ili većim omjerom kontrasta i šuma (engl. *contrast to noise ratio*, CNR) u odnosu na SECT korištenjem istih parametara koji utječu na apsorbiranu dozu [29].

1.3. Oslikavanje mozga računalnom tomografijom

Prilikom standardnog oslikavanja mozga SECT-om, odabire se jedna vrijednost napona kojim se generira snop X-zraka, najčešće u rasponu od 100 kV do 120 kV. Ta vrijednost predstavlja kompromis između dobivanja željenog CNR-a mozgovine i razine artefakata u području stražnje lubanjske jame na slikovnim podacima [30][31]. S obzirom da DECT za oslikavanje istovremeno koristi niskoenergetski i visokoenergetski snop X-zraka moguće je dodatno optimizirati odnos kontrasta i šuma te reducirati artefakte na slikovnim podacima. Karakteristika oslikavanja snopovima X-zraka niskih energija je veća kontrastnost između različitih tkiva, što je osobito važno u prikazu mozgovine, budući da prirodna razlika u vrijednosti koeficijenata slabljenja između sive i bijele tvari iznosi samo 5–10 HU [32]. S druge strane, karakteristika oslikavanja snopovima X-zraka viših energija je znatno manji šum i manje artefakata što je posebice važno u području stražnje lubanjske jame [11] gdje nastaju artefakti zbog guste kosti neurokranija. Od brojnih postakvizicijskih mogućnosti koje DECT nudi, u neuroradiologiji se najviše koriste virtualne monoenergijske rekonstrukcije koje omogućuju virtualnu simulaciju slikovnih podataka u monokromatskim energijskim prozorima od 40 keV do 190 keV s posljedično većim mogućnostima optimizacije kontrasta i šuma [33]. Najčešće se koriste za detekciju moždanog udara gdje je dokazana njihova superiornost u odnosu na slikovne podatke dobivene SECT-om [34][35]. Od ostalih DECT mogućnosti u neuroradiologiji se koristi i tehnika dekompozicije materijala, koja se najviše koristi u cerebralnoj angiografiji jer omogućuje brzo i pouzdano odvajanje koštane strukture te na slikovnim podacima ostaju samo denziteti koji odgovaraju jodu u krvnim žilama [36][37]. Također, koristi se za razlikovanje hiperdenznih materijala sličnog izgleda, poput joda, kalcifikacija i krvi [38][39], te za uklanjanje artefakata koji nastaju od metalnih implantanata [40][41].

Za rutinsku interpretaciju DECT pregleda mozga koriste se automatski generirane ponderirane rekonstrukcije. Ponderirane rekonstrukcije uz TF 0,3 i 0,4 prihvaćene su kao ekvivalent slikovnih podataka dobivenih SECT oslikavanjem mozga pri 120 kV [42][43][44]. Budući da odabrana vrijednost napona od 120 kV kod SECT oslikavanja ne predstavlja idealnu energiju za oslikavanje mozga, korištenje ponderiranih DECT rekonstrukcija koje oponašaju SECT čini se kontrainuitivnim, obzirom na mogućnosti optimizacije ponderiranih rekonstrukcija prilagodbom TF-a. Mijenjanje TF-a izravno utječe na metrike kvalitete slikovnih podataka, prvenstveno na kontrast i šum - veći TF poboljšava CNR, ali uz povećanje šuma, dok niži TF smanjuje šum i artefakte na slikovnim podacima, ali na račun manjeg CNR-a [42][45]. Stoga je ključno maksimalno iskoristiti mogućnosti ponderiranih rekonstrukcija istraživanjem utjecaja različitih vrijednosti TF-a na kvalitetu slikovnih podataka.

U većini dosadašnjih istraživanja vezanih za DECT oslikavanje mozga uspoređivana je kvaliteta slikovnih podataka i parametara oslikavanja koji utječu na apsorbiranu dozu u odnosu na SECT, pri čemu je pokazana superiornost DECT-a [46][47][48][49]. U nekolicini studija istraživana je primjena algoritma X mape za vizualizaciju ishemijskih lezija [50] i učinkovitost opcije uklanjanja koštanih struktura iz konačnog slikovnog prikaza [51] na kvalitetu slikovnih podataka u nativnom CT pregledu glave. Prema našim saznanjima, dosad nije provedeno vrednovanje utjecaja različitih ponderiranih rekonstrukcija na slikovne podatke nativnog DECT pregleda mozga. Slične studije provedene su samo na postkontrastnim oslikavanjima glave i vrata te na postkontrastnim angiografskim i abdominalnim pretragama. U studijama o postkontrastnim abdominalnim i angiografskim pretragama dokazano je postignuta bolja dijagnostička kvaliteta slikovnih podataka pri TF od 0,5 [43][52], dok se u postkontrastnom DECT pregledu vrata TF od 0,6 pokazao superiornim za detekciju lezija u odnosu na preporučene SECT ekvivalentne rekonstrukcije s TF od 0,3 [53]. Paul i sur. pokazali su da je CNR između sive i bijele tvari u temporalnom režnju najviši kod ponderiranih rekonstrukcija s TF 0,6 za postkontrastne DECT procedure oslikavanja mozga [54]. U navedenim istraživanjima pokazano je i da su radiolozi bolje ocjenjivali slikovne podatke s više šuma, ali s većim kontrastom između tkiva.

U navedenim studijama ispitivana je dijagnostička kvaliteta slikovnih podataka dobivenih DECT oslikavanjem, pri kojem je obavezna primjena intravenskog kontrastnog sredstva, a koje se značajno razlikuje od rutinskog nativnog CT oslikavanja mozga. Stoga je nužno vrednovati utjecaj različitih TF-a na kvalitetu ponderiranih rekonstrukcija u nativnom DECT oslikavanju mozga kako bi se pronašao optimalan odnos između CNR-a, artefakata i šuma.

1.4. Osiguranje i kontrola kvalitete u radiološkoj dijagnostici

Osiguranje kvalitete u radiologiji obuhvaća provedbu planiranih i sustavnih aktivnosti potrebnih za dobivanje kvalitetnih dijagnostičkih informacija koje su nužne za odgovor na postavljeno kliničko pitanje, odnosno postavljanje dijagnoze. Prema Svjetskoj zdravstvenoj organizaciji (engl. *World Health Organization*, WHO), osiguranje kvalitete u dijagnostičkoj radiologiji definira se kao organizirani timski rad radiološkog odjela koji osigurava da su slikovni podaci dovoljno dobre kvalitete te da omogućuju postavljanje dijagnoze uz što je manje moguće izlaganje pacijenta ionizirajućem zračenju [55]. Sustav osiguranja kvalitete u radiološkoj dijagnostici između ostalog obuhvaća aktivnosti vezane uz kontrolu kvalitete, optimizaciju procedura oslikavanja i sustavno praćenje apsorbirane doze predane pacijentu tijekom radiološke pretrage. Kontrola kvalitete obuhvaća skup procedura čija je svrha održavanje i unapređenje kvalitete radiološkog postupka. Uključuje nadzor, vrednovanje i održavanje mjerljivih parametara sustava i opreme na propisanom nivou [56]. Za svaki dijagnostički uređaj koji koristi ionizirajuće zračenje postoje propisani parametri koji se periodično ispituju. Parametri koje je nužno provjeravati na svakom uređaju zajedno s učestalosti i kriterijima prihvatljivosti u Republici Hrvatskoj navedeni su u *Pravilniku o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja* (NN53/18) i njegovoj dopuni (NN6/22) [57][58].

1.4.1. Kontrola kvalitete CT uređaja

Procedure kontrole kvalitete na CT uređajima dijele se na mehaničke, dozimetrijske i procedure za provjeru tehničke kvalitete slikovnih podataka. Mehaničke provjere uključuju provjeru točnosti pomaka stola, nagib kućišta, točnost lasera te točnost topograma. Dozimetrijske provjere uključuju mjerenje CT doznog indeksa (engl. *Computed Tomography Dose Index*, CTDI) – u zraku (engl. $CTDI_{air}$) i volumnog (engl. $CTDI_{vol}$), točnost prikazane vrijednosti umnoška $CTDI_{vol}$ i duljine oslikavanja (engl. *Dose Length Product*, DLP) te učinkovitost snopa X-zraka. Procedure za provjeru tehničke kvalitete slikovnih podataka uključuju provjeru rezolucije i kontrasta, točnost rekonstruirane debljine sloja, točnost prikazane udaljenosti na slikovnim podacima, homogenost CT broja, točnost CT broja za različite materijale, vrijednost šuma te vidljivost artefakata [56]. Postupci provođenja procedura

kontrole kvalitete opisani su u publikacijama Međunarodne agencije za atomsku energiju (engl. *International Atomic Energy Agency*, IAEA) [59], Američkog udruženja medicinskih fizičara (engl. *American Association of Physicists in Medicine*, AAPM) [60] i i Međunarodne komisije za elektrotehniku (engl. *International Electrotechnical Commission*, IEC) [61].

Iako su procedure kontrole kvalitete za konvencionalne CT uređaje dobro definirane i propisane zakonom, za uređaje s mogućnosti višenergijskog oslikavanja još uvijek nema službenih smjernica, protokola niti zakonom propisanih parametara koje je potrebno ispitivati. Međutim, prošle godine je izdano izvješće Američkog udruženja medicinskih fizičara u kojem je dan popis procedura koje treba provoditi na CT uređajima koji imaju mogućnost višenergijskog oslikavanja [62]. Također, postoji i nekoliko publikacija u kojima su autori dali prijedlog parametara i opis provedbe različitih procedura koje su sami osmislili, a za koje smatraju da ih je važno provjeravati kod DECT uređaja [63][64][65]. S obzirom da se DECT koristi u kliničkoj praksi nužno je provoditi periodične procedure za kontrolu kvalitete u DE načinu rada kako bi se osigurala točnost i reproducibilnost slikovnih podataka te kvalitetna uporaba uređaja.

1.4.2. Optimizacija procedure oslikavanja

U sklopu sustava osiguranja kvalitete u radiološkoj dijagnostici nužna je periodična revizija procedura oslikavanja kako bi se provjerilo je li kvaliteta slikovnih podataka i dalje dovoljne kvalitete za odgovor na postavljeno kliničko pitanje uz apsorbiranu dozu predanu pacijentu unutar preporučenih vrijednosti [66][67][68]. Optimizacija podrazumijeva zajednički pristup tima koji se sastoji od radiologa, medicinskog fizičara i radiološkog tehnologa [69]. Naime, različiti parametri procedure oslikavanja različito utječu na kvalitetu slikovnih podataka te je pri mijenjaju i optimizaciji parametara radiološke procedure nužan timski pristup [70][71][72]. Optimizacija procedure ne znači nužno smanjenje apsorbirane doze. Naime, ukoliko određena procedura ima parametre koji utječu na apsorbiranu dozu puno niže od preporučenih vrijednosti, potrebno ga je optimizirati povećanjem tih parametara i posljedično povećanjem apsorbirane doze predane pacijentu, uz istovremeno poboljšanje kvalitete slikovnih podataka. Dakle, dobro optimizirana procedura oslikavanja podrazumijeva postizanje optimalnog odnosa između kvalitete slikovnih podataka i apsorbirane doze predane pacijentu [73].

Za optimizaciju CT procedure koriste se antropomorfni fantomi [74][75] te fantomi za

određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka [4]. Antropomorfni fantomi su specijalizirani objekti dizajnirani da simuliraju cijelo ili dio ljudskog tijela, a izrađeni su od materijala sličnih radioloških svojstava kao ljudska tkiva. Najčešće se koriste za istraživanja koja uključuju određivanje apsorbirane doze u određenim organima ili tkivima te za ispitivanje utjecaja promjene ekspozicijskih parametara i različitih rekonstrukcija na kvalitetu slikovnih podataka prije implementacije u kliničku praksu [76].

Najčešće korišteni fantomi za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka na CT-u su Catphan (Phantom Laboratory, Salem, NY, SAD) i ACR Gammex 464 (Gammex Inc, Middleton, WI, SAD). Za procjenu kvalitete slikovnih podataka kod CT oslikavanja koriste se objektivne i subjektivne metode [77][78][79]. Objektivne metode najčešće uključuju određivanje parametara kao što su rezolucija visokog kontrasta, rezolucija niskog kontrasta, šum, uniformnost, CNR i omjer signala i šuma u području od interesa [80][81][60][82], dok subjektivne metode uključuju vrednovanje slikovnih podataka od strane radiologa.

1.4.3. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze

Kao dio sustava osiguranja kvalitete nužna je uspostava i periodično praćenje tipičnih vrijednosti indikatora apsorbirane doze za dijagnostičke procedure koje uključuju ionizirajuće zračenje [57][83]. Tipične vrijednosti nužno je uspostaviti za najčešće dijagnostičke procedure na svim uređajima unutar neke ustanove. Za CT procedure indikatori apsorbirane doze su $CTDI_{vol}$ i DLP. Tipične vrijednosti uspostavljaju se kao medijan na minimalno 20 (poželjno 30) standardnih pacijenata te ih je potrebno periodično revidirati i usporediti s nacionalnim dijagnostičkim referentnim razinama (engl. *National Diagnostic Reference Levels*, NDRL)[83]. NDRL-ovi za najčešće pretrage u Republici Hrvatskoj dani su u *Pravilniku o uvjetima za primjenu izvora ionizirajućeg zračenja u svrhu medicinskog i nemedicinskog ozračenja*, NN 42/18 [84]. NDRL-ovi nisu obavezne vrijednosti za radiodijagnostički postupak već ih treba koristiti kao smjernice. Ukoliko tipične vrijednosti unutar neke ustanove premašuju NDRL-ove potrebno je utvrditi uzrok i, po potrebi, dodatno optimizirati proceduru oslikavanja.

2. CILJ ISTRAŽIVANJA

S obzirom na rezultate dosadašnjih istraživanja o utjecaju različitih TF-a na kvalitetu ponderiranih DECT rekonstrukcija različitih anatomskih regija pri oslikavanju primjenom intravenskog sredstva smatramo nužnim vrednovati i dijagnostičku kvalitetu ponderiranih rekonstrukcija za nativno DECT oslikavanje mozga. Cilj istraživanja je odrediti TF kojim se postiže optimalan odnos kontrasta i šuma između sive i bijele tvari mozgovine te šuma i artefakata u području stražnje lubanjske jame. Istraživanje će biti provedeno u simuliranim kliničkim uvjetima koristeći slikovne podatke antropomornog fantoma te u kliničkim uvjetima korištenjem slikovnih podataka pacijenata. Zatim će se ispitati i mogućnost dodatne optimizacije procedure oslikavanja mozga DECT-om u simuliranim kliničkim uvjetima – antropomorfni fantom oslikavat će se pri različitim vrijednostima parametara koji utječu na apsorbiranu dozu. Cilj je optimizirati proceduru za nativno oslikavanje mozga na način da dijagnostička vrijednost slikovnih podataka bude veća od podataka dobivenih SECT-om uz neznačajnu razliku u apsorbiranoj dozi predanoj pacijentu.

Da bi bilo osigurano da je rad DECT uređaja u KBC-u Rijeka u skladu s recentnim preporukama, u sklopu istraživanja bit će ispitivana i primjenjivost predloženih procedura kontrole kvalitete danih u izvješću Američkog udruženja medicinskih fizičara [62] te u radovima Nute i sur. [63] i Mar'ie i sur. [64] kako bi mogao biti revidiran i nadograđen priručnik za kontrolu kvalitete CT uređaja u KBC-u Rijeka. Također, s obzirom na novije preporuke da se tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze uspostavljaju ne samo prema dijelu tijela koje se oslikava, već i za različite procedure i indikacije [85], u sklopu ovog istraživanja bit će određene tipične vrijednosti za DECT oslikavanje mozga bez kontrasta u KBC Rijeka.

Glavni cilj: Vrednovati dijagnostičku kvalitetu slikovnih podataka mozga dobivenih oslikavanjem DECT-om u odnosu na primjenu različitih težinskih faktora.

Specifični ciljevi:

1. Vrednovati dijagnostičku kvalitetu slikovnih podataka mozga dobivenih oslikavanjem DECT-om s optimalnim težinskim faktorom u odnosu na SECT.
2. Optimizirati proceduru za DECT oslikavanje mozga uz zadržavanje ili poboljšanje dijagnostičke kvalitete slikovnih podataka u odnosu na SECT.

3. Nadograditi sustav osiguranja kvalitete osmišljavanjem procedura za provjeru parametara CT uređaja u DECT načinu rada te izraditi tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka.

Hipoteze:

1. Odabir težinskog faktora pri DECT oslikavanju mozga utječe na dijagnostičku kvalitetu ponderiranih slikovnih podataka.
2. Dijagnostička kvaliteta ponderiranih slikovnih podataka mozga dobivenih DECT-om uz odabir optimalnog težinskog faktora je veća u odnosu na oslikavanje SECT-om.

3. MATERIJALI I METODE

Istraživanje je provedeno na Zavodu za medicinsku fiziku i zaštitu od zračenja te Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju, Kliničkog bolničkog centra Rijeka (KBC) na DECT uređaju Siemens Definition Flash (Siemens Healthineers AG, Forchheim, Njemačka).

3.1. Određivanje optimalnog težinskog faktora za dvoenergijsko oslikavanje mozga

3.1.1. Istraživanje u simuliranim kliničkim uvjetima

U istraživanju je korišten antropomorfni fantom (True Phantom Solutions, Windsor, ON, Kanada) kojim je simulirana glava; unutar lubanje nalazi se mozgovina sastavljena od sive i bijele tvari, krvnih žila te ventrikula mozga (Slika 10).

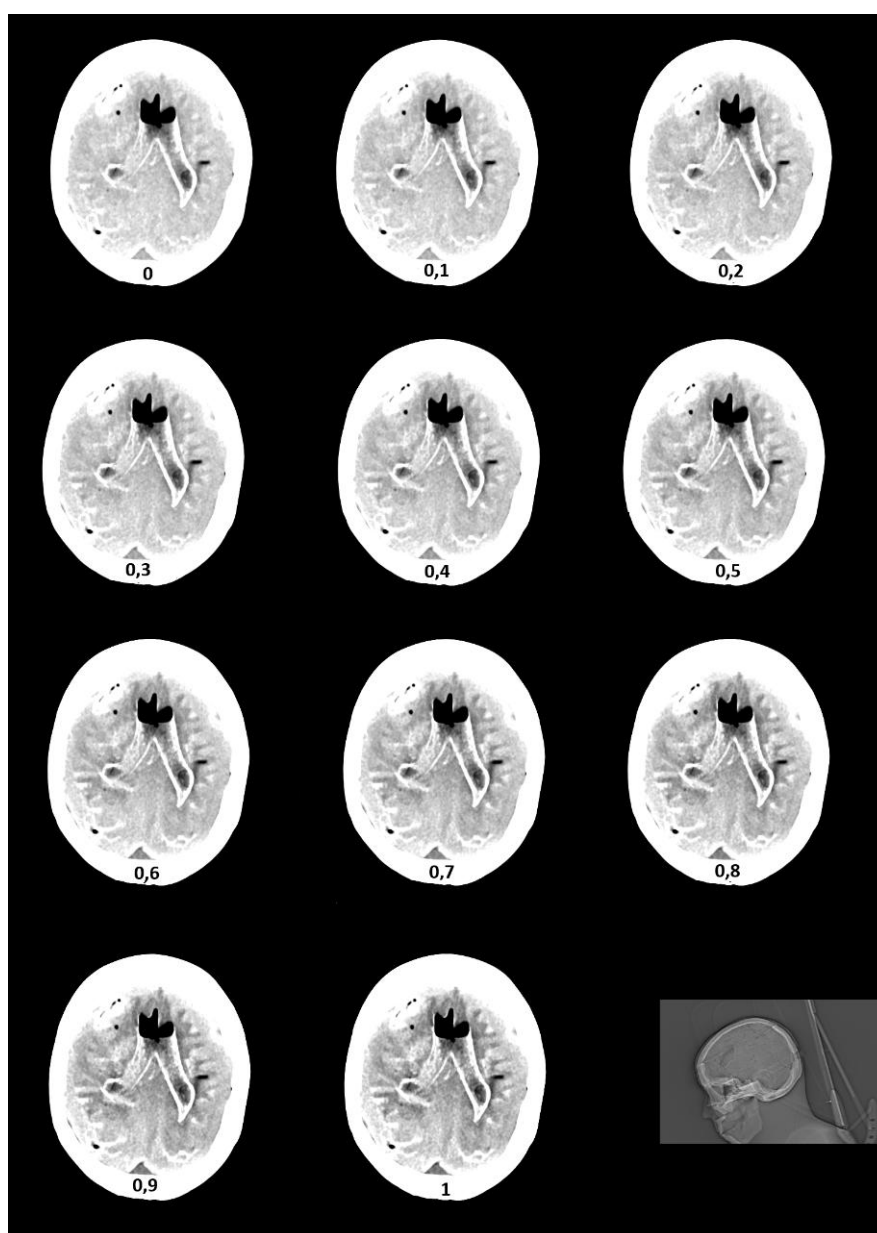


Slika 10. Antropomorfni fantom True Phantom

3.1.1.1. CT procedura oslikavanja i obrada slikovnih podataka

Slikovni podaci fantoma dobiveni su standardnom DECT procedurom za oslikavanje mozga bez kontrasta koji se koristi na Siemens Definition Flash CT uređaju. Korišteni su naponi od 80 kVp i Sn 140 kVp, gdje Sn označava kositreni filter, s uključenom opcijom automatske

modulacije jakosti struje (Care Dose 4d), *pitch*-om 0,7 i vremenom rotacije od 0,5 s, s uključenom opcijom XCare. Referentne vrijednosti količine naboja bile su 310 mAs za niskoenergetski snop A i 155 mAs za visokoenergetski snop B te je korištena konfiguracija detektora $40 \times 0,6$ mm. Ponderirane rekonstrukcije generirane su mijenjajući TF između 0 i 1, u koracima od 0,1 (Slika 11), koristeći Siemensov algoritam iterativne rekonstrukcije (SAFIRE) na razini 3. Aksijalne rekonstrukcije mekog tkiva i kosti pohranjene su u sustavu za arhiviranje i komunikaciju slikovnih podataka (engl. *Picture Archiving and Communication Software*, PACS) i na DE radnu stanicu (syngo.via, verzija VB60A, Siemens Healthineers).



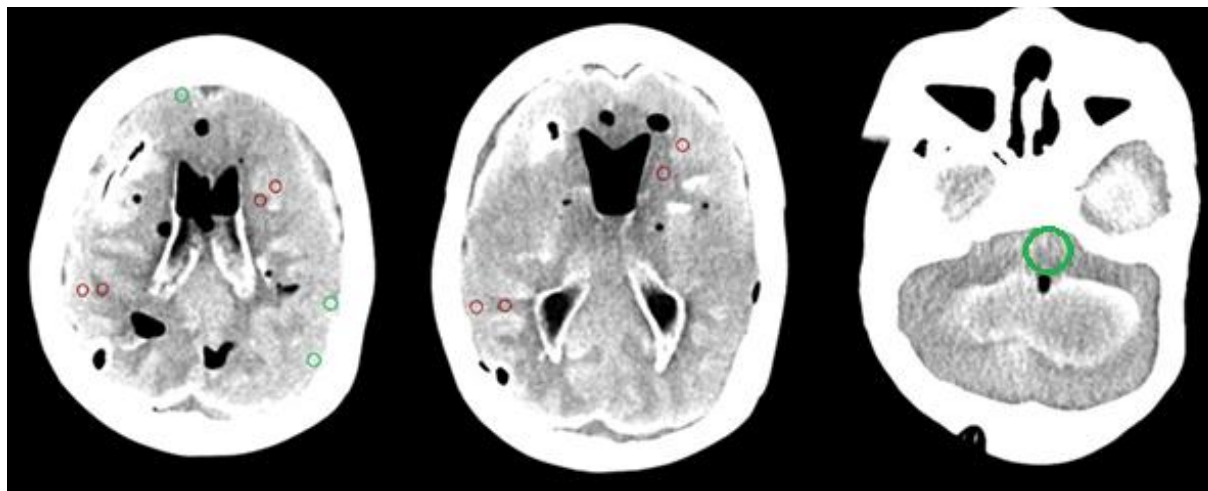
Slika 11. Ponderirane rekonstrukcije antropomorfnog fantoma generirane s težinskim faktorima od 0 do 1, u koracima od 0,1 na razini bazalnih ganglija zajedno s topogramom.

3.1.1.2. Kvantitativna analiza

Kao kvantitativni indikatori kvalitete korišteni su CT broj izražen u HU i standardna devijacija (SD) kao mjera šuma i razine artefakata. CT broj određivan je u parovima sive i bijele tvari frontalnih i parijetalnih režnjeva velikog mozga i bazalnih ganglija, dok je standardna devijacija određivana u području najizraženijih artefakata stražnje lubanjske jame i uz kost neurokranija. Za kvantitativnu analizu slikovnih podataka korištena je metodologija koju su opisali Weinman i sur. [47], Pomerantz i sur. [49] i Kim i sur. [43]. Regija od interesa (ROI) kružnog oblika površine 25 mm² označena je u četiri identična para sive i bijele tvari u području frontalnih i parijetalnih režnjeva velikog mozga i bazalnih ganglija (Slika 12) te su određene srednja vrijednost i SD CT broja izraženi u HU. Artefakti uz kost neurokranija izračunati su kao prosječna vrijednost tri određene vrijednosti standardne devijacije unutar ROI-a površine 25 mm², dok su artefakti u području stražnje lubanjske jame izračunati kao srednja vrijednost tri uzastopno određene standardne devijacije unutar ROI-a površine 200 mm². CNR u svakom od parova sive i bijele tvari izračunat je koristeći izraz:

$$CNR = \frac{\text{srednja vrijednost HU u sivoj tvari} - \text{srednja vrijednost HU u bijeloj tvari}}{\sqrt{(SD_{\text{u sivoj tvari}})^2 + (SD_{\text{u bijeloj tvari}})^2}}$$

te je izračunata srednja vrijednost četiri mjerenja.



Slika 12. Postavljanje regija od interesa (ROI) na različite presjeke slikovnih podataka fantoma: crveni ROI označava područja parova sive i bijele tvari u kojima je određivan CT broj, dok zeleni ROI označava područja uz kost neurokranija te područje stražnje lubanjske jame u kojima je određivana standardna devijacija (šum).

3.1.1.3. Kvalitativna analiza

Kvalitativnu analizu slikovnih podataka provela su tri radiologa/vrednovatelja s različitim iskustvom: stariji specijalist sa šesnaest godina, mlađi specijalist sa šest te specijalizant s tri godine iskustva u neuroradiologiji odnosno šest, četiri i tri godine iskustva u korištenju DECT-a. Anonimizirane ponderirane rekonstrukcije slikovnih podataka fantoma prikazivane su im nasumičnim redoslijedom. Bez uvida u vrijednost TF-a na ponderiranim rekonstrukcijama, neovisno su ocijenili razinu šuma, CNR između sive i bijele tvari, razinu artefakata u području stražnje lubanjske jame i uz rub kosti neurokranija te cjelokupnu dijagnostičku kvalitetu slikovnih podataka prema četverostupanjskoj Likertovoj skali:

1. Nema šuma i artefakata ili su minimalno vidljivi, izvrstan kontrast sive i bijele tvari, izvrsna ukupna kvaliteta slikovnih podataka
2. Malo šuma i artefakata, vrlo dobar kontrast sive i bijele tvari, vrlo dobra ukupna kvaliteta slikovnih podataka
3. Šum i artefakti vidljivi i omogućuju ograničeno vrednovanje slikovnih podataka, loš kontrast sive i bijele tvari, loša ukupna kvaliteta slikovnih podataka
4. Šum i artefakti onemogućuju interpretaciju slikovnih podataka, nema kontrasta između sive i bijele tvari, slikovni podaci nisu dovoljne dijagnostičke kvalitete

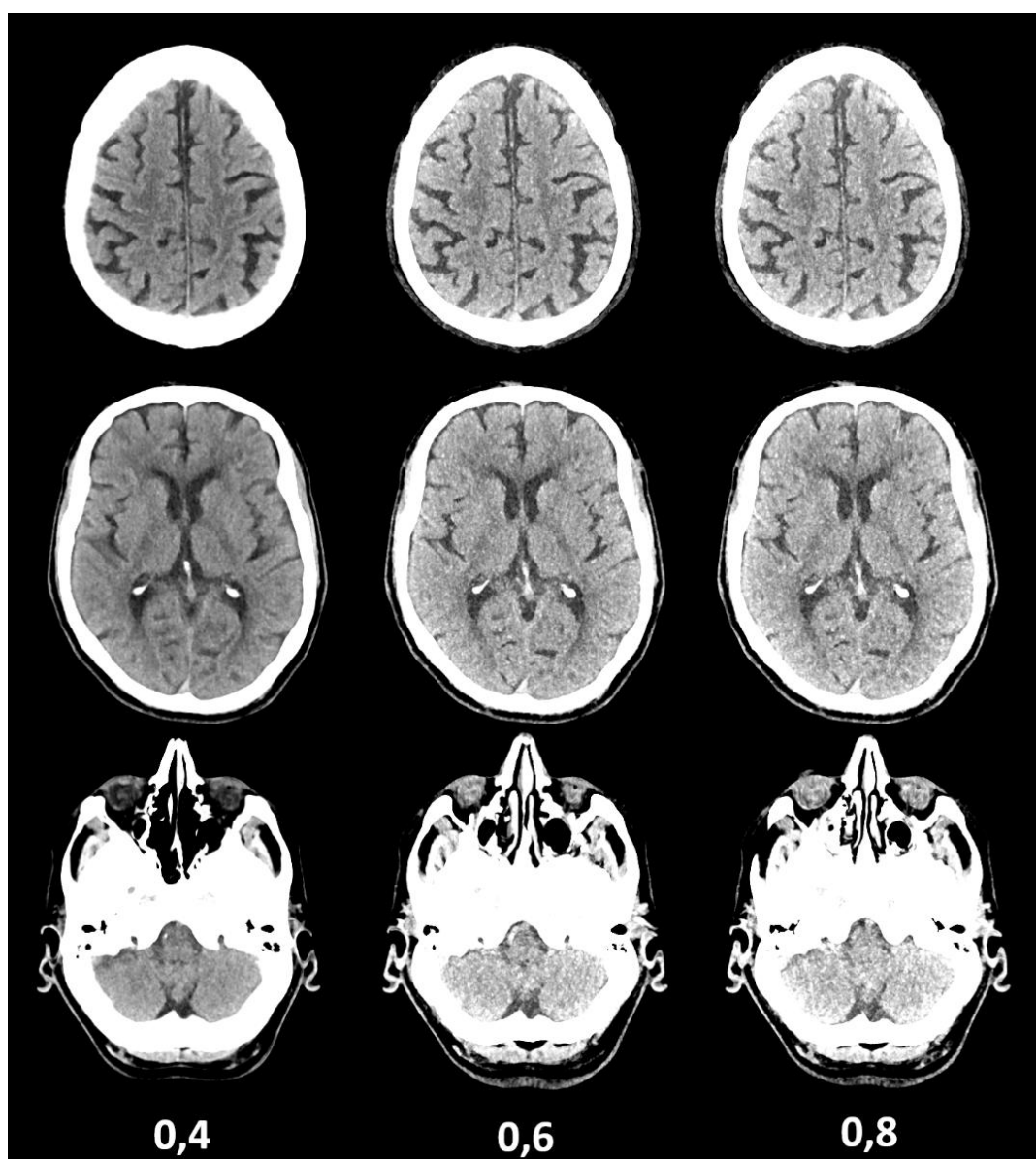
Analizu aksijalnih mekotkivnih rekonstrukcija debljine 5 mm vrednovali su na istom tipu dijagnostičkog monitora koristeći kombinaciju širine i centra sive skale na monitoru 80 HU / 35 HU. Radiolozi nisu bili upoznati s ciljevima ni pojedinostima istraživanja.

3.1.2. Istraživanje u kliničkim uvjetima

3.1.2.1 Ispitanici

U klinički dio istraživanja uključeni su pacijenti koji su bili podvrgnuti DECT proceduri oslikavanja mozga bez kontrasta u razdoblju između travnja 2023. i srpnja 2023. godine na CT uređaju Siemens Definition Flash. Osim rutinski korištenih ponderiranih rekonstrukcija s TF 0,4 generirane su i rekonstrukcije s TF vrijednostima od 0,6 i 0,8 (Slika 13). Faktori su odabrani na temelju rezultata dobivenih u simuliranim kliničkim uvjetima analizom kvalitete slikovnih podataka fantoma. Iz istraživanja su isključeni pacijenti s moždanim patologijama koje uzrokuju značajne promjene u gustoći, obliku ili volumenu sive ili bijele tvari (kao što su veliki infarkti, krvarenja, lezije itd.) koje bi mogle utjecati na analizu slikovnih podataka kao i pacijenti mlađi od 18 godina. Također, slikovni podaci na kojima su artefakti zbog pomicanja

pacijenta značajno degradirali kvalitetu slikovnih podataka isključeni su iz daljnje analize. Kriteriji uključivanja bili su pacijenti bez moždane patologije ili s patologijom koja nije utjecala na specifične regije i presjeke koji su analizirani. Parametri DECT procedure oslikavanja i obrade slikovnih podataka bili su identični onima korištenima u dijelu istraživanja u simuliranim kliničkim uvjetima (3.1.1.1. *CT procedura oslikavanja i obrada slikovnih podataka*). Naposljetku, istraživanje je provedeno na slikovnim podacima 85 pacijenata.



Slika 13. Ponderirani slikovni podaci s različitim težinskim faktorima - 0,4, 0,6, i 0,8 dobiveni u kliničkim uvjetima na presjecima na razini frontalnih i parijetalnih režnjeva, bazalnih ganglija i stražnje lubanjske jame. Rekonstrukcije su prikazane koristeći kombinaciju širine i centra sive skale na monitoru 80 HU / 35 HU.

3.1.2.2. Kvantitativna i kvalitativna analiza

Kvantitativna analiza slikovnih podataka provedena je prema metodologiji opisanoj u odjeljku 3.1.1.2., s jednom razlikom: fiksni ROI postavljeni su u tri para sive i bijele tvari u frontalnim i parijentalnim režnjevima te u talamusu i stražnjem kraku *capsule interne*, dok su šum uz rub kosti neurokranija te šum u području stražnje lubanjske jame određivani samo jednom (Slika 14).



Slika 14. Postavljanje regija od interesa (ROI) na različite presjeke slikovnih podataka dobivenih u kliničkim uvjetima u parovima sive i bijele tvari u (a) frontalnim i parijetalnim režnjevima, talamusu i stražnjem kraku *capsule interne*; (b) području stražnje lubanjske jame; (c) području uz rub kostiju neurokranija.

Kvalitativna analiza slikovnih podataka ponderiranih rekonstrukcija s TF 0,4, 0,6 i 0,8 provedena je slijedeći metodologiju opisanu u odjeljku 3.1.1.3.

3.1.3. Statistička analiza

Za statističku analizu podataka korišteni su programski paketi MedCalc (verzija 22.026; MedCalc Software, Ostend, Belgija) i Statistica (verzija 14.1.0; TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, SAD), uz odabranu razinu značajnosti od 0,05.

U svrhu određivanja potrebne veličine uzorka za usporedbu različitih ponderiranih rekonstrukcija provedena je analiza snage istraživanja. Na temelju rezultata pilot istraživanja te uzimajući u obzir razinu značajnosti od 0,05 i snagu testa od 0,80, dobiveno je da se željena statistička vrijednost istraživanja postiže s 43 ispitanika. Na kraju, u svrhu dobivanja veće snage studije u istraživanju je korišten gotovo dvostruko veći uzorak (slikovni podaci 85 pacijenata).

Za prikaz rezultata korištene su uobičajene statističke deskriptivne metode. Normalnost raspodjele kvantitativnih podataka ispitana je Kolmogorov–Smirnovljevim testom. Podaci koji slijede normalnu distribuciju prikazani su kao srednja vrijednost $\pm$ SD, a podaci koji ne slijede normalnu raspodjelu kao medijan i interkvartilni raspon (IKR). Za usporedbu normalno distribuiranih kontinuiranih varijabli korištena je jednosmjerna analiza varijance za zavisne skupine (engl. *Analysis of Variance*, ANOVA) uz *post-hoc* Bonferronijev test. Za analizu kvalitativnih podataka korišten je Friedmanov test uz *post-hoc* Bonferronijev test. Za ocjenjivanje stupnja slaganja među radiolozima izračunata je interklasna korelacija (engl. *Inter Class Correlation*, ICC) koristeći kategorije interpretacije koje su predložili Koo i sur. [86]. Vrijednosti ICC-a manje od 0,5 označavaju loš stupanj slaganja među ispitivačima, između 0,5 i 0,75 umjeren, između 0,75 i 0,9 dobar, a veće od 0,9 označavaju izvrstan stupanj slaganja.

3.1.4. Etički aspekti istraživanja

Istraživanje je provedeno u skladu s četiri temeljna bioetička principa: osobni integritet i autonomnost ispitanika, pravednost, dobročinstvo i neškodljivost te u skladu s Nürnberškim kodeksom i najnovijom revizijom Helsinške deklaracije [87]. Etičko povjerenstvo KBC-a Rijeka odobrilo je ovo istraživanje na sjednici 1. veljače 2021. godine (ur.broj: 2170-29-02/1-21-2). S obzirom da su se u ovom istraživanju koristili naknadno rekonstruirani slikovni podaci te to nije utjecalo na provedbu standardne dijagnostičke procedure, informirani pristanak pacijenta nije bio potreban. Tijekom istraživanja bila je osigurana privatnost i anonimnost svih uključenih ispitanika kao i zaštita njihovih medicinskih podataka.

3.2. Optimizacija procedure za dvoenergijsko oslikavanje mozga

Uvidom u indikatore koji utječu na asporbiranu dozu procedure za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka i usporedbom sa SECT procedurom razvidno je da su $CTDI_{vol}$ vrijednosti niže za približno 40% te su ujedno niže od vrijednosti objavljenih u drugim istraživanjima [88][89]. S obzirom na navedeno, istražena je mogućnost dodatne optimizacije procedure za DECT oslikavanje mozga te utjecaj povećanja parametara koji utječu na apsorbiranu dozu na kvalitetu slikovnih podataka. Istraživanje je provedeno u simuliranim kliničkim uvjetima korištenjem antropomorfnog fantoma te na fantomu za određivanje tehničke kvalitete slike.

3.2.1. Kvantitativna analiza u simuliranim kliničkim uvjetima

Slikovni podaci u simuliranim kliničkim uvjetima dobiveni su oslikavanjem antropomorfnog fantoma standardnom SECT procedurom te sa četiri DECT procedure uz povećanje parametara koji utječu na apsorbiranu dozu za 10%, 20%, 30% i 40% u odnosu na standardnu DECT proceduru. Parametri oslikavanja za SECT proceduru i za standardnu DECT proceduru dani su u Tablici 1, a za DECT procedure s uvećanim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu u Tablici 2. Za sve DECT procedure generirane su ponderirane rekonstrukcije s TF 0,6 koji je odabran na temelju rezultata prvog dijela istraživanja (poglavlje 3.1.) [90]. Aksijalne rekonstrukcije mekog tkiva poslane su u sustav za arhiviranje slikovnih podataka i komunikaciju PACS i na DE radnu stanicu.

Područje od interesa (ROI) kružnog oblika površine 25 mm² postavljeno je u četiri identična para sive i bijele tvari u području frontalnih i parijetalnih režnjeva velikog mozga i bazalnih ganglija (Slika 12) te su određene srednja vrijednost i standardna devijacija CT broja. Artefakti uz kost neurokranija određeni su očitanjem standardne devijacije CT broja unutar ROI-a površine 25 mm². U svrhu određivanja šuma u području stražnje lubanjske jame ROI površine 200 mm² postavljan je tri puta uzastopno u navedeno područje te je izračunata srednja vrijednost standardne devijacije. CNR u svakom od parova sive i bijele tvari izračunat je koristeći izraz:

$$CNR = \frac{\text{srednja vrijednost HU u sivoj tvari} - \text{srednja vrijednost HU u bijeloj tvari}}{\sqrt{(SD_{\text{u sivoj tvari}})^2 + (SD_{\text{u bijeloj tvari}})^2}}.$$

Tablica 1. Parametri oslikavanja za standardnu SECT i DECT proceduru

Parametri	standard SECT	standard DECT
kVp	120	80 / 140 Sn
Referentni mAs	290	310 cijev A (80 kV) 155 cijev B (Sn 140 kV)
Care Dose 4d	uključen	uključen
Konfiguracija detektora	64 × 0,6	40 × 0,6
<i>Pitch</i>	0,55	0,7
Vrijeme rotacije / s	1	0,5
X-Care	uključen	isključen

SAFIRE	3	3
Rekonstrukcijski algoritam	J30s	J30f

Tablica 2. Parametri oslikavanja za standardnu DECT proceduru i procedure s 10%, 20%, 30% i 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu u odnosu na standardni DECT.

Procedura	kVp	Referentni mAs	CTDI _{vol} / mGy	DLP / mGy.cm
standard SECT	120	270	35,9	537
standard DECT	80 / 140 Sn	310 cijev A (80 kV) 155 tube B (Sn 140 kV)	22,9	370
standard DECT+10%	80 / 140 Sn	341 cijev A (80 kV) 171 cijev B (Sn 140 kV)	25,3	408
standard DECT+20%	80 / 140 Sn	373 cijev A (80 kV) 187 cijev B (Sn 140 kV)	27,5	444
standard DECT+30%	80 / 140 Sn	409 cijev A (80 kV) 205 cijev B (Sn 140 kV)	30	482
standard DECT+40%	80 / 140 Sn	445 cijev A (80 kV) 223 cijev B (Sn 140 kV)	32	517

3.2.2. Kvantitativna analiza na fantomu za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka

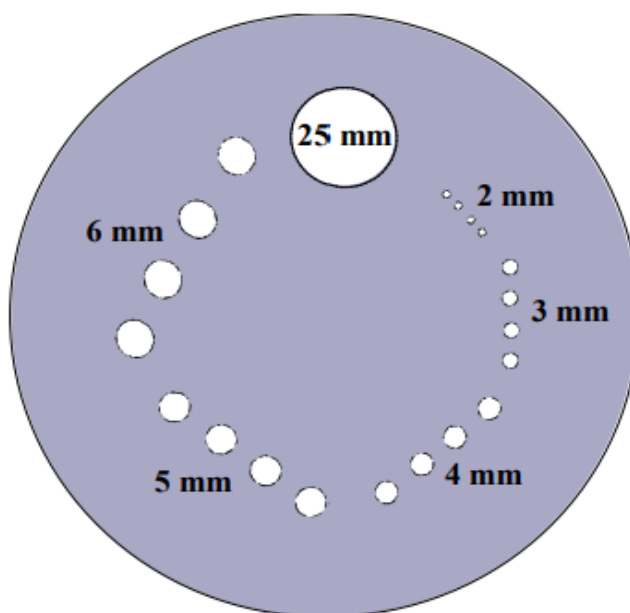
Za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka korišten je modularni ACR fantom, točnije njegov niskokontrastni modul koji ima ugrađenih pet skupina cilindara različitih promjera te dodatni cilindar promjera 25 mm za određivanje CNR-a (Slika 15). Razlika u kontrastu svih cilindara u odnosu na pozadinu iznosi 6% odnosno oko 6 HU. Slikovni podaci su dobiveni CT procedurama opisanim u Tablici 2, bez uključene automatske modulacije struje (CareDose), ali s istim CTDI_{vol} vrijednostima. Parametar tehničke kvalitete slikovnih podataka korišten za usporedbu između različitih procedura oslikavanja je CNR:

$$CNR = \frac{|A-B|}{SD},$$

gdje je A vrijednost CT broja unutar niskokontrastnog objekta promjera 25 mm, B vrijednost CT broja pozadine, a SD standardna devijacija CT broja pozadine. Na Slici 16 dan je prikaz položaja ROI-a za očitavanje vrijednosti parametara od interesa. CNR vrijednost izračunata je za svaku proceduru na pet uzastopnih presjeka niskokontrastnog modula debljine 5 mm. Dodatno, u središtu niskokontrastnog modula određen je šum, također na pet uzastopnih presjeka.

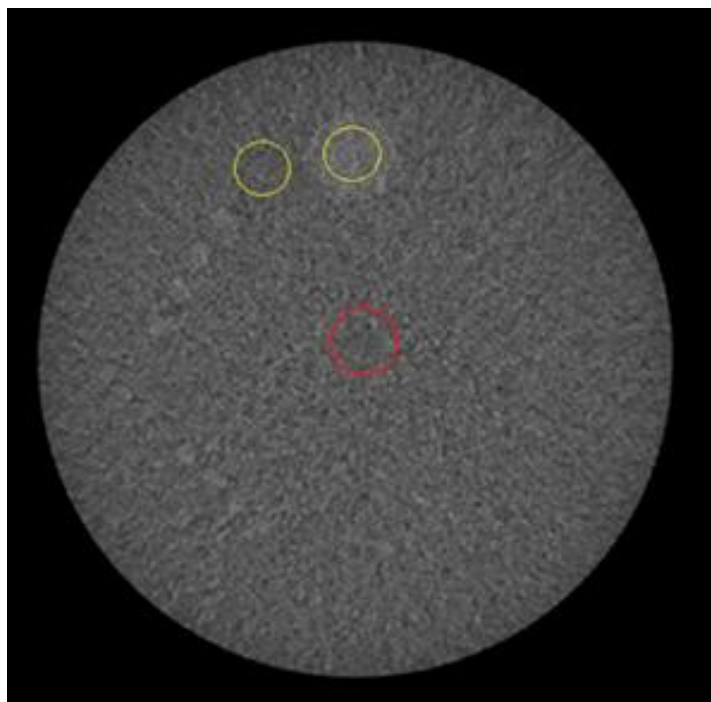


a)



b)

Slika 15. a) Modularni fantom ACR Gammex za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka; b) modul s niskokontrastnim objektima na kojem se određuje CNR



Slika 16. Pozicioniranje regija od interesa (ROI) na niskokonstrastni objekt promjera 25 mm i na pozadinu (žuta boja) u svrhu izračunavanja CNR-a te ROI-a u središte presjeka u svrhu određivanja šuma (crvena boja)

U svrhu vrednovanja kvalitete slikovnih podataka dobivenih oslikavanjem optimiziranom DECT procedurom u odnosu na SECT proceduru, za odabranu optimiziranu DECT proceduru te rutinski korištenu SECT proceduru na niskokonstrastnom modulu ACR fantoma dodatno je vizualno procijenjeno i koja je posljednja grupa cilindara koja se još uvijek razaznaje u odnosu na pozadinu.

3.2.3. Statistička analiza

Za statističku analizu podataka korišten je programski paket Statistica, uz odabranu razinu značajnosti od 0,05. Vrijednosti CNR-a između sive i bijele tvari, šuma uz rub kosti neurokranija te šuma u području stražnje lubanjske jame na antropomorfnom fantomu te CNR vrijednost i šum na ACR fantomu prikazane su kao medijan i interkvartilni raspon. Usporedba CNR vrijednosti na slikovnim podacima oba fantoma dobivenih oslikavanjem različitim procedurama zbog malog broja mjerenja provedena je koristeći neparametrijski Friedmanov test s Nemeny *post-hoc* testom. Usporedba parametara kvalitete slikovnih podataka između dvije procedure provedena je Wilcoxonovim testom. S obzirom na mali broj procedura s

različitim $CTDI_{vol}$ vrijednostima korelacija između $CTDI_{vol}$ vrijednosti za DECT procedure i CNR-a na oba fantoma određena je Spearmanovim koeficijentom korelacije.

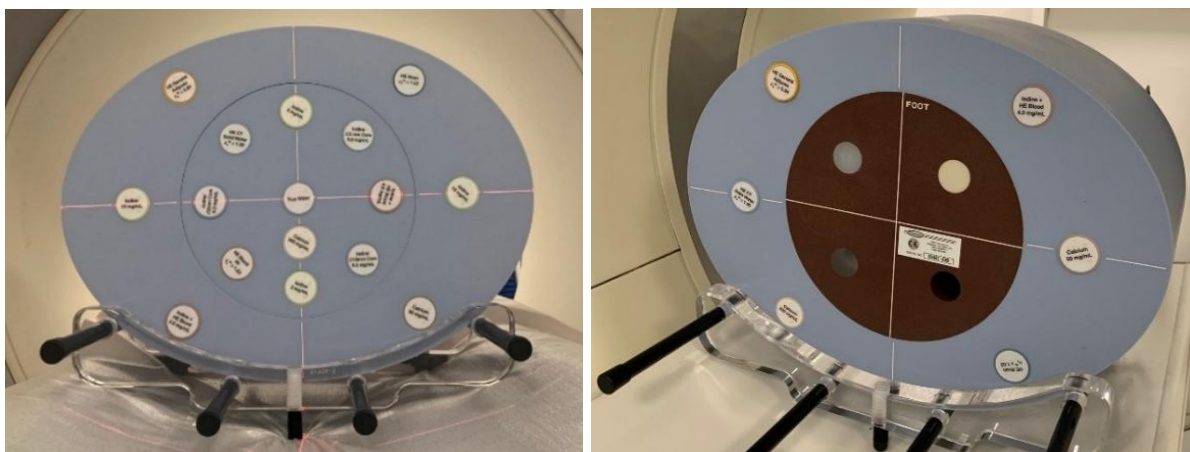
3.3. Osiguranje kvalitete DECT uređaja

3.3.1. Ispitivanje primjenjivosti provedbe procedura za kontrolu kvalitete na DECT uređaju

CT uređaj Siemens Definition Flash je uređaj s dva izvora X-zraka na kojem se oslikavanje može provoditi standardno, korištenjem jednog snopa X-zraka jedne energije – SECT oslikavanje, zatim istodobnim korištenjem dva snopa X-zraka iste energije – DS (*engl. Dual Source*) te u DE načinu rada kada se koriste dva snopa X-zraka istovremeno, ali različitih energija. DS način rada se najčešće koristi za oslikavanje srca te za oslikavanje toraksa kod odraslih i kod pedijatrijskih pacijenata da bi oslikavanje bilo brže te kako bi se smanjili artefakti nastali disanjem. S obzirom na navedeno, ispitana je provedivost sljedećih procedura kontrole kvalitete na navedenom uređaju:

1. vidljivost artefakata i šum u DS načinu rada za prošireno područje prikaza (*engl. field of view, FOV*),
2. uniformnost CT brojeva u DS i DE načinu rada te DS načinu rada za prošireni FOV,
3. točnost debljine rekonstruiranog sloja u DS i DE načinu rada,
4. rezolucija visokog kontrasta u DS i DE načinu rada,
5. određivanje vrijednosti CT brojeva različitih umetaka za različite TF kod DE oslikavanja,
6. verifikacija ispisane i izmjerene $CTDI_{vol}$ vrijednosti i
7. mjerenja CTDI-a u zraku u DS načinu rada.

Za provedbu navedenih procedura korišteni su ACR Gammex fantom sastavljen od različitih modula i Multi-Energy CT fantom, model 1472 (Sun Nuclear GmbH, Neu-Isenburg, Njemačka) s umecima od različitih materijala (Slika 16 a), za ispitivanja u proširenom FOV korištena je kombinacija ACR i Multi-Energy fantoma (Slika 16 b), a za dozimetrijske provjere PRO-CT Dose fantom (Pro-Project Group SP.Z O.O., Okszo, Poljska). U Tablici 3 navedene su provedene procedure kontrole kvalitete i korištene procedure oslikavanja s relevantnim parametrima oslikavanja. Za procedure za koje nisu propisani apsolutni kriteriji prihvatljivosti uspostavljene su temeljne vrijednosti. Za ostale procedure korišteni su kriteriji prihvatljivosti propisani za SECT [57][58].



a)

b)

Slika 17. Fantomi korišteni za provedbu procedura kontrole kvalitete: a) Multi-Energy CT fantom; b) ACR+Multienergy dio fantoma koji su korišteni pri oslikavanju u proširenom FOV; Izvor: vlastita arhiva

Vidljivost artefakata, šum, uniformnost CT brojeva, točnost debljine rekonstruiranog sloja te rezolucija visokog i niskog kontrasta određivani su na za to predviđenim modulima ACR Gammex fantoma korištenjem programskog alata za analizu slikovnih podataka ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, SAD) (Slike 18 i 19). Za verifikaciju prikazane i izmjerene $CTDI_{vol}$ vrijednosti te mjerenja CTDI-a u zraku korišten je multimeter RTI Black Piranha (RTI Group, Mölndal, Švedska) s CTDI ionizacijskom komorom i PRO-CT Dose fantom (Slika 20). Multienergy fantom oslikan je u DE načinu rada te su generirane ponderirane rekonstrukcije s vrijednostima TF između 0 i 1. Za sve rekonstrukcije određene su vrijednosti CT brojeva za različite umetke u ovisnosti o vrijednostima TF-a. Korišteni su umeci koji simuliraju gustoću mozgovine, kalcija te različite gustoće joda i različite gustoće joda pomiješane s krvi.

Tablica 3. Popis procedura kontrole kvalitete i korištene procedure oslikavanja .

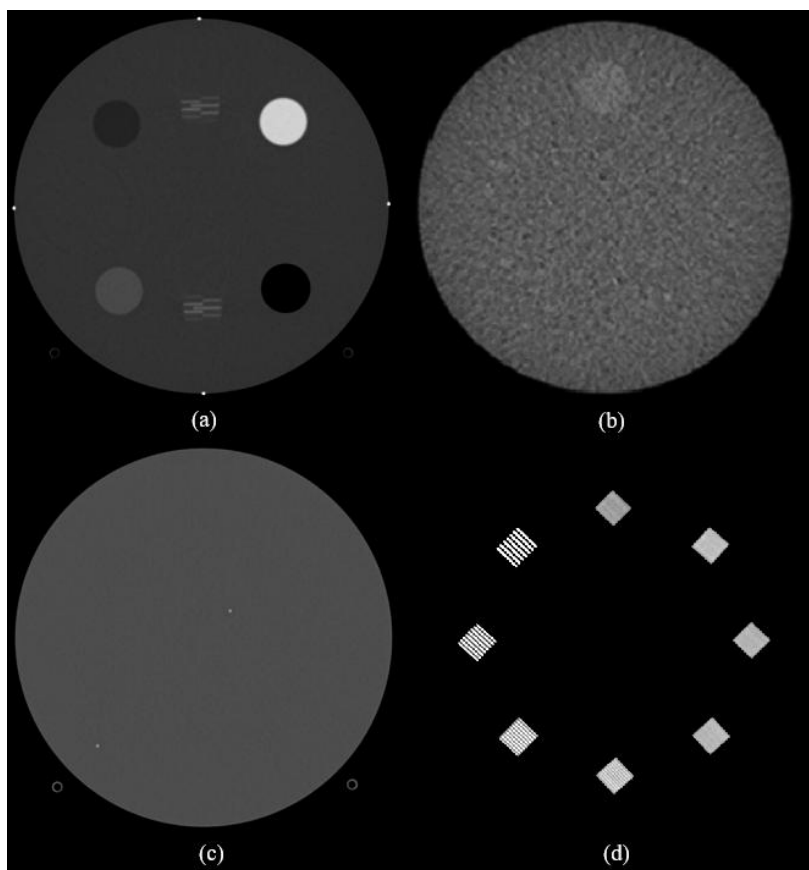
Procedura kontrole kvalitete	Procedura oslikavanja	kV	mAs	FOV	kolimacija	debljina sloja / mm	$CTDI_{vol}$ / mGy
artefakti	DS						
šum	Abdomen	120	210	413	$32 \times 0,6$	2	14,2
uniformnost							

Procedura kontrole kvalitete	Procedura oslikavanja	kV	mAs	FOV	kolimacija	debljina sloja / mm	CTDI_{vol} / mGy
šum**							
uniformnost							
debljina sloja							
rezolucija niskog kontrasta	DS Abdomen	120	80	210	32 × 0,6	1 / 2 / 5	6,7
rezolucija visokog kontrasta							
šum**							
debljina sloja							
uniformnost							
rezolucija niskog kontrasta	DE_P1 AZ*	100 / Sn140	100 / 77	210	32 × 0,6	1 / 2 / 5	7,2
rezolucija visokog kontrasta							
Verifikacija CTDI _{vol}	DS CaScoreSeq	100	366	/	64 × 0,6	/	7,2
CTDI _{air}	DS CaScoreSeq	120	100	/	32 × 1,2	/	/
ovisnost CT broja o TF DE	DE_Head	80 / Sn140	310 / 155	350	40 × 0,6	2	22,9

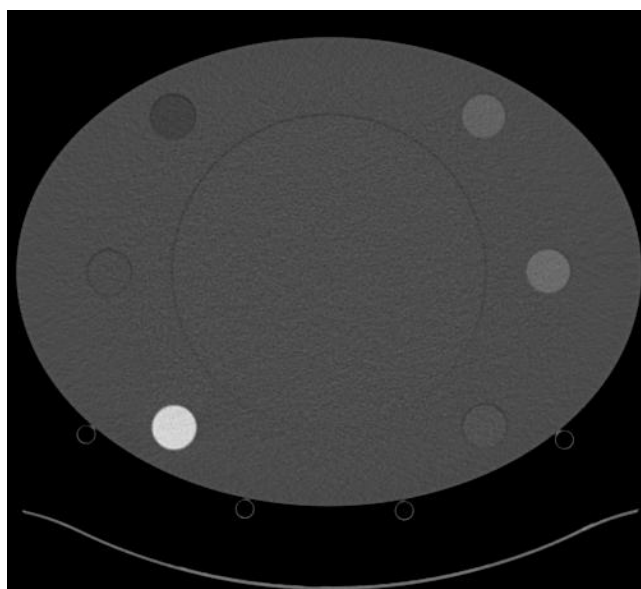
DS – oslikavanje korištenjem dva izvora s istim vrijednostima napona i količine naboja na obje cijevi; DE – oslikavanje korištenjem dva izvora s različitim vrijednostima napona i količine naboja; FOV – područje prikaza; CTDI_{vol} – volumni CT dozni indeks; CTDI_{air} – CT dozni indeks u zraku; TF – težinski faktor

* ponderirane rekonstrukcije s TF 0,5 (klinički korištena vrijednost za abdomen)

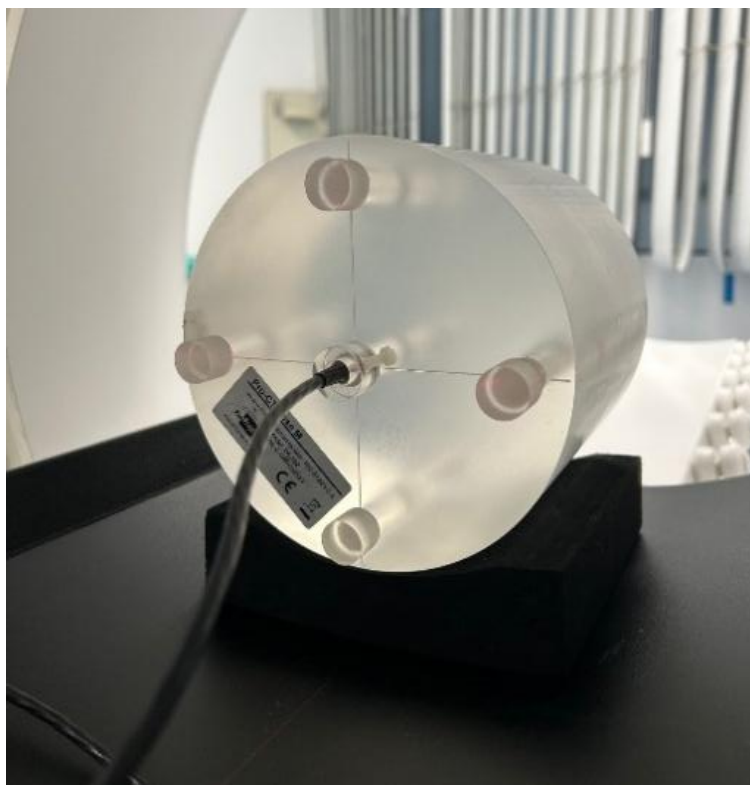
** na presjeku od 2 mm



Slika 18. Moduli ACR fantoma za određivanje točnosti debljine rekonstruiranog sloja (a), rezolucije niskog kontrasta (b), šuma, artefakata i uniformnosti CT broja (c) te rezolucije visokog kontrasta (d).



Slika 19. Presjek ACR fantoma u kombinaciji s Multienergy fantomom za određivanje šuma, artefakata i uniformnosti CT broja za prošireno područje prikaza.



Slika 20. PRO-DOSE fantom za mjerenje volumnog CT doznog indeksa s ionizacijskom CTDI komorom u središtu

3.3.2. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka

Podaci za izračun tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT procedure oslikavanja mozga bez kontrasta na Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju, KBC-a Rijeka retrospektivno su prikupljeni u periodu od travnja do svibnja 2023. godine. Prema preporukama Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja [83] minimalni broj pacijenata potrebnih za određivanje tipičnih vrijednosti je 30 no zbog točnijeg izračuna uključili smo ukupno 60 pacijenata. Prikupljanje podataka učinjeno je pomoću sustava za nadzor predane apsorbirane doze pacijenata tokom dijagnostičkog postupka „Dose“ koji je dio sustava za upravljanje kvalitetom QAELUM (QAELUM NV, Leuven, Belgija). Za sve pacijente prikupljeni su podaci o $CTDI_{vol}$ i DLP-u. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT procedure oslikavanje mozga bez kontrasta izračunate su kao medijan za $CTDI_{vol}$ i DLP. Rezultati su uspoređeni s NDRL vrijednostima u Republici Hrvatskoj.

4. REZULTATI

4.1. Određivanje optimalnog težinskog faktora za dvoenergijsko oslikavanje mozga

4.1.1. Istraživanje u simuliranim kliničkim uvjetima

Indikatori apsorbirane doze za DECT pregled mozga bez kontrasta iznosili su $CTDI_{vol} = 23,2$ mGy i $DLP = 377,5$ mGy.cm. Ukupno je rekonstruirano 11 skupova ponderiranih slikovnih podataka fantoma s različitim TF-ovima. Rezultati CNR-a između sive i bijele tvari te šum u području uz rub kostiju neurokranija i u području stražnje lubanjske jame prikazani su u Tablici 4.

Tablica 4. Kvantitativni indikatori kvalitete slikovnih podataka dobivenih u simuliranim kliničkim uvjetima za ponderirane rekonstrukcije s različitim težinskim faktorima izraženi kao srednja vrijednost $\pm$ standardna devijacija.

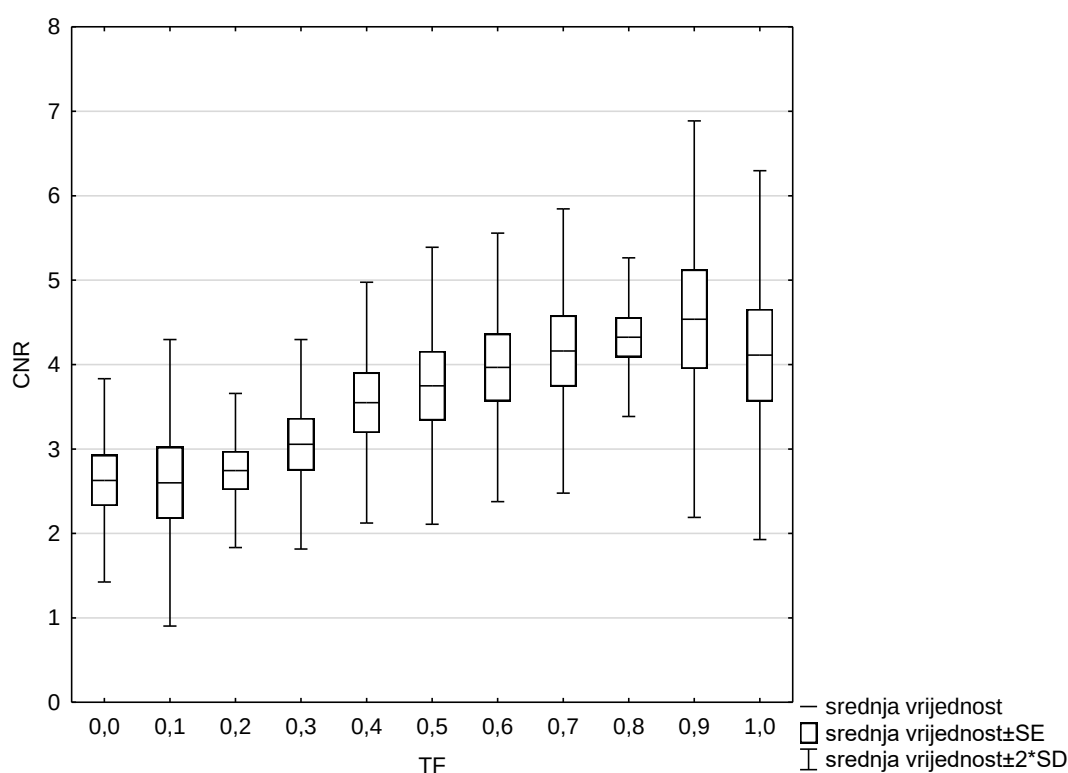
Kvantitativni indikatori kvalitete			
TF	CNR	šum - stražnja lubanjska jama	šum - neurokranij
0	$2,6 \pm 0,6$	$4,8 \pm 0,2$	$2,1 \pm 0,5$
0,1	$2,6 \pm 0,8$	$5,6 \pm 0,4$	$2,3 \pm 0,4$
0,2	$2,7 \pm 0,5$	$6,7 \pm 0,1$	$2,5 \pm 0,3$
0,3	$3,1 \pm 1,6$	$6,8 \pm 0,2$	$2,7 \pm 0,4$
0,4	$3,5 \pm 0,7$	$7,5 \pm 0,2$	$2,9 \pm 0,5$
0,5	$3,7 \pm 0,8$	$7,8 \pm 0,2$	$3,0 \pm 0,7$
0,6	$4,0 \pm 0,8$	$8,7 \pm 0,1$	$3,3 \pm 0,7$
0,7	$4,2 \pm 0,8$	$8,7 \pm 0,4$	$3,6 \pm 0,9$
0,8	$4,3 \pm 0,5$	$9,6 \pm 0,4$	$3,7 \pm 0,9$
0,9	$4,6 \pm 1,1$	$9,9 \pm 0,3$	$3,8 \pm 0,8$
1	$4,1 \pm 1,1$	$10,7 \pm 0,3$	$3,9 \pm 0,9$

CNR: kontrast između sive i bijele tvari (engl. *Contrast To Noise Ratio*)

CNR između sive i bijele tvari te šum povećavali su se s povećanjem vrijednosti TF-a. Rekonstrukcije generirane s TF 0,9 imale su najveći CNR, a one generirane s TF 0 i 0,1

najmanji. Šum u području stražnje lubanjske jame te uz rub kosti neurokranija bio je najmanji za rekonstrukcije generirane s TF 0, a najveći za rekonstrukcije s TF 1.

Kvalitativna analiza slikovnih podataka u simuliranim kliničkim uvjetima pokazala je neprihvatljiv CNR između sive i bijele tvari na rekonstrukcijama generiranim s TF 0, 0,1 i 0,2 prema ocjenama dva vrednovatelja. Svi vrednovatelji ocijenili su CNR između sive i bijele tvari kao vrlo dobar ili izvrstan za rekonstrukcije generirane s TF 0,5, 0,6 i 0,7. Nisu primijećeni artefakti ili su bili zanemarivi u području stražnje lubanjske jame i uz rub kosti neurokranija za rekonstrukcije s TF 0, 0,1, 0,2, 0,3 i 0,4 dok su rekonstrukcije s TF 0,9 i 1 zbog vidljivosti šuma i artefakata, svi vrednovatelji ocijenili ili neprihvatljivima ili prikladnima samo za ograničeno vrednovanje. Ukupna kvaliteta slikovnih podataka ocijenjena je kao vrlo dobra ili izvrsna od strane barem dva vrednovatelja za rekonstrukcije s TF 0,5, 0,6, 0,7 i 0,8. Rezultati slaganja među vrednovateljima u ocjenama za svih 11 skupova slikovnih podataka prikazani su u Tablici 5. Slaganje među vrednovateljima za procjenu artefakata uz kost neurokranija bila je umjerena, dok je slaganje za procjenu šuma na slikovnim podacima, kontrastnost između sive i bijele tvari, artefakte u području stražnje lubanjske jame te sveukupnu dijagnostičku kvalitetu slikovnih podataka bila dobra.



Slika 21. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma (CNR) između sive i bijele tvari na slikovnim podacima u simuliranim kliničkim uvjetima u ovisnosti o težinskom faktoru (TF).

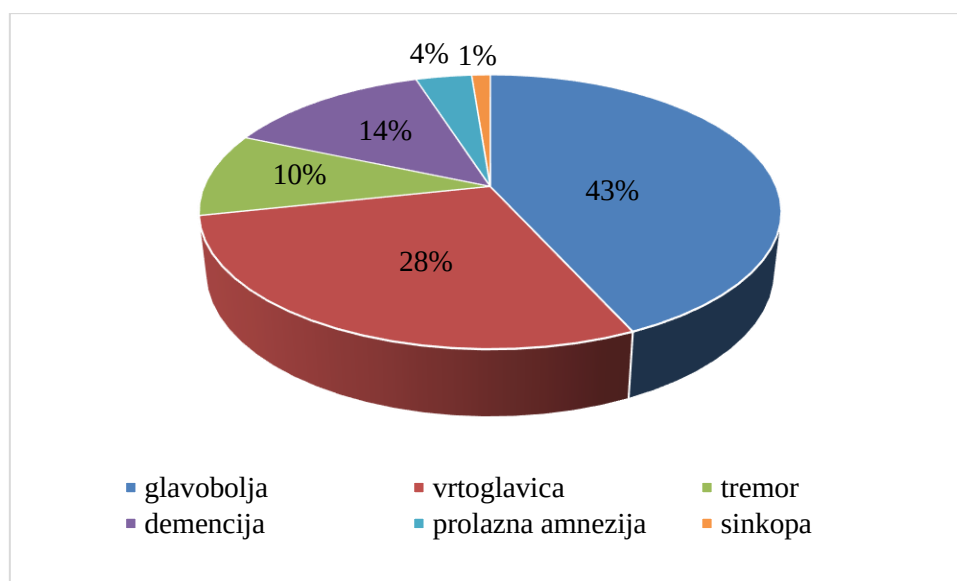
Tablica 5. Rezultati stupnja slaganja među vrednovateljima za različite indikatore kvalitete na svih jedanaest rekonstrukcija skupova slikovnih podataka u simuliranim kliničkim uvjetima prikazani s intraklasnim korelacijskom koeficijentom (ICC) i intervalom pouzdanosti (CI).

Parametar	ICC	95% CI
šum	0,87	0,65-0,96
kontrast siva/bijela tvar	0,86	0,61-0,96
artefakti uz kost neurokranija	0,71	0,19-0,92
artefakti u području stražnje lubanjske jame	0,86	0,63-0,96
sveukupna kvaliteta slikovnih podataka	0,81	0,49-0,94

Na temelju rezultata kvantitativne i kvalitativne analize u simuliranim kliničkim uvjetima, ponderirane rekonstrukcije s TF-ovima od 0,4, 0,6 i 0,8 odabrane su za istraživanje na pacijentima. Uključivanje TF-a od 0,4 bilo je ključno jer se rutinski koristi u kliničkoj praksi. Rezultati kvantitativne analize pokazali su da je razlika u CNR-u između sive i bijele tvari između TF-ova od 0,4 i 0,5 bila manja nego između 0,5 i 0,6, a razlika između 0,7 i 0,8 je bila minimalna. Nadalje, ponderirane rekonstrukcije s TF-ovima manjim od 0,4 i većim od 0,8 ocjenjeni su kao dijagnostički neprihvatljivi ili prikladni samo za ograničeno vrednovanje te su stoga isključeni iz daljnje analize.

4.1.2. Istraživanje u kliničkim uvjetima

U istraživanje je bilo uključeno 85 odraslih pacijenata: 35 muškaraca (41%) i 50 (59%) žena, u dobi od 19 do 90 godina (medijan 71, IQR 15). Indikacije za izvođenje CT procedure bile su glavobolja (n=35), vrtoglavica (n=23), tremor (n=8), demencija (n=11), prolazna globalna amnezija (n=3) i sinkopa (n=1) (Slika 22). Prosječna vrijednost CTDI_{vol} bila je 20,8 mGy dok je vrijednost DLP-a bila 347,4 mGy.cm. Srednja vrijednost i SD kvantitativnih indikatora kvalitete slikovnih podataka za svaki skup ponderiranih rekonstrukcija dani su u Tablici 6.



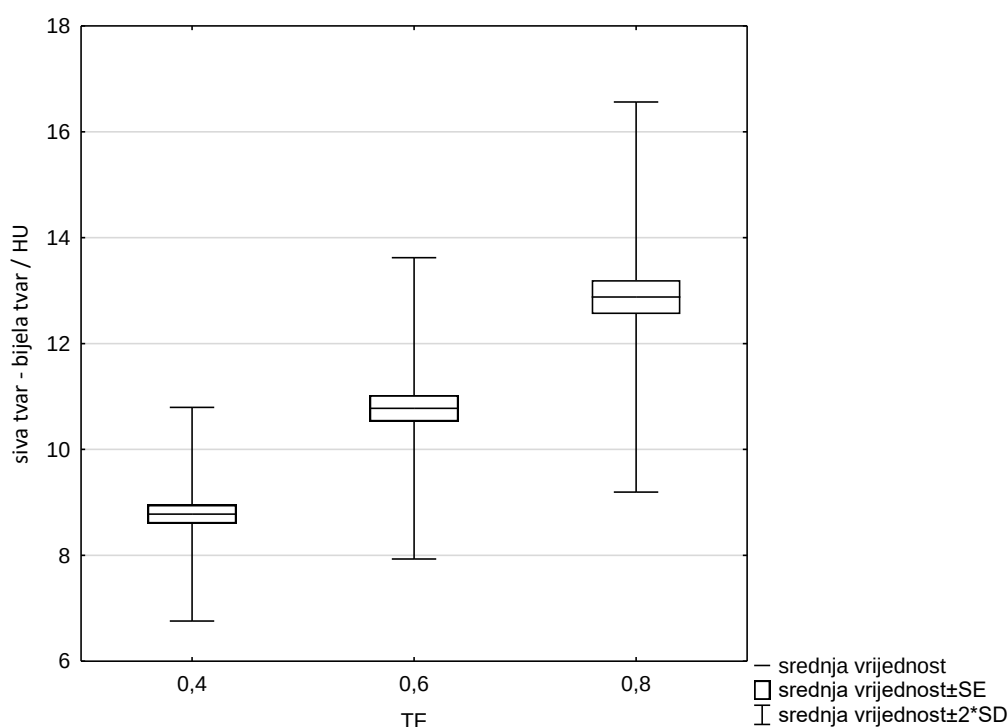
Slika 22. Indikacije za CT pregled pacijenata uključenih u istraživanje

Tablica 6. Rezultati kvantitativnih indikatora kvalitete slikovnih podataka za ponderirane rekonstrukcije s različitim težinskim faktorima slikovnih podataka u kliničkim uvjetima. Razlika u atenuaciji sive i bijele tvari te omjer kontrasta i šuma (CNR) između sive i bijele tvari izraženi su kao srednja vrijednost $\pm$ standardna devijacija dok je šum u području uz rub kostiju neurokranija i stražnje lubanjske jame prikazan kao medijan (interkvartilni raspon).

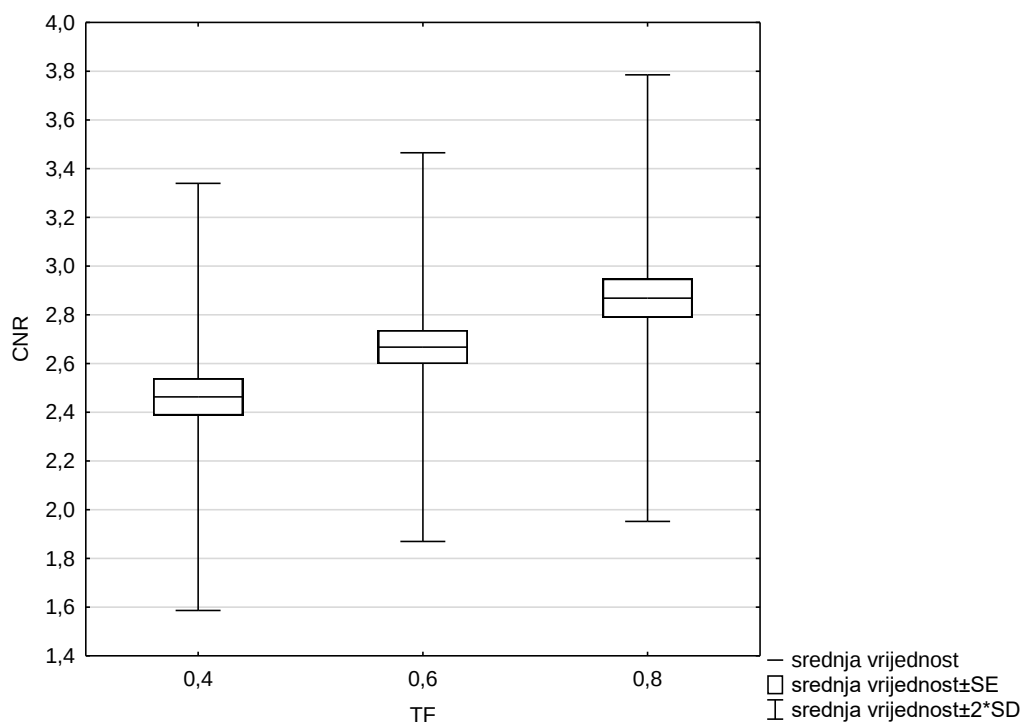
parametar	težinski faktor					
	0,4	0,6	0,8	P (0,4 vs 0,6)	P (0,6 vs 0,8)	P (0,4 vs 0,8)
Δ (siva tvar-bijela tvar)	8,8 $\pm$ 1,0	10,8 $\pm$ 1,4	12,9 $\pm$ 1,8	<0,001	<0,001	<0,001
CNR siva tvar/bijela tvar	2,5 $\pm$ 0,4	2,7 $\pm$ 0,4	2,9 $\pm$ 0,5	<0,001	<0,001	<0,001
šum uz rub neurokranija	3 (2)	3 (1)	4 (2)	<0,001	<0,001	<0,001
šum u području stražnje lubanjske jame	5 (1)	6 (2)	7 (1)	<0,001	<0,001	<0,001

Rezultati istraživanja u kliničkim uvjetima pokazali su isti trend kao i rezultati istraživanja u simuliranim kliničkim uvjetima. Povećanje udjela podataka dobivenih generiranjem snopa X-zraka s 80 kV u rekonstrukcijama s TF 0,8 u odnosu na rekonstrukcije s

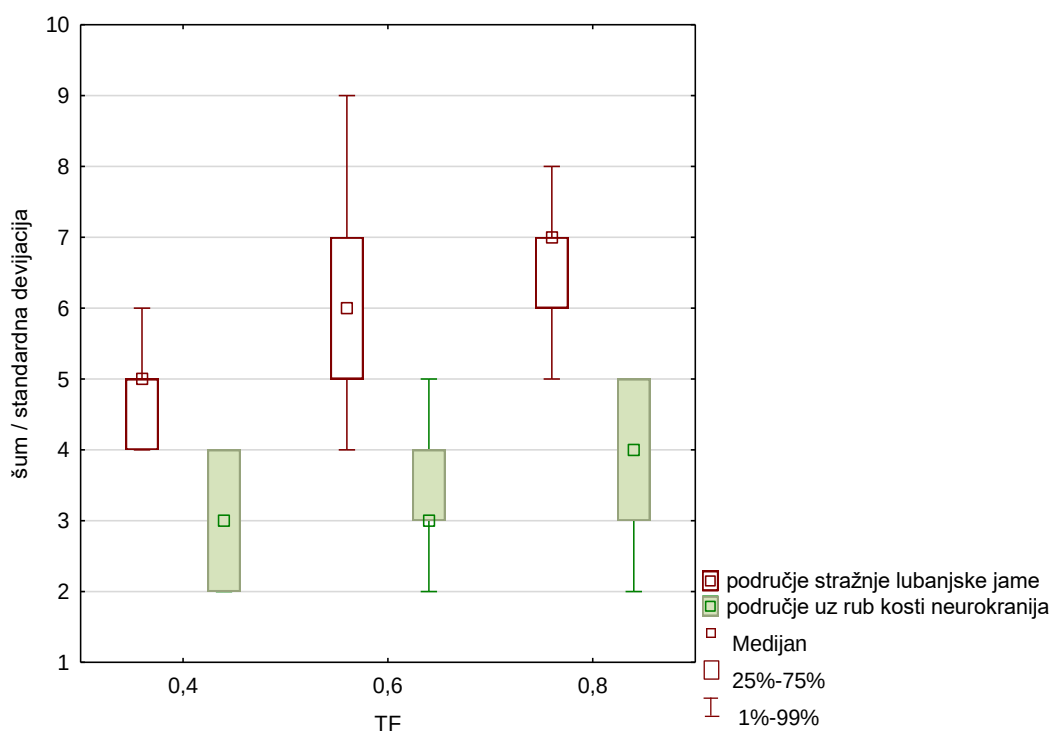
TF 0,4 i 0,6 poboljšalo je CNR između sive i bijele tvari (Slika 23 i Slika 24), ali i povećalo šum na slikovnim podacima (Slika 25). Za usporedbu parametara kvalitete slikovnih podataka na ponderiranim rekonstrukcijama s različitim TF-ovima provedena je jednosmjerna ANOVA analiza, a rezultati su pokazali statistički značajnu razliku za sve parametre kvalitete slikovnih podataka. Rezultati *post-hoc* Bonferroni korekcije pokazali su da postoji statistički značajna razlika u razlici između sive i bijele tvari, CNR-u između sive i bijele tvari, šumu uz rub kostiju neurokranija te šumu u stražnjoj lubanjskoj jami između svih ponderiranih rekonstrukcija (svi $p < 0,001$) (Tablica 7). CNR između sive i bijele tvari kod rekonstrukcija s TF 0,8 bio je značajno superiorniji u odnosu na druge rekonstrukcije dok su vrijednosti šuma uz rub kostiju neurokranija i u području stražnje lubanjske jame bili statistički značajno najniži kod rekonstrukcija s TF 0,4.



Slika 23. Grafički prikaz razlike u atenuaciji između sive i bijele tvari za ponderirane rekonstrukcije s težinskim faktorom (TF) 0,4, 0,6 i 0,8 u kliničkim uvjetima



Slika 24. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma između sive i bijele tvari za ponderirane rekonstrukcije s težinskim faktorom (TF) 0,4, 0,6 i 0,8 u kliničkim uvjetima



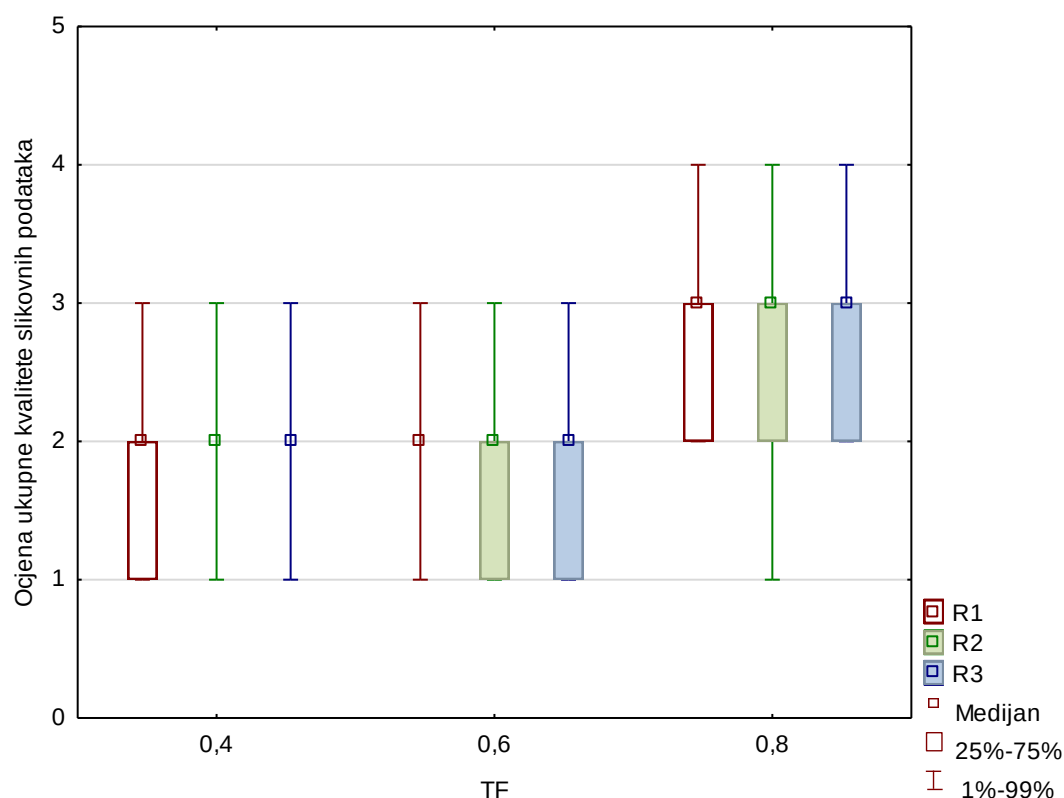
Slika 25. Grafički prikaz šuma u području stražnje lubanjske jame i uz rub kosti neurokranija izraženog kao standardna devijacija za ponderirane rekonstrukcije s težinskim faktorima (TF) 0,4, 0,6 i 0,8 u kliničkim uvjetima.

Statistička usporedba rezultata kvalitativne analize od sva tri vrednovatelja provedena je pomoću Friedmanovog testa uz *post-hoc* Bonferroni test. Rezultati kvalitativne analize i ocjene kvalitete slikovnih podataka te usporedba rezultata dani su u Tablici 7 te prezentirani i grafički (Slika 26).

Tablica 7. Rezultati kvalitativne analize tri vrednovatelja na ponderiranim rekonstrukcijama s tri različita težinska faktora (TF) izraženi kao medijan (interkvartilni raspon)

Rekonstrukcije							
Parametar	Radiolog	TF 0,4	TF 0,6	TF 0,8	P (0,4 vs 0,6)	P (0,6 vs 0,8)	P (0,4 vs 0,8)
Šum	R 1	1 (0)	1 (1)	2 (1)	<0,001	<0,001	<0,001
	R 2	1 (0)	1 (1)	2 (1)	<0,001	<0,001	<0,001
	R 3	1 (0)	1 (1)	2 (1)	<0,001	<0,001	<0,001
	Radiolog	TF 0,4	TF 0,6	TF 0,8	P (0,4 vs 0,6)	P (0,6 vs 0,8)	P (0,4 vs 0,8)
Kontrast siva/bijela tvar	R 1	1 (1)	2 (1)	2 (1)	0,086*	<0,001	<0,001
	R 2	2 (0)	2 (1)	2 (0)	<0,001	0,671	<0,001
	R 3	2 (0)	2 (1)	2 (0)	<0,001	<0,001	0,161*
	Radiolog	TF 0,4	TF 0,6	TF 0,8	P (0,4 vs 0,6)	P (0,6 vs 0,8)	P (0,4 vs 0,8)
Artefakti uz rub kosti neurokranija	R 1	1 (1)	2 (1)	3 (1)	<0,001	<0,001	<0,001
	R 2	1 (0)	1 (1)	2 (1)	<0,001	<0,001	<0,001
	R 3	1 (0)	1 (1)	2 (1)	<0,001	<0,001	<0,001
	Radiolog	TF 0,4	TF 0,6	TF 0,8	P (0,4 vs 0,6)	P (0,6 vs 0,8)	P (0,4 vs 0,8)
Artefakti u području stražnje lubanjske jame	R 1	2 (0)	2 (1)	3 (0)	<0,001	<0,001	<0,001
	R 2	2 (0)	2 (1)	3 (0)	0,001	<0,001	<0,001
	R 3	2 (0)	2 (1)	3 (0)	0,005	<0,001	<0,001
	Radiolog	TF 0,4	TF 0,6	TF 0,8	P (0,4 vs 0,6)	P (0,6 vs 0,8)	P (0,4 vs 0,8)
Sveukupna kvaliteta slikovnih podataka	R 1	2 (0)	2 (1)	3 (1)	0,871*	<0,001	<0,001
	R 2	2 (0)	2 (1)	3 (1)	<0,001	<0,001	<0,001
	R 3	2 (0)	2 (1)	3 (1)	0,013	<0,001	<0,001

*nije statistički značajno



Slika 26. Grafički prikaz ocjena sveukupne kvalitete slikovnih podataka za ponderirane rekonstrukcije s različitim težinskim faktorima (TF) u kliničkim uvjetima od tri vrednovatelja.

Rezultati sva tri vrednovatelja pokazali su statistički značajne razlike u ocjeni šuma te artefaktima u području uz kost neurokranija i stražnje lubanjske jame za sva tri skupa slikovnih podataka. Rezultati ocjena vrednovatelja R1 pokazali su da nema statistički značajne razlike u prikazu kontrasta između sive i bijele tvari između rekonstrukcija generiranih s TF 0,4 i 0,6 ($p=0,086$), dok su rezultati vrednovatelja R3 pokazali da nema statističke značajne razlike u prikazu kontrasta sive i bijele tvari između rekonstrukcija generiranih s TF 0,4 i 0,8 ($p=0,161$). Sva tri vrednovatelja ocijenila su da je sveukupna kvaliteta slikovnih podataka rekonstrukcija generiranih s TF 0,8 bila statistički značajno manja u usporedbi s rekonstrukcijama generiranim s TF 0,4 i 0,6. Dva vrednovatelja ocijenila su sveukupnu kvalitetu slikovnih podataka najboljom za ponderirane rekonstrukcije s TF 0,6 uz statistički značajnu razliku u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,4 i 0,8 (oba $p<0,001$). Vrednovatelj R1 ocijenio je sveukupnu kvalitetu slikovnih podataka s TF 0,4 najvećom ocjenom, ali bez statistički značajne razlike u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,6 ($p=0,086$) te slikovne podatke s TF 0,4 i 0,6 značajno superiornijima u odnosu na one s TF 0,8 ($p<0,001$).

Slaganje među ocjenama vrednovatelja bilo je umjereno za procjenu kontrasta između sive i bijele tvari na ponderiranim rekonstrukcijama s TF 0,4 dok je za sve ostale parametre bilo dobro ili izvrsno. Detaljni rezultati prikazani su u Tablici 8.

Tablica 8. Rezultati stupnja slaganja među vrednovateljima za različite indikatore kvalitete slikovnih podataka u kliničkim uvjetima generiranih s različitim težinskim faktorima (TF) prikazani s intraklasnim korelacijskom koeficijentom (ICC) i intervalom pouzdanosti (CI).

Parametar	TF	ICC	95% CI
Šum	0,4	0,88	0,83-0,92
	0,6	0,95	0,93-0,97
	0,8	0,95	0,92-0,97
Kontrast siva/bijela tvar	0,4	0,65	0,20-0,83
	0,6	0,83	0,76-0,89
	0,8	0,76	0,52-0,87
Artefakti uz rub kosti neurokranija	0,4	0,82	0,74-0,88
	0,6	0,91	0,88-0,94
	0,8	0,96	0,94-0,97
Artefakti u području stražnje lubanjske jame	0,4	0,87	0,82-0,91
	0,6	0,85	0,78-0,90
	0,8	0,91	0,87-0,94
Sveukupna kvaliteta slikovnih podataka	0,4	0,86	0,80-0,91
	0,6	0,86	0,80-0,90
	0,8	0,95	0,94-0,97

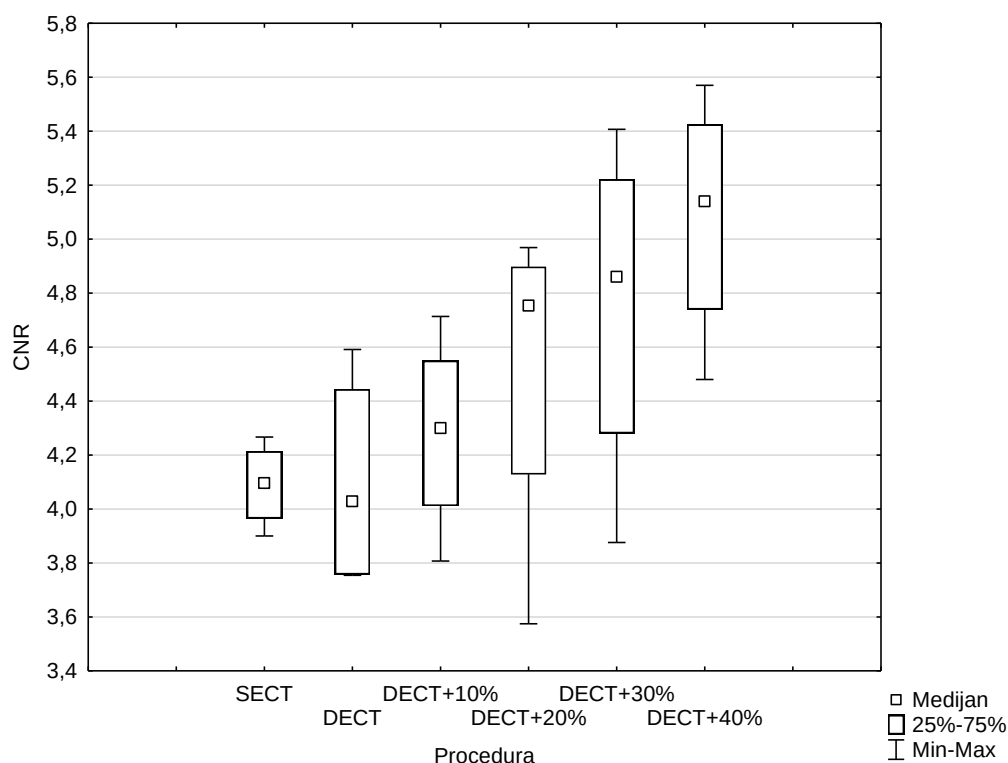
4.2. Optimizacija procedure za dvoenergijsko oslikavanje mozga

Rezultati CNR-a između sive i bijele tvari, šuma uz rub neurokranija te šuma u području stražnje lubanjske jame za različite procedure oslikavanja u simuliranim kliničkim uvjetima dani su u Tablici 9 i na Slici 27. Povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu kod DECT procedure povećale su se vrijednosti CNR-a između sive i bijele tvari. CNR za DECT procedure s 20%, 30% i 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu veći je od CNR-a dobivenog oslikavanjem SECT-om dok su vrijednosti CNR-a za standardnu DECT i

DECT+10% proceduru niže od vrijednosti CNR-a za SECT. Rezultat Friedmanovog testa pokazao je da postoji statistički značajna razlika u CNR vrijednosti između različitih procedura ($p=0,027$) te je *post-hoc* Nemeny testom utvrđeno da postoji statistički značajna razlika u CNR-u između SECT i DECT+40% procedura te DECT i DECT+40%. Ne postoji statistički značajna razlika u CNR-u između SECT i standardne DECT procedure. Šum uz rub kosti neurokranija te u stražnjoj lubanjskoj jami manji je kod SECT procedure u odnosu na sve DECT procedure. Usporedbom šuma uz rub neurokranija te šuma u stražnjoj lubanjskoj jami između SECT i DECT+40% procedure dobiveno je da nema statistički značajne razlike ($p=0,109$ za obje usporedbe). Spearmanov koeficijent korelacije pokazao je postojanje jake pozitivne korelacije između $CTDI_{vol}$ vrijednosti i CNR-a ($r=0,6$, $p=0,006$), negativne korelacije srednje jakosti između $CTDI_{vol}$ i šuma uz rub kostiju neurokranija ($r=-0,6$, $p=0,031$) te jake negativne korelacije između $CTDI_{vol}$ i šuma u području stražnje lubanjske jame ($r=-0,95$, $p<0,001$).

Tablica 9. Omjer kontrasta i šuma između sive i bijele tvari mozga (CNR), šum uz rub neurokranije te šum u području stražnje lubanjske jame za različite procedure oslikavanja u simuliranim kliničkim uvjetima. Sve vrijednosti prikazane su kao medijan s interkvartilnim rasponom

Procedura	$CTDI_{vol}$	CNR	šum - neurokranij	šum - stražnja lubanjska jama
SECT	35,9	4,1 (0,2)	2,1 (0,4)	7,3 (0,1)
DECT	22,9	4,0 (0,7)	3,3 (0,7)	8,8 (0,2)
DECT+10%	25,3	4,3 (0,5)	3,0 (0,5)	8,4 (0,2)
DECT+20%	27,5	4,8 (0,8)	2,8 (0,7)	8,1 (0,21)
DECT+30%	30	4,9 (0,9)	2,6 (1,1)	8,0 (0,1)
DECT+40%	32	5,1 (0,7)	2,5 (0,9)	7,8 (0,1)

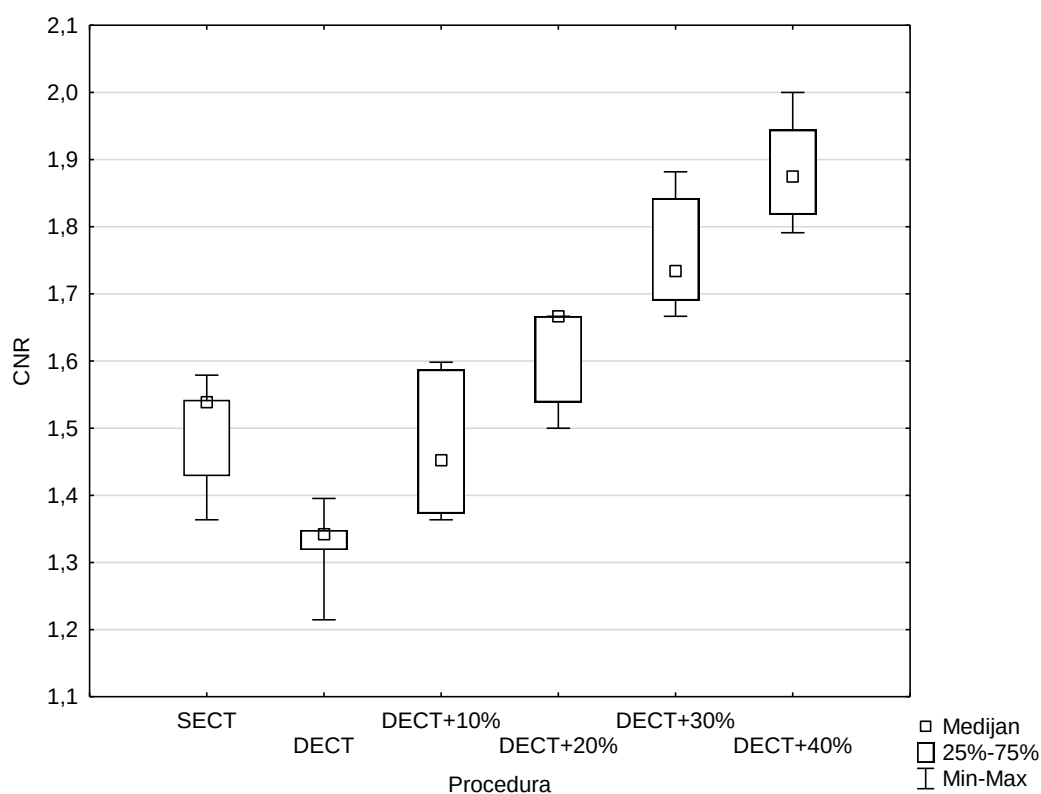


Slika 27. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma između sive i bijele tvari u simuliranim kliničkim uvjetima za različite procedure oslikavanja

Rezultati CNR-a i šuma određeni na niskokontrastnom modulu ACR fantoma za različite procedure oslikavanja dani su u Tablici 10 i na Slici 28. Rezultati pokazuju da su se povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu povećale vrijednosti CNR-a izračunate na niskokontrastnom modulu ACR fantoma. CNR za DECT procedure s 20%, 30% i 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu veći je od CNR-a dobivenog oslikavanjem SECT-om. CNR za standardnu DECT proceduru i DECT+10% manji su od CNR-a za SECT. Rezultat Friedmanovog testa pokazao je da postoji statistički značajna razlika u CNR-u između procedura ($p < 0,001$). *Post-hoc* Nemeny test pokazao je da postoji statistički značajna razlika u CNR-u između SECT i DECT+40% procedure te između DECT i DECT+30% te DECT i DECT+40% procedure. Nema statistički značajne razlike u CNR-u između SECT i standardne DECT procedure. Vrijednosti šuma mjerene u središtu niskokontrastnog modula kod DECT procedure smanjivale su se s povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu. Vrijednost šuma najniža je za SECT proceduru, ali bez statistički značajne razlike u odnosu na DECT+40% proceduru ($p = 0,465$). Spearmanov koeficijent korelacije pokazao je postojanje vrlo jake pozitivne korelacije između $CTDI_{vol}$ vrijednosti i CNR-a ($r = 0,93$, $p < 0,001$) te vrlo jake negativne korelacije između $CTDI_{vol}$ i šuma ($r = -0,92$, $p < 0,001$).

Tablica 10. Omjer kontrasta i šuma te vrijednost šuma u središtu niskokontrastnog modula ACR fantoma. Vrijednosti su prikazane kao medijan s interkvartilnim rasponom.

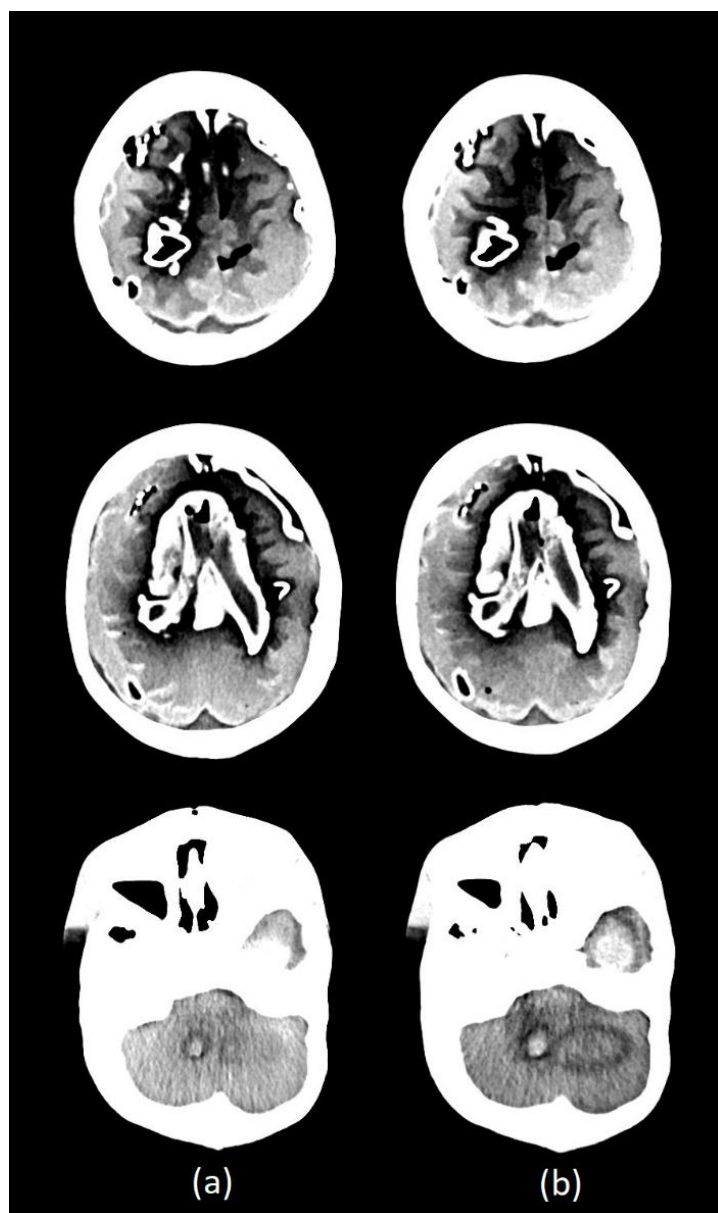
Procedura	CTDI _{vol}	šum	CNR
SECT	35,9	4,0 (0,4)	1,5 (0,1)
DECT	22,9	5,0 (0,3)	1,3 (0)
DECT+10%	25,3	4,7 (0,2)	1,5 (0,2)
DECT+20%	27,5	4,6 (0,2)	1,6 (0,2)
DECT+30%	30	4,3 (0,1)	1,8 (0,1)
DECT+40%	32	4,2 (0,3)	1,9 (0,1)



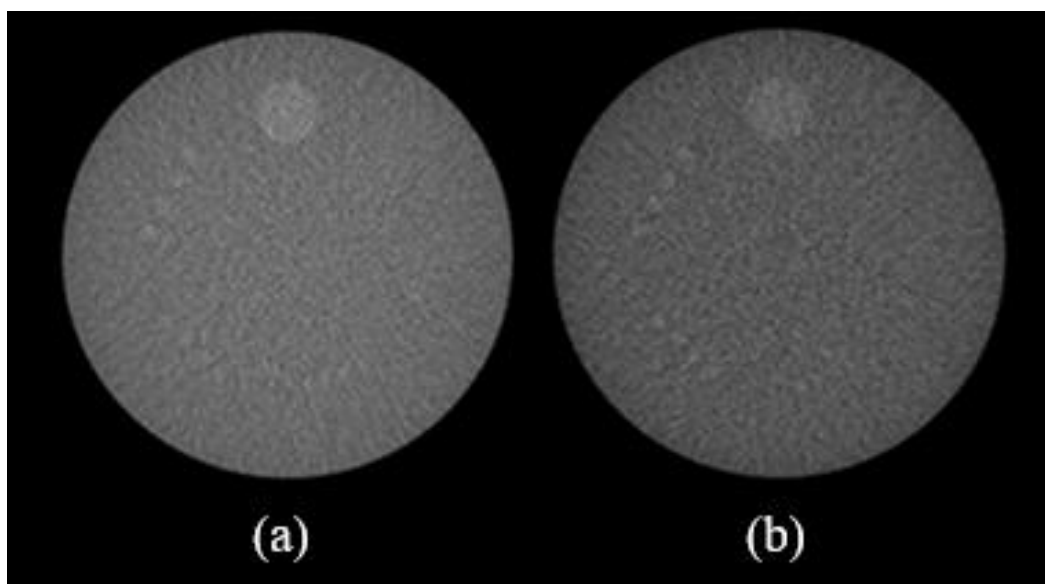
Slika 28. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma izračunatog na niskokontrastnom modulu ACR fantoma za različite procedure oslikavanja

S obzirom na dobivene rezultate, DECT procedura s TF 0,6 i 40% većim doznim parametrima u odnosu na standardnu DECT proceduru predložena je kao nova procedura za oslikavanje mozga. Na Slici 29 prikazana su tri presjeka na antropomorfnom fantomu dobivena oslikavanjem SECT procedurom i novom optimiziranom DECT procedurom na kojima je vidljiv veći kontrast u korist DECT-a, posebice u području stražnje lubanjske jame. Na Slici 30

prikazani su presjeci modula s niskokontrastnim objektima ACR fantoma oslikani sa standardnom SECT procedurom i optimiziranom DECT procedurom. Na niskokontrastnom modulu ACR fantoma vizualno je procijenjeno da je kod SECT slikovnih podataka zadnja vidljiva grupa cilindara veličine 6 mm dok je kod optimizirane DECT procedure zadnja vidljiva grupa cilindara veličine 5 mm što ukazuje na bolju vidljivost niskokontrastnih objekata manjeg promjera.



Slika 29. Presjeci antropomorfnog fantoma na razini frontalnih i parijetalnih režnjeva, bazalnih ganglija i stražnje lubanjske jame oslikani sa standardnom SECT procedurom sa $CTDI_{vol} = 35,9$ mGy (a) i DECT procedurom sa $CTDI_{vol} = 32$ mGy (b). Rekonstrukcije su prikazane koristeći kombinaciju širine i centra sive skale na monitoru 80 HU / 35 HU.



Slika 30. Presjeci modula s niskokonstrastnim objektima ACR fantoma oslikani sa standardnom SECT procedurom sa $CTDI_{vol} = 35,9$ mGy (a) i DECT procedurom sa $CTDI_{vol} = 32$ mGy (b). Rekonstrukcije su prikazane koristeći kombinaciju širine i centra sive skale na monitoru 100 HU / 100 HU

4.3. Osiguranje kvalitete DECT uređaja

4.3.1. Ispitivanje primjenjivosti provedbe procedura za kontrolu kvalitete na DECT uređaju

Dobiveni rezultati i kriteriji prihvatljivosti za procedure kontrole kvalitete koje su provedene na CT uređaju prikazani su u Tablici 11. Svi rezultati su unutar kriterija prihvatljivosti. Za šum, $CTDI_{air}$ i ovisnost CT brojeva o različitim TF kod ponderiranih DE rekonstrukcija uspostavljene su temeljne vrijednosti. Provedene procedure uvrštene su u Priručnik osiguranja kvalitete CT uređaja u KBC Rijeka. Preporučena frekvencija za određivanje artefakata, šuma i uniformnosti kod proširenog FOV je tjedno, za određivanje šuma i uniformnosti u DS i DE načinu rada je mjesečno, a za određivanje točnosti debljine rekonstruiranog sloja, rezolucije visokog kontrasta, rezoluciju niskog kontrasta, verifikaciju $CTDI_{vol}$, $CTDI_{air}$ i provjeru stabilnosti CT brojeva za različite TF ponderiranih rekonstrukcija je godišnje.

Tablica 11. Popis provedenih procedura kontrole kvalitete, dobivenih rezultata i kriterija prihvatljivosti

Procedura kontrole kvalitete	Rezultat	Kriterij prihvatljivosti
artefakti prošireni FOV	nema	nema artefakata
šum prošireni FOV	13,3*	< 20 % od bazne vrijednosti
uniformnost prošireni FOV	7 HU	odstupanje od centralne vrijednosti < 20 HU
šum DS	8,4*	< 20 % od temeljne vrijednosti
uniformnost DS	1 HU	odstupanje od centralne vrijednosti < 20 HU
debljina sloja DS	< 1 mm	< 0,1 mm za debljinu sloja > 2 mm
rezolucija visokog kontrasta DS	6 lp/mm; <0,5 lp/mm	odstupanje od proizvođačke specifikacije < 10% ili 0,5 lp / mm
rezolucija niskog kontrasta DS	CNR = 1,1	CNR >1
verifikacija CTDI _{vol}	-3,60%	± 20 % od proizvođačke specifikacije
CTDI _{air}	10,4 mGy*	< 20 % od bazne vrijednosti
šum DE	6,8*	< 20 % od bazne vrijednosti
debljina sloja DE	< 1 mm	< 0,1 mm za debljinu sloja > 2 mm
uniformnost DE	3,9 HU	odstupanje od centralne vrijednosti < 20 HU
rezolucija visokog kontrasta DE	6 lp/mm; <0,5 lp/mm	odstupanje od proizvođačke specifikacije < 10% ili 0,5 lp / mm
rezolucija niskog kontrasta DE	CNR = 1,3	CNR >1
ovisnost CT broja o TF DE	uspostavljene bazne vrijednosti	-

FOV – područje prikaza; DS – oslikavanje korištenjem dva izvora s istim vrijednostima napona i količine naboja na obje cijevi; DE – oslikavanje korištenjem dva izvora s različitim vrijednostima napona i količine naboja na svakoj cijevi; TF – težinski faktor

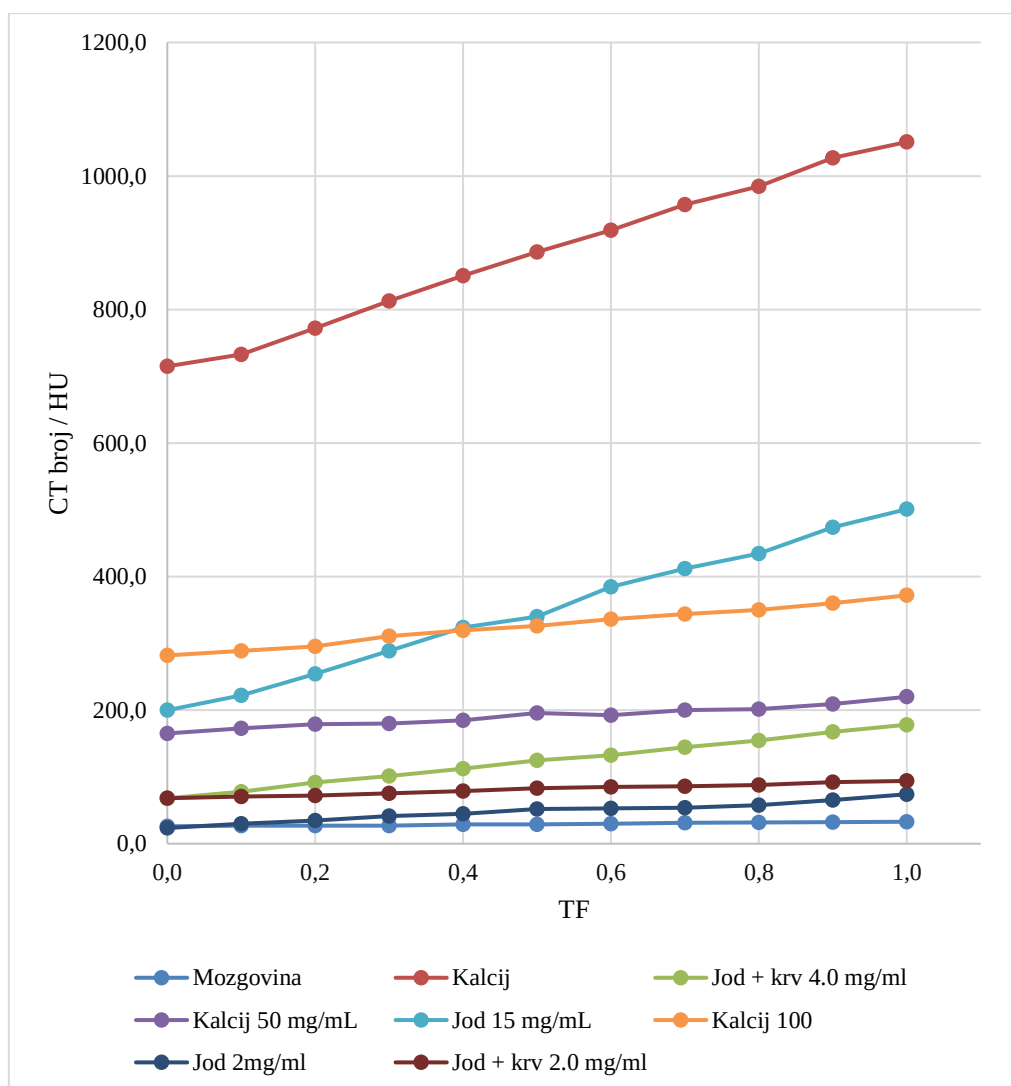
*uspostavljena bazna vrijednost

Rezultati CT brojeva za različite umetke u Multienergy fantomu u ovisnosti o različitim TF-ovima kod ponderiranih DE rekonstrukcija dani su u Tablici 12. Za sve umetke vrijednosti CT broja su se povećavale s povećanjem TF-a odnosno s povećanjem udjela podataka dobivenih niskoenergetskim snopom na rekonstruiranim slikovnim podacima (Slika 31).

Tablica 12. Vrijednosti CT brojeva u Hounsfieldovim jedinicama za različite umetke u ovisnosti o težinskom faktoru kod ponderiranih DECT rekonstrukcija

TF	Mozgovina	Kalcij	Jod + krv 4,0 mg/ml	Kalcij 50 mg/ml	Jod 15 mg/ml	Kalcij 100	Jod 2 mg/ml	Jod + krv 2,0 mg/ml
0,0	26,0	715,0	68,0	165,2	200,0	282,0	23,5	68,1
0,1	26,8	733,0	78,0	172,9	222,0	289,0	29,7	70,5
0,2	26,9	772,0	91,6	178,8	254,2	295,4	34,9	72,1
0,3	27,0	813,0	101,4	180,0	289,0	311,0	41,4	75,3
0,4	28,7	850,7	112,4	184,9	323,7	319,6	44,8	79,0
0,5	29,0	886,0	125,0	196,0	340,0	326,0	52,0	83,0
0,6	30,0	918,8	132,5	192,4	384,8	336,3	53,0	85,2
0,7	31,2	957,0	144,5	200,0	411,9	343,9	54,1	86,0
0,8	31,8	984,7	154,4	201,6	434,4	350,3	57,9	88,0
0,9	32,3	1027,0	167,6	209,0	474,0	360,2	65,6	92,0
1,0	32,9	1051,0	178,2	220,0	501,0	372,0	74,1	94,0

TF – težinski faktor

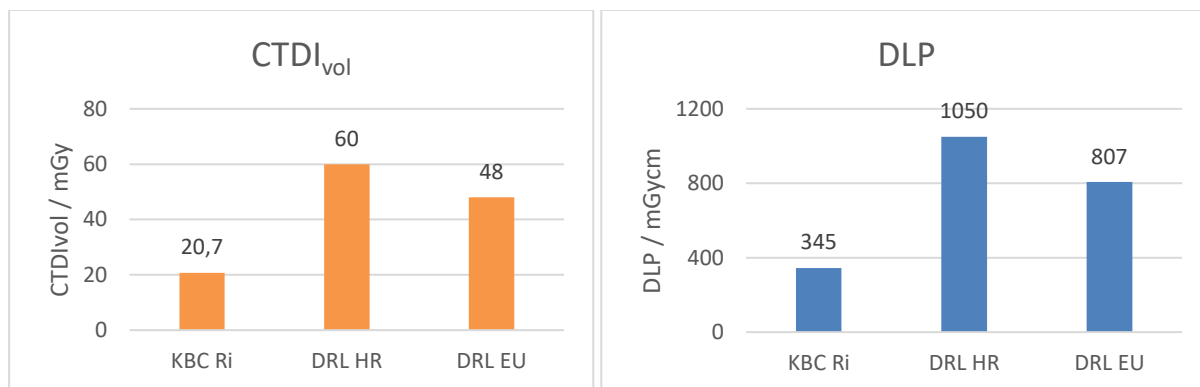


Slika 31. Grafički prikaz ovisnosti CT brojeva za umetke različitih gustoća u ovisnosti o težinskom faktoru kod ponderiranih DECT rekonstrukcija

4.3.2. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka

Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga bez kontrasta na Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju iznose $CTDI_{vol} = 20,7$ mGy (IKR 3,9 mGy) i $DLP = 345$ mGy.cm (IKR 40 mGy.cm). NDRL za $CTDI_{vol}$ za CT oslikavanje mozga iznosi 60 mGy dok za DLP iznosi 1050 mGy [84]. Iako su preporuke Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja da se NDRL-ovi kreiraju ne samo prema anatomiji već i prema proceduri oslikavanja i indikaciji [83], većina država u Europskoj Uniji pa tako i Hrvatska ima NDRL-ove definirane samo po anatomiji, neovisno o korištenoj

proceduri i indikaciji [85]. Tipične vrijednosti za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka uspoređeni su i s vrijednostima europskih DRL-ova za CT oslikavanje mozga, a koji iznose $CTDI_{vol} = 48 \text{ mGy}$, a $DLP = 807 \text{ mGy.cm}$ [85]. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze u KBC Rijeka manje su i od nacionalnih i europskih DRL-ova za CT oslikavanje mozga (Slika 32).



Slika 32. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za CT oslikavanje mozga u KBC Rijeka u usporedbi s nacionalnim dijagnostičkim referentnim razinama u Republici Hrvatskoj te predloženim europskim vrijednostima.

5. RASPRAVA

5.1. Određivanje optimalnog težinskog faktora za dvoenergijsko oslikavanje mozga

Rezultati ovog dijela istraživanja provedenog u simuliranim kliničkim uvjetima i u kliničkim uvjetima pokazali su da je dijagnostička kvaliteta slikovnih podataka ponderiranih rekonstrukcija s TF 0,6 značajno veća u usporedbi s rekonstrukcijama s TF 0,4 koje se općenito preporučuju za rutinsko vrednovanje kod DECT oslikavanja mozga bez kontrasta. Kvantitativna i kvalitativna analiza slikovnih podataka u simuliranim kliničkim uvjetima i u kliničkim uvjetima pokazala je da se optimalna ravnoteža između CNR-a između sive i bijele tvari, šuma i artefakata postiže u ponderiranim rekonstrukcijama generiranim s 60% udjela podataka niske energije (80 kVp) i 40% udjela podataka visoke energije (140 kVp). Dok SECT pruža prihvatljiv omjer kontrasta i šuma, DECT rekonstrukcije s TF 0,6 pokazale su statistički značajno veći CNR između sive i bijele tvari, uz prihvatljiv šum u usporedbi s DECT rekonstrukcijama s TF 0,4 koje se koriste kao ekvivalent SECT-u.

Kako je i očekivano, CNR između sive i bijele tvari bio je najviši pri visokim TF-ovima, dok su rekonstrukcije s najnižim TF-ovima pokazale minimalne artefakte u simuliranim kliničkim uvjetima. Nadalje, šum u području uz kost neurokranija i u području stražnje lubanjske jame smanjio se s nižim TF vrijednostima. Što je manji TF, ponderirane rekonstrukcije sadrže veći udio podataka akviziranih s 140 kVp, što znači da je maksimalna energija snopa X-zraka veća, što rezultira s manje šuma i manje artefakata na slikovnim podacima. Suprotno tome, CNR između sive i bijele tvari povećao se s višim TF-ovima i većim udjelom podataka niske energije u konačnim ponderiranim rekonstrukcijama. Ponderirane rekonstrukcije s najvišim izračunatim i subjektivno opaženim CNR-om između sive i bijele tvari (TF 1 i 0,9) i one s minimalnim šumom ili bez artefakata (TF 0, 0,1, 0,2 i 0,3) vrednovatelji su ocijenili kao nedijagnostičke i, stoga, klinički neupotrebljive. Vrednovatelji su zaključili da ponderirane rekonstrukcije s TF-ovima 0,5, 0,6, 0,7 i 0,8 imaju najbolju sveukupnu kvalitetu slikovnih podataka, što ukazuje na to da je optimalna ravnoteža između kontrasta sive i bijele tvari i artefakata postignuta korištenjem upravo ovih omjera energije snopa X-zraka u konačnim ponderiranim rekonstrukcijama.

Na temelju rezultata istraživanja u simuliranim kliničkim uvjetima, istraživanje u kliničkim uvjetima usmjereno je na ponderirane rekonstrukcije s TF 0,4, 0,6 i 0,8. Rezultati kvantitativne analize pokazali su isti trend kao i u istraživanju u simuliranim kliničkim uvjetima — CNR između sive i bijele tvari, šum uz kost neurokranija i šum u području stražnje lubanjske

jame povećali su se s višim TF-om. Iako su apsolutne razlike u CNR-u između različitih ponderiranih rekonstrukcija male, one su statistički značajne i klinički relevantne. Čak i mala poboljšanja u CNR-u mogu povećati dijagnostičku sigurnost, osobito u razlikovanju suptilnih patologija mozga, jer inherentni kontrast između sive i bijele tvari na CT rekonstrukcijama nije velik, s razlikom u apsorpciji od samo 5–10 HU. Dva vrednovatelja ocijenila su da je kvaliteta slikovnih podataka bila najbolja kod ponderiranih rekonstrukcija s TF 0,6. Nešto veći udio podataka akviziranih na niskim energijama poboljšava CNR između sive i bijele tvari, dok je udio podataka dobivenih na visokim energijama i dalje dovoljno visok da održi artefakte na razmjerno niskoj razini. Iako rutinski korištene rekonstrukcije s TF 0,4, koje se smatraju ekvivalentom SECT slikovnim podacima na 120 kV, imaju manje artefakata u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,6, dijagnostički su inferiorne jer ne postižu dovoljno visok CNR između sive i bijele tvari, što je ključno za otkrivanje abnormalnosti u moždanom tkivu. S druge strane, iako je CNR između sive i bijele tvari viši kod rekonstrukcija s TF 0,8 u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,6, artefakti koji utječu na dijagnostičku analizu u području uz rub kosti neurokranija i stražnjoj lubanjskoj jami značajno smanjuju njihovu ukupnu dijagnostičku vrijednost. Štoviše, svi vrednovatelji ocijenili su ponderirane rekonstrukcije s TF 0,8 značajno inferiornima u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,4 i 0,6. Ovi rezultati su u skladu s drugim studijama koje su pokazale da je veća vjerojatnost da će radiolozi preferirati slikovne podatke s većim kontrastom, čak i uz više šuma, nego slikovne podatke s nižim kontrastom, ali s minimalnim artefaktima i s manje šuma [43][91].

Dva vrednovatelja smatraju ponderirane rekonstrukcije s TF 0,6 značajno superiornijima u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,4, dok je vrednovatelj R1 ocijenio rekonstrukcije s TF 0,4 boljima u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,6 no bez statistički značajne razlike ($p=0,871$). Valja napomenuti da taj vrednovatelj ima više iskustva sa SECT-om. Neke studije sugeriraju da radiolozi često preferiraju tehnike oslikavanja s kojima su više upoznati te mogu imati pristranosti prema novijim metodama zbog većeg iskustva kojeg imaju s tradicionalnim tehnikama oslikavanja [92][93]. Vrednovatelj R1 je rekonstrukcije s TF 0,4 možda percipirao kao poznatije i ugodnije u pogledu kontrasta i šuma i sličnima konvencionalnim SECT slikovnim podacima. Ova prepoznatljivost mogla je utjecati na subjektivnu procjenu i rezultirati time da rekonstrukcije s TF 0,4 ocijeni najvećom ocjenom, ali bez statistički značajne razlike u odnosu na rekonstrukcije s TF 0,6. S druge strane, vrednovatelji s više iskustva u DECT-u ocijenili su rekonstrukcije s TF 0,6 superiornijima. Ova neusklađenost među vrednovateljima sugerira da je prilikom integracije novih tehnologija, u ovom slučaju DECT-a u kliničku praksu

potrebno provesti dodatnu obuku radiologa što bi u budućim istraživanjima moglo smanjiti neslaganja pri vrednovanju kvalitete slikovnih podataka.

Stupanj slaganja između vrednovatelja bio je umjeren samo za prikaz kontrasta između sive i bijele tvari za rekonstrukcije s TF 0,4. Za druge parametre kvalitete slikovnih podataka za različite TF-ove, stupanj slaganja je bio dobar ili izvrstan. Konkretno, za ukupnu kvalitetu slikovnih podataka za rekonstrukcije s TF 0,4 i 0,6 stupanj slaganja bio je dobar dok je za rekonstrukcije s TF 0,8 bio izvrstan, budući da su svi vrednovatelji ocijenili ove rekonstrukcije kao vrlo loše ili dijagnostički neprihvatljive, uglavnom zbog artefakata u stražnjoj lubanjskoj jami.

Postoji ograničen broj studija koje su istraživale utjecaj različitih TF-ova na kvalitetu slikovnih podataka s ponderiranim rekonstrukcijama [53] [43] [52] [54]. Svi autori su zaključili da je ukupna kvaliteta slikovnih podataka bila bolja za ponderirane rekonstrukcije s većim TF vrijednostima u odnosu na one koje su preporučene za rutinsku kliničku upotrebu, što je skladu s našim rezultatima. Rezultati Kima i sur. [43] te Behrendta i sur. [52] pokazali su najbolju kvalitetu slikovnih podataka za rekonstrukcije s TF 0,5 za post-kontrastni DECT abdomena i angiografije, u usporedbi s rutinski korištenim TF-om od 0,3. Tawfik i sur. [53] pokazali su da su rekonstrukcije s TF 0,6 za post-kontrastno DECT oslikavanje vrata bile superiornije u detekciji lezija u odnosu na rutinski korištene rekonstrukcije s TF 0,3 koje simuliraju standardnu SECT akviziciju pri 120 kVp. Najviši CNR između sive i bijele tvari u temporalnom režnju post-kontrastnog DECT-a mozga u studiji Paula i sur. [54] bio je kod rekonstrukcija s TF-om od 0,6. Prema našim saznanjima, nijedna druga studija nije procijenila utjecaj različitih TF-ova na kvalitetu ponderiranih rekonstrukcija koje se koriste za rutinsku kliničku procjenu pri oslikavanju mozga DECT-om bez primjene kontrasta. S obzirom na rezultate našeg istraživanja i drugih citiranih studija, opravdanost korištenja ponderiranih DECT rekonstrukcija koje simuliraju SECT slikovne podatke za rutinsku kliničku upotrebu je upitna, jer su one dokazano inferiornije u odnosu na rekonstrukcije s različitim, odnosno višim, TF-ovima. Štoviše, smatramo da je proturječno koristiti DECT tehnologiju sa svim njezinim mogućnostima na način da se generiraju rekonstrukcije slikovnih podataka koje oponašaju slikovne podatke dobivene oslikavanjem SECT-om.

Ovo istraživanje ima nekoliko ograničenja. Prvo, kako bismo izbjegli čimbenike koji bi mogli utjecati na procjenu i rezultate analize, pacijenti s očitim patologijama su isključeni iz istraživanja. Kao rezultat toga, nije bilo moguće procijeniti kako promjena TF-ova utječe na vidljivost lezija i dijagnostičku točnost različitih ponderiranih rekonstrukcija, što bi bilo vrijedno istražiti u budućnosti. Drugo, u kvalitativnom dijelu analize sudjelovala su samo tri

vrednovatelja, koji su imali različite razine iskustva u neuroradiologiji. Ovaj ograničen broj vrednovatelja možda nije dovoljan da u potpunosti obuhvati varijabilnost u procjeni kvalitete slikovnih podataka do koje bi moglo doći s raznolikijom skupinom vrednovatelja, posebno onih s manje iskustva u neuroradiologiji. Međutim, uključivši jednog specijalizanta, mlađeg specijalista i starijeg specijalista iz neuroradiologije, nastojali smo prikazati realističan raspon iskustva u kliničkoj praksi unutar srednje velikog radiološkog odjela. Važno je napomenuti da bi uključivanje veće skupine radiologa, osobito onih s različitim razinama stručnosti, moglo omogućiti bolje razumijevanje procjene kvalitete slikovnih podataka.

Rezultati i zaključci ovog dijela istraživanja primjenjivi su samo na DECT oslikavanje mozga i indikacije za CT preglede koje ne uključuju korištenje kontrastnih sredstava, budući da se ovo istraživanje fokusiralo isključivo na tehničku procjenu kvalitete slikovnih podataka, a ne na procjenu dijagnostičke točnosti. Međutim, uvjereni smo da naši rezultati o utjecaju različitih TF-ova na kvalitetu slikovnih podataka mogu poslužiti kao preduvjet za druge buduće kliničke studije. Takva istraživanja trebala bi istražiti utjecaj različitih TF-ova na dijagnostičku točnost pri DECT oslikavanju mozga bez kontrasta i sa kontrastom, nadopunjujući i proširujući rezultate proizašle iz ovog istraživanja.

5.2. Optimizacija procedure za dvoenergijsko oslikavanje mozga

Optimizacija se smatra jednim od osnovnih postupaka u sustavu osiguranja kvalitete koja osigurava da je kvaliteta slikovnih podataka dovoljne kvalitete za postavljanje dijagnoze, uz što je moguće nižu apsorbiranu dozu predanu pacijentu. Nakon vrednovanja kvalitete slikovnih podataka dobivenih DECT-om u odnosu na različite TF te odabira TF vrijednosti od 0,6 za rutinsku dijagnostičku interpretaciju, u ovom dijelu istraživanja ispitali smo dodatne mogućnosti optimizacije DECT procedure za oslikavanje mozga povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu. Naime, $CTDI_{vol}$ u klinički korištenoj DECT proceduri u KBC Rijeka mnogo je niži nego u nekim drugim studijama [88][89] te niži od rutinski korištene SECT procedure.

Rezultati drugih istraživanja pokazali su da su doze za DECT za sve anatomije uglavnom usporedive sa SECT, ukoliko ne i nešto niže, što pokazuje da se kvaliteta slikovnih podataka može poboljšati bez dodatnog povećanja apsorbirane doze predane pacijentu [94][95][96][97][98][99]. S obzirom na sve navedeno, provedeno je vrednovanje kvalitete slikovnih podataka u simuliranim kliničkim uvjetima te na ACR fantomu za određivanje

tehničke kvalitete slike, za rutinski korištene SECT i DECT procedure te za DECT procedure s uvećanim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu za 10%, 20%, 30% i 40%.

Rezultati u simuliranim kliničkim uvjetima pokazali su da s povećanjem doznih parametara CNR između sive i bijele tvari raste, dok se šum uz rub kosti neurokranija te u području stražnje lubanjske jame smanjuje. CNR vrijednost dobivena oslikavanjem DECT-om veća je od vrijednosti dobivene SECT-om za procedure s uvećanim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu za 20%, 30% i 40% dok je razlika u CNR-u bila statistički značajna samo za SECT u odnosu na DECT+40% te DECT u odnosu na DECT+40% proceduru. CNR vrijednost kod standardne DECT procedure bila je manja u odnosu na SECT proceduru i bez statistički značajne razlike. Vrijednosti šuma uz rub kostiju neurokranija i stražnje lubanjske jame veće su za sve DECT procedure u odnosu na SECT, ali bez statistički značajne razlike. Usporedbom šuma uz rub kostiju neurokranija te u stražnjoj lubanjskoj jami za DECT proceduru i za DECT+40% vidljivo je da je šum manji za oko 25% odnosno oko 12%, ali veći za 17% odnosno 5% u odnosu na SECT. Iako je šum kod DECT+40% procedure veći u odnosu na SECT, CNR je veći zbog ukupno veće razlike u koeficijentima slabljenja / CT brojevima između sive i bijele tvari. Kod ponderiranih DECT rekonstrukcija s TF 0,6 koristi se veći udio podataka dobivenih pri oslikavanju s nižim naponom te je zbog toga razlika u CT brojevima između sive i bijele tvari veća nego pri oslikavanju sa SECT procedurom koja koristi napon od 120 kV, ali je posljedično i šum veći. S obzirom da su istraživanja pokazala da radiolozi preferiraju kontrastnije slikovne podatke s više šuma u odnosu na slikovne podatke s manje šuma i manjom kontrastnosti [43][91] smatramo da je povećanje šuma od svega 5% zanemarivo s obzirom da je CNR vrijednost poboljšana za 25%, uz 10% manju vrijednost CTDI_{vol} parametra koji utječe na apsorbiranu dozu.

Rezultati na ACR fantomu pokazali su sličan trend kao i rezultati u simuliranim kliničkim uvjetima - povećanjem doznih parametara povećava se i CNR u niskokontrastnom modulu. CNR vrijednost dobivena oslikavanjem SECT procedurom niža je od DECT procedure s uvećanim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu za 20%, 30% i 40% dok je za preostala dva veća. Statistički značajna razlika u CNR vrijednosti na niskokontrastnom modulu dobivena je između SECT i DECT+40% procedure te DECT i DECT+30% i DECT i DECT+40%. Rezultati su pokazali da nema statistički značajne razlike u CNR-u između SECT i standardne DECT procedure. Šum je bio najmanji kod SECT procedure, ali bez statistički značajne razlike u odnosu na DECT+40% proceduru što je u skladu s rezultatima koje su dobili Tawfik i sur. [100] u istraživanju u kojem su uspoređivali kvalitetu slikovnih podataka dobivenih DECT-om u odnosu na SECT. Usporedbom šuma na slikovnim podacima dobivenim oslikavanjem SECT-

om i DECT-om, koji je imao nešto manju vrijednost $CTDI_{vol}$ u usporedbi sa SECT-om, dobili su da nema statistički značajne razlike.

Na oba fantoma za sve DECT procedure šum se smanjivao s povećanjem parametara koji utječu na apsorbiranu dozu. S obzirom da je povećanje parametara u ovim procedurama bilo uvjetovano isključivo povećanjem referentnih vrijednosti količine naboja, dobiveni rezultati su u skladu s očekivanim. Naime, povećanje količine naboja direktno utječe na intenzitet snopa X-zraka, a povećanjem intenziteta snopa X-zraka smanjuje se šum na slikovnim podacima.

U dijelu istraživanja u simuliranim kliničkim uvjetima te na ACR fantomu dobiveno je da je korelacija između $CTDI_{vol}$ vrijednosti i CNR-a jaka pozitivna i statistički značajna što ukazuje na predvidiv utjecaj povećanja doze na CNR. Korelacija između $CTDI_{vol}$ vrijednosti i šuma u području stražnje lubanjske jame u antropomorfnom fantomu te šuma u središtu ACR fantoma bila je jaka negativna dok je između $CTDI_{vol}$ vrijednosti i šuma u području uz rub kostiju neurokranija bila srednje jakosti, ali još uvijek statistički značajna. Iz dobivenih rezultata razvidno je da je porast CNR-a, odnosno smanjenje šuma u ovisnosti o CT doznom indeksu približno isti i u antropomorfnom i u fantomu za određivanje tehničke kvalitete slike.

Prabsattroo i sur. [77] su za optimizaciju CT procedura za oslikavanje glave, između ostalog istraživali utjecaj povećanja količine naboja na CNR-u u niskokontrastnom modulu fantoma za određivanje tehničke kvalitete slike. Porast količine naboja pratio je linearni porast CNR-a kao i u našim rezultatima, što ukazuje na to da se sa smanjenjem šuma poboljšava detekcija niskoontrastnih objekata.

Cilj ovog dijela istraživanja bio je povećati kvalitetu slikovnih podataka pri CT oslikavanju mozga uz jednaku apsorbiranu dozu predanu pacijentu. To je postignuto s DECT procedurom s TF od 0,6 te $CTDI_{vol}$ vrijednosti od 32 mGy. $CTDI_{vol}$ vrijednost uvećana za 40% kod odabrane DECT procedure u odnosu na standardno korištenu je i dalje nešto niža od vrijednosti u rutinski korištenoj SECT proceduri ($CTDI_{vol} = 35,9$ mGy), a razlika u CNR-u na slikovnim podacima je statistički značajno veća u odnosu na SECT te u odnosu na prethodno korištenu DECT proceduru. To znači da su slikovni podaci mozga dobiveni oslikavanjem optimiziranom DECT procedurom značajno bolji u odnosu na rutinsku SECT proceduru uz oko 10% manju apsorbiranu dozu predanu pacijentu. Rezultati drugih istraživanja također su pokazali da su parametri koji utječu na apsorbiranu dozu kod DECT procedure za oslikavanje mozga usporedivi sa SECT uz veću kvalitetu slikovnih podataka. Tijssen i sur. [88] izvijestili su da je $CTDI_{vol}$ u njihovim procedurama iznosio 37 mGy, dok su Zhao i sur. [89] naveli vrijednost od 30,19 mGy, što je znatno bliže vrijednosti od 32 mGy postignutoj u našoj

optimiziranoj DECT proceduri, u usporedbi s prethodno korištenom. Iako su oba navedena istraživanja provedena na slikovnim podacima dobivenim u kliničkim uvjetima, s obzirom na rezultate prvog dijela našeg istraživanja smatramo da se rezultati dobiveni u simuliranim kliničkim uvjetima mogu dobro korelirati s rezultatima u kliničkim uvjetima. Ipak, za dobivanje dodatno validiranih i preciznijih rezultata valjalo bi usporediti kvalitetu slikovnih podataka dobivenih u kliničkim uvjetima za SECT i DECT proceduru s 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu. S obzirom da je radiolog taj koji provodi dijagnostičko vrednovanje slikovnih podataka valjalo bi usporediti kvalitetu slikovnih podataka i kvalitativno. Idealni uvjeti za usporedbu te dvije procedure bili bi kada bi ispitivanje mogli provesti u kliničkim uvjetima uključivanjem pacijenata koji su prethodno bili podvrgnuti SECT oslikavanju mozga te kontrolnom oslikavanju mozga s DECT procedurom s 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu. S obzirom na zahtjevnost u prikupljanju tako specifične skupine pacijenata, ovaj dio nije bio uključen u trenutno istraživanje, već se planira kao sastavni dio budućih istraživačkih aktivnosti nakon implementacije nove DECT procedure u svakodnevnu kliničku praksu na KZDIR-u.

Pri uspoređivanju različitih procedura oslikavanja važno je usporediti i rekonstrukcijske algoritme jer odabir različitih rekonstrukcijskih algoritama može utjecati na kvalitetu slikovnih podataka. Kod Siemens Definition Flash uređaja identični rekonstrukcijski algoritmi dostupni su za CT oslikavanje mozga SECT-om i DECT-om što možda nije slučaj kod drugih proizvođača. Zbog toga naši rezultati možda nisu direktno primjenjivi na DECT uređaje koji koriste drugačiju tehnologiju, ali smatramo da se vrednovanje kvalitete slikovnih podataka za SECT i DECT može provesti na u radu opisan način.

Cilj ovog dijela istraživanja bio je ispitati možemo li s istim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu kao kod optimizirane SECT procedure za oslikavanje mozga dobiti bolju kvalitetu slikovnih podataka. S obzirom na dobivene rezultate, DECT procedura s 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu i TF-om od 0,6 predložena je za rutinsko dijagnostičko vrednovanje slikovnih podataka mozga.

5.3. Osiguranje kvalitete DECT uređaja

Upotreba CT uređaja u DS i DE načinu rada sve je češća u kliničkoj praksi zbog njihovih prednosti u diferencijaciji tkiva i poboljšanju dijagnostičke točnosti. Kako bi osigurali točnost i reproducibilnost procedura provedenih tim načinom oslikavanja na CT-u nužne su periodične provjere kontrole kvalitete. Procedure vrednovane u ovom istraživanju za DS i DE način rada

bile su vidljivost artefakata, šum, uniformnost CT brojeva, točnost debljine rekonstruiranog sloja, rezolucija visokog i niskog kontrasta, vidljivost artefakata, šum i uniformnost CT brojeva u proširenom FOV, verifikacija $CTDI_{vol}$ i mjerenja $CTDI_{air}$ u DS načinu rada te ovisnost CT broja o različitim TF kod ponderiranih rekonstrukcija. Kriteriji prihvatljivosti definirani su prema preporukama AAPM u [62], a frekvencije provođenja prema onim definiranim za iste procedure u SECT načinu rada.

Rezultati uniformnosti, točnosti debljine rekonstruiranog sloja, rezolucije visokog kontrasta, rezolucije niskog kontrasta za DE i DS način rada te verifikacija $CTDI_{vol}$ u DS načinu rada bili su u skladu s kriterijima prihvatljivosti predloženim u izvješću od AAPM [62]. Za šum i $CTDI_{air}$ uspostavljene su temeljne vrijednosti. Rezultati ovisnosti CT broja o različitim TF kod ponderiranih rekonstrukcija pokazali su da se povećanjem TF-a povećavaju i CT brojevi. Povećanjem udjela podataka dobivenih oslikavanjem na niskim energijama u ponderiranim rekonstrukcijama umeci od joda i kalcija pokazali su veći porast CT brojeva u odnosu na umetke od drugih materijala što pokazuje da se korištenjem većih vrijednosti TF-a može poboljšati vidljivost kosti i kontrasta u odnosu na okolna tkiva. Green i sur. [65] predlažu periodično praćenje vrijednosti CT brojeva te postojanost krivulje ovisnosti CT brojeva o različitim TF u odnosu na postavljene temeljne vrijednosti. Za navedenu proceduru uspostavljene su temeljne vrijednosti, a provjera postojanosti krivulje provodit će se jednom godišnje. Uvođenjem navednih procedura kontrole kvalitete za prošireni FOV te u DS i DE načinu rada osigurali smo da CT uređaj radi pravilno i najbolje moguće u svim načinima rada te da je naš protokol za kontrolu kvalitete u skladu s recentnim međunarodnim preporukama.

Osim tehničkih aspekata kvalitete slikovnih podataka, u sklopu osiguranja kvalitete nužno je razmotriti i indikatore apsorbirane doze procedure oslikavanja. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za DECT oslikavanje mozga u KBC Rijeka bez kontrasta iznose $CTDI_{vol} = 20,7$ mGy (IKR 3,9 mGy) i $DLP = 345$ mGy.cm (IKR 40 mGy.cm) i niži su od NDRL-ova u Republici Hrvatskoj i europskih vrijednosti. Kada su vrijednosti unutar neke ustanove puno niže od NDRL-ova ustaljena je praksa da se procedura oslikavanja revidira, provjeri kvaliteta slikovnih podataka dobivena oslikavanjem tom procedurom i po potrebi povećaju parametri koji utječu na apsorbiranu dozu. To je i učinjeno u drugom dijelu ovog istraživanja te se preporuča da se za DECT oslikavanje mozga bez kontrasta u KBC Rijeka koristi procedura s 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu.

NDRL-ovi u Republici Hrvatskoj nisu revidirani već više od desetljeća i dani su samo za određenu anatomiju i za jednoenergijsko CT oslikavanje. CT tehnologija rapidno se razvija, a detektori postaju sve osjetljiviji što znači da se uz iste parametre koji utječu na apsorbiranu

dozu mogu dobiti slikovni podaci bolje dijagnostičke kvalitete [101]. Stoga smatramo da je revidiranje NDRL-ova u Republici Hrvatskoj nužno te da se NDRL vrijednosti za CT oslikavanje mozga trebaju uspostaviti prema indikaciji i po potrebi, prema proceduri oslikavanja. Novi NDRL-ovi za CT oslikavanje mozga trebali bi biti niži od sadašnjih i sličniji vrijednostima objavljenim u posljednjim istraživanjima. Naime, nove NDRL vrijednosti uspostavljene 2022. godine u Velikoj Britaniji iznose $CTDI_{vol} = 47$ mGy i $DLP = 790$ mGy.cm [102] dok su 2021. godine predložene vrijednosti za europske DRL-ove $CTDI_{vol} = 48$ mGy i $DLP = 807$ mGy.cm [85] što je gotovo 30% niže od NDRL vrijedosti u Republici Hrvatskoj..

Nakon što DECT procedura za oslikavanje mozga s TF 0,6 i optimiziranim ekspozicijskim parametrima predložena u ovom istraživanju bude prihvaćena za rutinsko oslikavanje na Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju bit će potrebno ponovno uspostaviti nove tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze. S obzirom na povećanje parametara koji utječu na apsorbiranu dozu predložene DECT procedure za oko 40%, tipične vrijednosti za standardnog pacijenta bi očekivano trebale biti oko 40% veće, ali još uvijek unutar trenutno važećih NDRL vrijednosti u Republici Hrvatskoj te ispod vrijednosti uspostavljenih u Velikoj Britaniji i Europskoj Uniji.

6. ZAKLJUČCI

Izbor težinskog faktora (TF) značajno utječe na dijagnostičku kvalitetu ponderiranih rekonstrukcija dobivenih nativnim DECT oslikavanjem mozga. Kvantitativna analiza provedena u simuliranim kliničkim uvjetima i u kliničkim uvjetima jasno je pokazala da se s porastom TF-a povećava CNR između sive i bijele tvari, ali također dolazi do povećanja šuma i artefakata, osobito u području stražnje lubanjske jame i uz rub kosti neurokranija. Optimalna ravnoteža između kontrasta i šuma, koja omogućuje visoku dijagnostičku vrijednost uz prihvatljivu razinu šuma, postignuta je pri TF 0,6. Kvalitativna analiza slikovnih podataka, koju su provela tri radiologa s različitim kliničkim iskustvom, dodatno je potvrdila ove rezultate – ponderirane rekonstrukcije s TF 0,6 ocijenjene su kao najprikladnije za rutinsku kliničku primjenu za nativni pregled mozga i pružaju najbolji odnos kontrasta i šuma na slikovnim podacima.

U usporedbi sa SECT oslikavanjem, DECT rekonstrukcije s 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu i s optimalnim TF od 0,6 pokazale su višu dijagnostičku vrijednost na antropomorfnom fantomu i fantomu za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka, uz 10% niži $CTDI_{vol}$ parametar.

Provedeno vrednovanje i uvrštavanje dodatnih procedura kontrole kvalitete za ispitivanja u DE i DS načinu rada u Priručnik za osiguranje kvalitete uređaja za računalnu tomografiju u KBC-u Rijeka koje će se provoditi periodično osigurat će dodatnu stabilnost, točnost i pouzdanost CT uređaja.

Zaključno, odabir različitih TF-ova za ponderirane DECT rekonstrukcije pri oslikavanju mozga bez kontrasta značajno utječe na parametre kvalitete slikovnih podataka. Ponderirane rekonstrukcije s TF-om 0,6 pokazuju superiorniji CNR između sive i bijele tvari i ukupnu kvalitetu slikovnih podataka u usporedbi s rutinski korištenim rekonstrukcijama s TF-om od 0,4. DECT rekonstrukcije s TF 0,6 pokazale su značajno višu dijagnostičku vrijednost u simuliranim kliničkim uvjetima i na fantomu za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka u odnosu na standardne SECT rekonstrukcije uz 10% niži parametar koji utječe na apsorbiranu dozu. Optimizirana DECT procedura s TF 0,6 i $CTDI_{vol} = 32$ mGy, koja proizlazi iz našeg istraživanja, preporuča se za rutinsko nativno oslikavanje mozga.

LITERATURA

- [1] Seeram, E. Computed Tomography. Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. Third. Elsevier Health Sciences; 2009.
- [2] Goldman LW. Principles of CT and CT technology. J Nucl Med Technol. 2007 Sep 1;35(3):115–28.
- [3] Mahesh M. MDCT Physics: The Basics—Technology, Image Quality and Radiation Dose. Philadelphia: Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
- [4] Dance DR, Cristy M, Hart D i sur. Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2014.
- [5] Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
- [6] Jurković S, Smilović Radojčić Đ, Dundara Debeljuh D. Ionizirajuće i neionizirajuće zračenje: Fizikalne osnove za nefizičare. Rijeka: Sveučilište u Rijeci, Medicinski fakultet; 2024.
- [7] Carlton RR, Adler AM. Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science. 4th ed. Thomson Delmar Learning; 2006.
- [8] Jung H. Basic physical principles and clinical applications of computed tomography. Prog Med Phys. 2021 Mar 31;32(1):1–17.
- [9] Michael G. X-ray computed tomography. Phys Educ. 2001 Nov;36(6):442–51.
- [10] Miletić D, Rumbolt Z, Roić G i sur. Osnove kliničke radiologije. Rijeka: Sveučilište u Rijeci, Medicinski fakultet; 2022.
- [11] Postma AA, Das M, Stadler AAR, Wildberger JE. Dual-energy CT: What the neuroradiologist should know. Curr Radiol Rep. 2015;3:1–9.
- [12] Hamid S, Nasir MU, So A, Andrews G, Nicolaou S, Qamar SR. Clinical applications of dual-energy CT. Korean J Radiol. 2021;22:970–82.
- [13] Megibow AJ, Kambadakone A, Ananthakrishnan L. Dual-energy computed tomography. Radiol Clin North Am. 2018 Jul;56(4):507–20.
- [14] Goo HW, Goo JM. Dual-energy CT: New horizon in medical imaging. Korean J Radiol. 2017;18:555–69.
- [15] Bolus DN. Dual-energy computed tomographic scanners. J Comput Assist Tomogr. 2013;37(6):944–7.

- [16] Shaji A, Nyanda AM, Makungu M, Ismail A. Recent advancements in CT detectors: a comprehensive review. *J Clin Diagn Res.* 2024 Dec;18(12):TE01–TE05
- [17] Vogl TJ, Schulz B, Bauer RW, Stöver T, Sader R, Tawfik AM. Dual-energy CT applications in head and neck imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 2012 Nov;199(5 Suppl):S34–9.
- [18] Ghasemi Shayan R, Oladghaffari M, Sajjadian F, Fazel Ghaziyani M. Image quality and dose comparison of single-energy CT (SECT) and dual-energy CT (DECT). *Radiol Res Pract.* 2020 Apr 20;2020:1–11.
- [19] Baert AL, Reiser MF, Hricak H, Knauth M. Dual Energy CT in Clinical Practice. Johnson T, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, editors. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011.
- [20] McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology.* 2015 Sep;276(3):637–53..
- [21] Odedra D, Narayanasamy S, Sabongui S, Priya S, Krishna S, Sheikh A. Dual energy CT physics—A primer for the emergency radiologist. *Front Radiol.* 2022 Feb 24;2.
- [22] Tatsugami F, Higaki T, Nakamura Y, Honda Y, Awai K. Dual-energy CT: minimal essentials for radiologists. *Jpn J Radiol.* 2022;40:547–59.
- [23] Forghani R, Srinivasan A, Forghani B. Advanced tissue characterization and texture analysis using dual-energy computed tomography. *Neuroimaging Clin N Am.* 2017 Aug;27(3):533–46.
- [24] Yu L, Primak AN, Liu X, McCollough CH. Image quality optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT. *Med Phys.* 2009 Mar 25;36(3):1019–24. optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT. *Med Phys.* 2009 Mar 25;36(3):1019–24.
- [25] Gibney B, Redmond CE, Byrne D, Mathur S, Murray N. A review of the applications of dual-energy CT in acute neuroimaging. *Can Assoc Radiol J.* 2020 Aug 1;71(3):253–65.
- [26] Pedersen CK, Mackey JE, Teytelboym OM. Protocol optimization and implementation of dual-energy and dual-source computed tomography in clinical practice: Field of view, speed, or material separation? *J Comput Assist Tomogr.* 2020 Jul;44(4):610–8.
- [27] Conti D, Baruffaldi F, Erani P, Festa A, Durante S, Santoro M. Dual-energy computed tomography applications to reduce metal artifacts in hip prostheses: A phantom study. *Diagnostics.* 2023 Jan 1;13(1).
- [28] Vellarackal AJ, Kaim AH. Metal artefact reduction of different alloys with dual energy computed tomography (DECT). *Sci Rep.* 2021 Jan 26;11(1):2211

- [29] Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M i sur. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience. *Eur Radiol*. 2007 May 9;17(6):1510–7.
- [30] Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-energy computed tomography: Physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: Part 1. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017 Aug;27:371–84..
- [31] Udayasankar UK, Braithwaite K, Arvaniti M i sur. Low-dose nonenhanced head CT protocol for follow-up evaluation of children with ventriculoperitoneal shunt: Reduction of radiation and effect on image quality. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2008 Apr;29(4):802–6.
- [32] Kucinski T. Unenhanced CT and acute stroke physiology. *Neuroimaging Clin N Am*. 2005 May;15(2):397–407.
- [33] Kuno H, Sekiya K, Chapman MN, Sakai O. Miscellaneous and emerging applications of dual-energy computed tomography for the evaluation of intracranial pathology. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017 Aug;27(3):411–27.
- [34] van Ommen F, Dankbaar JW, Zhu G i sur. Virtual monochromatic dual-energy CT reconstructions improve detection of cerebral infarct in patients with suspicion of stroke. *Neuroradiology*. 2021 Jan 1;63(1):41–9.
- [35] Dodig D, Matana Kaštelan Z, Bartolović N, Jurković S, Miletić D, Rumboldt Z. Virtual monoenergetic dual-energy CT reconstructions at 80 keV are optimal non-contrast CT technique for early stroke detection. *Neuroradiol J*. 2022 Jun;35(3):337–45.
- [36] Potter CA, Sodickson AD. Dual-energy CT in emergency neuroimaging: Added value and novel applications. *Radiographics*. 2016;36(7):2186–98.
- [37] Morhard D, Fink C, Graser A, Reiser MF, Becker C, Johnson TRC. Cervical and cranial computed tomographic angiography with automated bone removal. *Invest Radiol*. 2009 May;44(5):293–7.
- [38] Morhard D, Ertl L, Gerdsmeyer-Petz W, Ertl-Wagner B, Schulte-Altedorneburg G. Dual-energy CT immediately after endovascular stroke intervention: Prognostic implications. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2014 Oct 1;37(5):1171–8.
- [39] Roele ED, Timmer VCML, Vaassen LAA, van Kroonenburgh AMJL, Postma AA. Dual-energy CT in head and neck imaging. *Curr Radiol Rep*. 2017 May 29;5(5):19.
- [40] Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G i sur. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: Systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol*. 2012 Nov 30;22(11):2357–64.

- [41] Shinohara Y, Sakamoto M, Iwata N i sur. Usefulness of monochromatic imaging with metal artifact reduction software for computed tomography angiography after intracranial aneurysm coil embolization. *Acta Radiol*. 2014 Oct 1;55(8):1015–23..
- [42] Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M i sur. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience. *Eur Radiol*. 2007 Jun;17(6):1510–7.
- [43] Kim KS, Lee JM, Kim SH i sur. Image Fusion in Dual Energy Computed Tomography for Detection of Hypervascular Liver Hepatocellular Carcinoma. *Invest Radiol*. 2010 Mar;45(3):149–57.
- [44] Raghavan Nair J, Burrows C, Jerome S, Ribeiro L, Larrazabal R, Yu E. Pictorial review Dual energy CT: a step ahead in brain and spine imaging. 2020.
- [45] Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: Preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol*. 2009;19:13–23.
- [46] Dodig D, Kovačić S, Matana Kaštelan Z i sur. Comparing image quality of single- and dual-energy computed tomography of the brain. *Neuroradiol J*. 2020 Jun 1;33(3):259–66.
- [47] Weinman JP, Mirsky DM, Jensen AM, Stence NV. Dual energy head CT to maintain image quality while reducing dose in pediatric patients. *Clin Imaging*. 2019 May 1;55:83–8.
- [48] Hwang WD, Mossa-Basha M, Andre JB, Hippe DS, Culbertson S, Anzai Y. Qualitative Comparison of Noncontrast Head Dual-Energy Computed Tomography Using Rapid Voltage Switching Technique and Conventional Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 2016;40(2):320–5.
- [49] Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D i sur. Virtual Monochromatic Reconstruction of Dual-Energy Unenhanced Head CT at 65–75 keV Maximizes Image Quality Compared with Conventional Polychromatic CT. *Radiology*. 2013 Jan;266(1):318–25.
- [50] Noguchi K, Itoh T, Naruto N, Takashima S, Tanaka K, Kuroda S. A Novel Imaging Technique (X-Map) to Identify Acute Ischemic Lesions Using Noncontrast Dual-Energy Computed Tomography. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2017 Jan;26(1):34–41.
- [51] Naruto N, Tannai H, Nishikawa K i sur. Dual-energy bone removal computed tomography (BRCT): preliminary report of efficacy of acute intracranial hemorrhage detection. *Emerg Radiol*. 2018 Feb 20;25(1):29–33.
- [52] Behrendt FF, Schmidt B, Plumhans C i sur. Image Fusion in Dual Energy Computed Tomography: Effect on Contrast Enhancement, Signal-to-Noise Ratio and Image Quality in Computed Tomography Angiography. *Invest Radiol*. 2009;564.

- [53] Tawfik AM, Kerl JM, Bauer RW i sur. Dual-Energy CT of Head and Neck Cancer: Average Weighting of Low- and High-Voltage Acquisitions to Improve Lesion Delineation and Image Quality—Initial Clinical Experience. 2012.
- [54] Paul J, Bauer RW, Maentele W, Vogl TJ. Image fusion in dual energy computed tomography for detection of various anatomic structures – Effect on contrast enhancement, contrast-to-noise ratio, signal-to-noise ratio and image quality. *Eur J Radiol.* 2011 Nov;80(2):612–9.
- [55] World Health Organization. Quality assurance in diagnostic radiology. Geneva: WHO; 1982.
- [56] International Atomic Energy Agency. Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology. Vienna: IAEA; 2023..
- [57] Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost. Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja. *Narodne novine.* 2018;53/18.
- [58] Ministarstvo unutarnjih poslova. Pravilnik o izmjenama i dopunama Pravilnika o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja. *Narodne novine.* 2022;6/22.
- [59] International Atomic Energy Agency. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. IAEA Human Health Series No. 19. Vienna: IAEA; 2012.
- [60] Samei E, Bakalyar D, Boedeker KL i sur. Performance evaluation of computed tomography systems: Summary of AAPM Task Group 233. *Med Phys.* 2019 Nov 11;46(11).
- [61] International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-5: Acceptance and constancy tests - Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. 2019.
- [62] Layman RR, Leng S, Boedeker KL i sur. AAPM Task Group Report 299: Quality control in multi-energy computed tomography. *Med Phys.* 2024 Oct 29;51(10):7012–37.
- [63] Nute JL, Jacobsen MC, Stefan W, Wei W, Cody DD. Development of a dual-energy computed tomography quality control program: Characterization of scanner response and definition of relevant parameters for a fast-kVp switching dual-energy computed tomography system. *Med Phys.* 2018 Apr 15;45(4):1444–58.
- [64] Mar'ie K, Lestariningsih I, Nurlily, Soejoko DS. Phantom design for analysis of CT image quality from Single-source and Dual-source CT scan. *J Phys Conf Ser.* 2020 Jun 1;1568(1):012019.

- [65] Green CA, Solomon JB, Ruchala KJ, Samei E. Design and implementation of a practical quality control program for dual-energy CT. *J Appl Clin Med Phys*. 2021 Oct 2;22(10):249–60.
- [66] International Commission on Radiological Protection (ICRP). Optimisation of radiological protection in digital radiology techniques for medical imaging. ICRP Publication 154. ICRP. 2023;52(3).
- [67] Vassileva J, Rehani M. Diagnostic Reference Levels. *Am J Roentgenol*. 2015 Jan;204(1):W1–3.
- [68] Seibert JA. Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatr Radiol*. 2004 Oct;34(S3):S183–95..
- [69] Trattner S, Pearson GDN, Chin C i sur. Standardization and Optimization of CT Protocols to Achieve Low Dose. *J Am Coll Radiol*. 2014 Mar;11(3):271–8.
- [70] Raman SP, Mahesh M, Blasko RV, Fishman EK. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *J Am Coll Radiol*. 2013 Nov;10(11):840–6.
- [71] Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani DV, Pavlicek W. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology*. 2014 Dec;273(3):657–72.
- [72] Geise RA. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. *Radiology*. 1995 Mar;194(3):782.
- [73] Kofler JM, Cody DD, Morin RL. CT Protocol Review and Optimization. *J Am Coll Radiol*. 2014 Mar;11(3):267–70.
- [74] DeWerd LA, Kissick M, editors. *The Phantoms of Medical and Health Physics*. New York, NY: Springer New York; 2014.
- [75] Wegner M, Gargioni E, Krause D. Classification of phantoms for medical imaging. *Procedia CIRP*. 2023;119:1140–5.
- [76] Bliznakova K, Buliev I, Bliznakov Z. *Anthropomorphic Phantoms in Image Quality and Patient Dose Optimization*. IOP Publishing; 2018.
- [77] Prabsattroo T, Wachirasirikul K, Tansangworn P, Punikhom P, Sudchai W. The Dose Optimization and Evaluation of Image Quality in the Adult Brain Protocols of Multi-Slice Computed Tomography: A Phantom Study. *J Imaging*. 2023 Nov 28;9(12):264.
- [78] Kim JH, Yoon HJ, Lee E, Kim I, Cha YK, Bak SH. Validation of Deep-Learning Image Reconstruction for Low-Dose Chest Computed Tomography Scan: Emphasis on Image Quality and Noise. *Korean J Radiol*. 2021;22(1):131.
- [79] Scholtz JE, Kaup M, Kraft J i sur. Objective and subjective image quality of primary and recurrent squamous cell carcinoma on head and neck low-tube-voltage 80-kVp computed tomography. *Neuroradiology*. 2015 Jun 26;57(6):645–51.

- [80] Anam C, Amilia R, Naufal A, Fujibuchi T, Dougherty G. A statistical-based automatic detection of a low-contrast object in the ACR CT phantom for measuring contrast-to-noise ratio of CT images. *Biomed Phys Eng Express*. 2025 Jan 31;11(1):017001.
- [81] Müller M, Yaroshenko A, Velroyen A i sur. Contrast-to-noise ratio optimization for a prototype phase-contrast computed tomography scanner. *Rev Sci Instrum*. 2015 Dec 1;86(12).
- [82] Christianson O, Chen JJS, Yang Z i sur. An improved index of image quality for task-based performance of CT iterative reconstruction across three commercial implementations. *Radiology*. 2015 Jun;275(3):725–34.
- [83] International Commission on Radiological Protection (ICRP). Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. *Ann ICRP*. 2017;46(1):1–144.
- [84] Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost. Pravilnik o uvjetima za primjenu izvora ionizirajućeg zračenja u svrhu medicinskog i nemedicinskog ozračenja. *Narodne novine*. 2018;42/18, 8/22.
- [85] European Commission. European study on clinical diagnostic reference levels for X-ray medical imaging. *Radiat Prot No 195*. Luxembourg: Publications Office of the European Union; 2014.
- [86] Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med*. 2016 Jun;15(2):155–63.
- [87] World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*. 2013 Nov 27;310(20):2191–4.
- [88] Tijssen MPM, Hofman PAM, Stadler AAR i sur. The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke. *Eur Radiol*. 2014;24(4):834–40.
- [89] Zhao X, Chao W, Shan Y i sur. Comparison of image quality and radiation dose between single-energy and dual-energy images for the brain with stereotactic frames on dual-energy cerebral CT. *Front Radiol*. 2022;2:1075862.
- [90] Šegota Ritoša D, Dodig D, Kovačić S i sur. The impact of weighting factors on dual-energy computed tomography image quality in non-contrast head examinations: Phantom and patient study. *Diagnostics*. 2025 Jan 14;15(2):180.
- [91] Gould RG, Belanger B, Goldberg HI, Moss A. Objective performance measurements versus perceived image quality in intensified fluoroscopic or photospot images. *Radiology*. 1980 Dec;137(3):783–8.

- [92] Bornet PA, Villani N, Gillet R i sur. Clinical acceptance of deep learning reconstruction for abdominal CT imaging: Objective and subjective image quality and low-contrast detectability assessment. *Eur Radiol*. 2022 May;32(5):3161–72.
- [93] Laurent G, Villani N, Hossu G i sur. Full model-based iterative reconstruction (MBIR) in abdominal CT increases objective image quality, but decreases subjective acceptance. *Eur Radiol*. 2019 Aug;29(8):4016–25.
- [94] Kaza RK, Ananthakrishnan L, Kambadakone A, Platt JF. Update of dual-energy CT applications in the genitourinary tract. *AJR Am J Roentgenol*. 2017 Jun;208(6):1185–92.
- [95] Grajo JR, Sahani DV. Dual-energy CT of the abdomen and pelvis: Radiation dose considerations. *J Am Coll Radiol*. 2018 Aug;15(8):1128–32.
- [96] Renapurkar RD, Primak A, Azok J i sur. Attenuation-based kV pair selection in dual source dual energy computed tomography angiography of the chest: Impact on radiation dose and image quality. *Eur Radiol*. 2017 Aug;27(8):3283–9.
- [97] Uhrig M, Simons D, Kachelrieß M, Pisana F, Kuchenbecker S, Schlemmer HP. Advanced abdominal imaging with dual energy CT is feasible without increasing radiation dose. *Cancer Imaging*. 2016 Dec 21;16(1):15.
- [98] Zhu X, McCullough WP, Mecca P, Servaes S, Darge K. Dual-energy compared to single-energy CT in pediatric imaging: A phantom study for DECT clinical guidance. *Pediatr Radiol*. 2016 Nov;46(12):1671–9.
- [99] Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, Schoepf UJ. Dual-energy CT: Radiation dose aspects. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Nov;199(5 Suppl):S16–25.
- [100] Tawfik AM, Kerl JM, Razek AA i sur. Image quality and radiation dose of dual-energy CT of the head and neck compared with a standard 120-kVp acquisition. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2011 Dec;32(11):1994–9
- [101] Lell M, Kachelrieß M. Computed tomography 2.0. *Invest Radiol*. 2023 Jun 28;58(12):841–9.
- [102] UK Health Security Agency. National diagnostic reference levels (NDRLs) from 20 November 2024 [Internet]. London: UKHSA; 2024 [cited 2025 May 05]. Available from: <https://www.gov.uk/government/publications/national-diagnostic-reference-levels-ndrls>

ILUSTRACIJE

Popis slika

Slika 1. Ilustracija principa rada današnjih višeslojnih uređaja za računalnu tomografiju. Preuzeto iz [2]

Slika 2. Prikaz slabljenja snopa X-zraka prolaskom kroz apsorber (lijevo) i intenzitet snopa X-zraka nakon prolaska kroz apsorber s nekoliko različitih linearnih koeficijenata slabljenja snopa. Preuzeto iz [8]

Slika 3. Svaki piksel na slikovnim podacima predstavlja voksel tkiva pacijenta. Preuzeto iz [9]

Slika 4. CT brojevi u Hounsfieldovim jedinicama za različita tkiva. Preuzeto iz [8]

Slika 5. Ilustracijski prikaz pet različitih metoda akvizicije podataka DECT-om. 1 - dva izvora X-zraka i dva niza detektora, 2 - brza izmjene karakteristika snopa X-zraka s jednim izvorom, 3 – slojeviti niz detektora s jednim izvorom X – zraka, 4 – jedan izvor X-zraka s dva filtera, 5 – jedan izvor X – zraka s uzastopnim oslikavanjem. Preuzeto iz [14].

Slika 6. Prikaz niskoenergetskog i visokoenergetskog spektra (sa Sn filterom) snopa X -zraka generiranih u DECT uređaju s dva izvora. Preuzeto iz [19].

Slika 7. Tehnička izvedba DECT uređaja s dvije rendgenske cijevi: jedan niz detektora (A) pokriva područje oslikavanja promjera 50 cm, dok drugi niz detektora (B) pokriva manje, centralno područje od 26 cm. Preuzeto s: <https://www.siemens-healthineers.com/hr/computed-tomography/news/mso-back-to-the-future.html>

Slika 8. Primjer vrijednosti CT broja za dva različita materijala na slikovnim podacima dobivenim konvencionalnim SECT i DECT oslikavanjem. Preuzeto iz [22]

Slika 9. Primjer ovisnosti atenuacijskih koeficijenata (HU) o energiji X-zraka (keV) materijala s različitim atomskim brojem (svijetlo plava krivulja predstavlja materijal s najnižim, tamnoplava krivulja materijal s najvišim atomskim brojem). Preuzeto iz [23].

Slika 10. Antropomorfni fantom True Phantom

Slika 11. Ponderirane rekonstrukcije antropomorfnog fantoma generirane s težinskim faktorima od 0 do 1, u koracima od 0,1 na razini bazalnih ganglija zajedno s topogramom.

Slika 12. Postavljanje regija od interesa (ROI) na različite presjeke slikovnih podataka fantoma: crveni ROI označava područja parova sive i bijele tvari u kojima je određivan CT broj, dok zeleni ROI označava područja uz kost neurokranija te područje stražnje lubanjske jame u kojima je određivana standardna devijacija (šum).

Slika 13. Ponderirani slikovni podaci s različitim težinskim faktorima - 0,4, 0,6, i 0,8 dobiveni u kliničkim uvjetima na presjecima na razini frontalnih i parijetalnih režnjeva, bazalnih ganglija i stražnje lubanjske jame. Rekonstrukcije su prikazane koristeći kombinaciju širine i centra sive skale na monitoru 80 HU / 35 HU.

Slika 14. Postavljanje regija od interesa (ROI) na različite presjeke slikovnih podataka dobivenih u kliničkim uvjetima u parovima sive i bijele tvari u (a) frontalnim i parijetalnim režnjevima, talamusu i stražnjem kraku capsule interne; (b) području stražnje lubanjske jame; (c) području uz rub kostiju neurokranija.

Slika 15. a) Modularni fantom ACR Gammex za određivanje tehničke kvalitete slikovnih podataka; b) modul s niskokontrastnim objektima na kojem se određuje CNR

Slika 16. Pozicioniranje regija od interesa (ROI) na niskokontrastni objekt promjera 25 mm i na pozadinu (žuta boja) u svrhu izračunavanja CNR-a te ROI-a u središte presjeka u svrhu određivanja šuma (crvena boja)

Slika 17. Fantomi korišteni za provedbu procedura kontrole kvalitete: a) Multi-Energy CT fantom; b) ACR+Multienergy dio fantoma koji su korišteni pri oslikavanju u proširenom FOV; Izvor: vlastita arhiva

Slika 18. Moduli ACR fantoma za određivanje točnosti debljine rekonstruiranog sloja (a), rezolucije niskog kontrasta (b), šuma, artefakata i uniformnosti CT broja (c) te rezolucije visokog kontrasta (d).

Slika 19. Presjek ACR fantoma u kombinaciji s Multienergy fantomom za određivanje šuma, artefakata i uniformnosti CT broja za prošireno područje prikaza.

Slika 20. PRO-DOSE fantom za mjerenje volumnog CT doznog indeksa s ionizacijskom CTDI komorom u središtu

Slika 21. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma (CNR) između sive i bijele tvari na slikovnim podacima u simuliranim kliničkim uvjetima u ovisnosti o težinskom faktoru (TF).

Slika 22. Indikacije za CT pregled pacijenata uključenih u istraživanje

Slika 23. Grafički prikaz razlike u atenuaciji između sive i bijele tvari za ponderirane rekonstrukcije s težinskim faktorim (TF) 0,4, 0,6 i 0,8 u kliničkim uvjetima

Slika 24. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma između sive i bijele tvari za ponderirane rekonstrukcije s težinskim faktorim (TF) 0,4, 0,6 i 0,8 u kliničkim uvjetima

Slika 25. Grafički prikaz šuma u području stražnje lubanjske jame i uz rub kosti neurokranija izraženog kao standardna devijacija za ponderirane rekonstrukcije s težinskim faktorima (TF) 0,4, 0,6 i 0,8 u kliničkim uvjetima.

Slika 26. Grafički prikaz ocjena sveukupne kvalitete slikovnih podataka za ponderirane rekonstrukcije s različitim težinskim faktorima (TF) u kliničkim uvjetima od tri vrednovatelja.

Slika 27. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma između sive i bijele tvari u simuliranim kliničkim uvjetima za različite procedure oslikavanja

Slika 28. Grafički prikaz omjera kontrasta i šuma izračunatog na niskokontrastnom modulu ACR fantoma za različite procedure oslikavanja

Slika 29. Presjeci antropomorfno fantoma na razini frontalnih i parijetalnih režnjeva, bazalnih ganglija i stražnje lubanjske jame oslikani sa standardnom SECT procedurom sa $CTDI_{vol}=35,9$ mGy (a) i DECT procedurom sa $CTDI_{vol}=32$ mGy (b). Rekonstrukcije su prikazane koristeći kombinaciju širine i centra sive skale na monitoru 80 HU / 35 HU.

Slika 30. Presjeci modula s niskokontrastnim objektima ACR fantoma oslikani sa standardnom SECT procedurom sa $CTDI_{vol}=35,9$ mGy (a) i DECT procedurom sa $CTDI_{vol}=32$ mGy (b). Rekonstrukcije su prikazane koristeći kombinaciju širine i centra sive skale na monitoru 100 HU / 100 HU

Slika 31. Grafički prikaz ovisnosti CT brojeva za umetke različitih gustoća u ovisnosti o težinskom faktoru kod ponderiranih DECT rekonstrukcija

Slika 32. Tipične vrijednosti indikatora apsorbirane doze za CT oslikavanje mozga u KBC Rijeka u usporedbi s nacionalnim dijagnostičkim referentnim razinama u Republici Hrvatskoj te predloženim europskim vrijednostima.

Popis tablica

Tablica 1. Parametri oslikavanja za standardnu SECT i DECT proceduru

Tablica 2. Parametri oslikavanja za standardnu DECT proceduru i procedure s 10%, 20%, 30% i 40% većim parametrima koji utječu na apsorbiranu dozu u odnosu na standardni DECT.

Tablica 3. Popis procedura kontrole kvalitete i korištene procedure oslikavanja.

Tablica 4. Kvantitativni indikatori kvalitete slikovnih podataka dobivenih u simuliranim kliničkim uvjetima za ponderirane rekonstrukcije s različitim težinskim faktorima izraženi kao srednja vrijednost $\pm$ standardna devijacija.

Tablica 5. Rezultati stupnja slaganja među vrednovateljima za različite indikatore kvalitete na svih jedanaest rekonstrukcija skupova slikovnih podataka u simuliranim kliničkim uvjetima prikazani s intraklasnim korelacijskom koeficijentom (ICC) i intervalom pouzdanosti (CI).

Tablica 6. Rezultati kvantitativnih indikatora kvalitete slikovnih podataka za ponderirane rekonstrukcije s različitim težinskim faktorima slikovnih podataka u kliničkim uvjetima. Razlika u atenuaciji sive i bijele tvari te omjer kontrasta i šuma (CNR) između sive i bijele tvari izraženi su kao srednja vrijednost $\pm$ standardna devijacija dok je šum u području uz rub kostiju neurokranija i stražnje lubanjske jame prikazan kao medijan (interkvartilni raspon).

Tablica 7. Rezultati kvalitativne analize tri vrednovatelja na ponderiranim rekonstrukcijama s tri različita težinska faktora (TF) izraženi kao medijan (interkvartilni raspon).

Tablica 8. Rezultati stupnja slaganja među vrednovateljima za različite indikatore kvalitete slikovnih podataka u kliničkim uvjetima generiranih s različitim težinskim faktorima (TF) prikazani s intraklasnim korelacijskom koeficijentom (ICC) i intervalom pouzdanosti (CI).

Tablica 9. Omjer kontrasta i šuma između sive i bijele tvari mozga (CNR), šum uz rub neurokranije te šum u području stražnje lubanjske jame za različite procedure oslikavanja u simuliranim kliničkim uvjetima. Sve vrijednosti prikazane su kao medijan s interkvartilnim rasponom

Tablica 10. Omjer kontrasta i šuma te vrijednost šuma u središtu niskokontrastnog modula ACR fantoma. Vrijednosti su prikazane kao medijan s interkvartilnim rasponom.

Tablica 11. Popis provedenih procedura kontrole kvalitete, dobivenih rezultata i kriterija prihvatljivosti

Tablica 12. Vrijednosti CT brojeva u Hounsfieldovim jedinicama za različite umetke u ovisnosti o težinskom faktoru kod ponderiranih DECT rekonstrukcija

POPIS POKRATA

AAPM – Američko udruženje medicinskih fizičara (engl. American Association of Physicists in Medicine)

ANOVA – analiza varijance (engl. repeated measures Analysis of Variance)

CI – interval pouzdanosti (eng. Confidence interval)

CNR – omjer kontrasta i šuma (engl. Contrast to Noise Ratio)

CT – računalna tomografija (engl. Computed Tomography)

CTDI – CT dozni indeks (engl. Computed Tomography Dose Index)

CTDI_{air} – CT dozni indeks u zraku (engl. Computed Tomography Dose Index in air)

CTDI_{vol} – volumni CT dozni indeks (engl. Volume Computed Tomography Dose Index)

DECT – dvoenergijska računalna tomografija (engl. Dual Energy Computed Tomography)

DEI – dvoenergetski indeks

DLP – umnožak doze i duljine skeniranja (engl. Dose Length Product)

DSCT – računalna tomografija s dva izvora X-zraka (engl. Dual Source Computed Tomography)

FOV – područje prikaza (engl. Field of view)

HU – Hounsfieldove jedinice (engl. Hounsfield units)

IAEA – Međunarodna agencija za atomsku energiju (engl. International Atomic Energy Agency)

ICC - koeficijent interklasne korelacije (engl. Interclass correlation coefficient)

IKR – interkvartilni raspon

KBC – Klinički bolnički centar

kV – kilovolt

keV – kiloelektronvolt

mAs – miliampersekunda

mg/ml – miligram po mililitru

mGy – miligrej

mm - milimetar

MSCT – višeslojna računalna tomografija (engl. Multi-Slice Computed Tomography)

NDRL – nacionalni dijagnostički referentni nivo (engl. National Diagnostic Reference Level)

PACS - sustav za arhiviranje i komunikaciju slika (engl. Picture Archiving and Communication System)

p - vjerojatnost (engl. Probability)

ROI – regija od interesa

SD – standardna devijacija

SECT – jednoenergijska računalna tomografija (engl. Single Energy Computed Tomography)

Sn - kositar

TF – težinski faktor

WHO – Svjetska zdravstvena organizacija (engl. World Health Organization)

WL - centar prozora sive skale (engl. Window Level).

WW – širina prozora sive skale (engl. Window Width)

ŽIVOTOPIS

Doris Šegota Ritoša rođena je 8. ožujka 1986. godine u Rijeci. Po završetku gimnazije Andrije Mohorovičića u Rijeci, prirodoslovno-matematički smjer, 2004. godine upisuje studij fizike i informatike na Filozofskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci, gdje je diplomirala 2011. godine. Doktorsku školu iz znanstvenog područja biomedicine i zdravstva na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci upisala je 2020. godine, a 2021. godine obranila temu doktorskog rada “Povezanost težinskih faktora snopova X-zraka s dijagnostičkom vrijednosti kombiniranih polikromatskih rekonstrukcija pri oslikavanju mozga dvoenergijskom računalnom tomografijom” pod vodstvom mentora prof. dr. sc. Damira Miletića i komentora izv. prof. dr. sc. Slavena Jurkovića.

Od 2011. zaposlena je u Kliničkom bolničkom centru Rijeka kao medicinski fizičar, najprije na Kliničkom zavodu za radiologiju, a od 2012. godine u Centru za medicinsku fiziku i zaštitu od zračenja. Trenutno je zaposlenica Zavoda za medicinsku fiziku i zaštitu od zračenja KBC-a Rijeka, gdje je odgovorna za područje primjene fizike u dijagnostičkoj i intervencijskoj radiologiji. Također, kao naslovna asistentica, sudjeluje u radu i izvođenju nastave na Katedri za medicinsku fiziku i biofiziku na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Rijeci, a kao vanjska suradnica, i na Fakultetu zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci.

Kao dio grupe sa Zavoda za medicinsku fiziku i zaštitu od zračenja KBC-a Rijeka, koja se bavi istraživanjima vezanima uz primjenu fizike u dijagnostičkoj i intervencijskoj radiologiji, te u suradnji s međunarodnim istraživačkim grupama objavila je dvadeset i jedan znanstveni rad u domaćim i međunarodnim stručnim i znanstvenim časopisima. Aktivno je sudjelovala na sedamnaest nacionalnih i međunarodnih kongresa. Redovito sudjeluje kao predavačica na Školi mamografskog pozicioniranja („Pravila mamografskog pozicioniranja i interpretacije mamografskog nalaza”) od 2021. godine, Školi intervencijske radiologije od 2016. godine te na međunarodnom tečaju „Regional Course on Body CT/MRI “ od 2022. godine do danas.

Od 2016. godine, kao dio tima medicinskih fizičara Zavoda, sudjelovala je u izvođenju dvaju međunarodnih projekata u suradnji s Međunarodnom agencijom za atomsku energiju (IAEA), vezanih uz primjenu fizike u dijagnostičkoj i intervencijskoj radiologiji, dvaju projekata Sveučilišta u Rijeci (UniRi), surađivala je na projektu s europskom grupom za dozimetriju zračenja (EURADOS) te na dvama projektima istraživačke grupe iz Massachusetts General Hospitala (Boston, SAD).

Autorica je i koautorica sljedećih znanstvenih i stručnih publikacija:

1. **Šegota Ritoša D**, Zahtila M, Valković Zujić P, Karić M, Bartolović N, Božanić A, Jurković S. Dose indicators for full-field mammography and digital breast tomosynthesis at CHC Rijeka. *Medicina Fluminensis* 61 (2), 181-187,2025
2. Kovačević L., Karić, M., **Šegota Ritoša, D.**, Božanić, A., Valković Zujić, P. Utjecaj gustoće dojke i sile kompresije na percepciju boli kod žena prilikom mamografije. *Medicina Fluminensis* 61 (2), 171-180,2025
3. **Ritoša, Doris Šegota**; Dodig, Doris; Kovačić, Slavica; Bartolović, Nina; Brumini, Ivan; Zujić, Petra Valković; Jurković, Slaven; Miletić, Damir; ,The Impact of Weighting Factors on Dual-Energy Computed Tomography Image Quality in Non-Contrast Head Examinations: Phantom and Patient Study, *Diagnostics*,15,2,180,2025.,
4. Karout, Lina; Kalra, Mannudeep K, **ConRad working group**; ,Survey of CT radiation doses and iodinated contrast medium administration: an international multicentric study, *European Radiology*,35,4,1915-1932,2025
5. Barišić, Roko; Barac, Boris; **Šegota Ritoša, Doris**; Katić, Zvonimir; Karić, Maja; ,Pulmonary vein isolation by cryoablation on patients with paroxysmal atrial fibrillation,"*Radiološki vjesnik: radiologija, radioterapija, nuklearna medicina*",48,1,2-5,2024, Hrvatsko društvo radiološke tehnologije
6. Bartolović, Nina; Car Peterko, Ana; Avirović, Manuela; **Šegota Ritoša, Doris**; Grgurević Dujmić, Emina; Valković Zujić, Petra; ,Validation of Contrast-Enhanced Mammography as Breast Imaging Modality Compared to Standard Mammography and Digital Breast Tomosynthesis, *Diagnostics*,14,14,1575,2024
7. Dasegowda, Giridhar; Kalra, Mannudeep K; Abi-Ghanem, Alain S; Arru, Chiara D; Bernardo, Monica; Saba, Luca; **Segota, Doris**; Tabrizi, Zhale; Viswamitra, Sanjaya; Kaviani, Parisa; ,Suboptimal chest radiography and artificial intelligence: the problem and the solution, *Diagnostics*,13,3,412,2023
8. Božanić, Ana; **Šegota, Doris**; Debeljuh, Dea Dundara; Kolacio, Manda Švabić; Radojčić, Đeni Smilović; Ružić, Katarina; Budanec, Mirjana; Kasabašić, Mladen; Hrepić, Darijo; Zujić, Petra Valković; ,National reference levels of CT procedures dedicated for treatment planning in radiation oncology, *Physica medica*,96,,123-129,2022, Elsevier
9. Brambilla, Marco; D'Alessio, Andrea; Kuchcinska, Agnieszka; **Segota, Doris**; Sukupova, Lucie; ,A systematic review of conversion factors between kerma-area

product and effective/organ dose for cardiac interventional fluoroscopy procedures performed in adult and paediatric patients, *Physics in Medicine & Biology*,67,6,06TR02,2022

10. Zujić, P Valković; Božanić, Ana; Jurković, Slaven; **Šegota, Doris**; Dujmić, E Grgurević; Čandrlić, Barbara; Karić, Maja; ,The role of self-evaluation and education of radiographers involved in a breast cancer screening program at Clinical Hospital Center Rijeka, *Radiography*,27,4,1162-1165,2021
11. Debeljuh, Dea Dundara; Jurković, Slaven; Pribanić, Ivan; Poljak, Frano; Kralik, Ivana; Krstonošić, Branislav; Bralić, Ante; Bajan, Tamara; Jokić, Ondina Božac; Vidošević, Ljiljana; Kumrić, Danijela; Zrilić, Ivana; **Šegota, Doris**; Diklić, Ana; Smilović Radojčić, Đeni; Vasilleva, Jenia: ,National survey to set diagnostic reference levels in nuclear medicine single photon emission imaging in Croatia, *Physica medica*,78,109-116,2020
12. Dundara Debeljuh, Dea; Jurković, Slaven; Pribanić, Ivan; Giroto, Neva; Grbac-Ivanković, Svjetlana; Božanić, Ana; **Šegota, Doris**; ,Patient radiation dose assessment system for diagnostic nuclear medicine procedures: implementation and first results, *Nuclear technology & radiation protection*,35,4,380-385,2020
13. Kralik, Ivana; **Šegota, Doris**; Boban, Domagoj; Borovina, Ante; Čavka, Mislav; Klarić, Kristina; Marinčević, Krunoslav; Pavić, Jakov; Petrović, Josipa; Pirović, Julio; ,Procjena doze pacijenta u dijagnostičkim pregledima i intervencijskim postupcima-EU projekt IPA 2008 Zaštita od zračenja prilikom medicinskog ozračivanja, *Radiološki vjesnik*,2015,1,34-44,2015,
14. Žužić, Sabina; Valković Zujić, Petra; Miletić, Damir; Tkalčić, Lovro; Diklić, Ana; **Šegota, Doris**; ,Usporedba doznih parametara digitalne sintetske mamografije s tomosintezom i standardne mamografije, *Medicina fluminensis*,55,4,361-369,2019,Hrvatski liječnički zbor-Podružnica Rijeka
15. Nedeljko, Katrin; Paragi, Martina; Jahaj, Ardita; Jurković, Slaven; Diklić, Ana; **Šegota, Doris**; Višković, Klaudija; ,Naša iskustva u provođenju programa kontrole kvalitete uređaja za kompjutoriziranu tomografiju–multidisciplinarni pristup,*Journal of Applied Health Sciences = Časopis za primijenjene zdravstvene znanosti*,5,2,277-286,2019, Zdravstveno veleučilište u Zagrebu
16. Rastogi, Shivam; Singh, Ramandeep; Borse, Riddhi; Valkovic Zujic, Petra; **Segota, Doris**; Diklic, Ana; Jurkovic, Slaven; Ali, Antar; Mohammed Kharita, Hassan; Al-

- Naemi, Huda M; ,Use of multiphase CT protocols in 18 countries: appropriateness and radiation doses, Canadian Association of Radiologists Journal,72,3,381-387,2021
17. Siiskonen T, Ciraj-Bjelac O, Dabin J, Diklic A, Domienik-Andrzejewska J, Farah J, Fernandez JM, Gallagher A, Hourdakis CJ, Jurkovic S, Järvinen H, Järvinen J, Knežević Ž, Koukorava C, Maccia C, Majer M, Malchair F, Riccardi L, Rizk C, Sanchez R, Sandborg M, Merce MS, **Segota D**, Sierpowska J, Simantirakis G, Sukupova L, Thrapsanioti Z, Vano E. Establishing the European diagnostic reference levels for interventional cardiology. Physica medica. 2018 Oct;54:42-48
 18. **Šegota, Doris**; Diklić, Ana; Jurković, Slaven; ,Establishment of local diagnostic reference levels for typical radiography examinations in the west region of Croatia, Nuclear Technology and Radiation Protection,34,1,102-106,2019,
 19. Diklić, Ana; **Šegota, Doris**; Belac-Lovasić, Ingrid; Jurković, Slaven; ,ASSESSMENT OF DOSE INDICATORS FOR CT LOCALIZATION PROCEDURES IN RADIATION THERAPY AT UNIVERSITY HOSPITAL RIJEKA, Nuclear technology & radiation protection,33,3,301-306,2018
 20. **Šegota, Doris**; Diklić, Ana; Jurković, Slaven; ,Implementation of quality assurance program in radiography—2-year experience of collaboration with public health institutions in west region of Croatia, Radiation protection dosimetry,182,3,329-334,2018
 21. Peter, Robert; **Segota, Doris**; Petravic, Mladen; ,Point defects in gallium nitride: X-ray absorption measurements and multiple scattering simulations, Applied physics letters,99,17,2011