

# Kontrola kvalitete kompjutorizirane tomografije

---

**Grubić, Ema Jelena**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2019**

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

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:118930>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-02-22**



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

*Repository / Repozitorij:*

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



UNIVERSITY OF SPLIT



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

PREDDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Ema Jelena Grubić**

**Kontrola kvalitete kompjutorizirane tomografije**

**Završni rad**

Split, 2019.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

PREDDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Ema Jelena Grubić**

**Kontrola kvalitete kompjutorizirane tomografije**

**Quality control in computed tomography**

**Završni rad/ Bachelor's Thesis**

Mentor:

**Doc. dr. sc. Ivana Štula**

Split, 2019.

# Sadržaj

1. Uvod.....	1
2. Nastanak slike.....	3
3. Definicije doza.....	4
4. Zračenje u kompjutoriziranoj tomografiji.....	5
5. Pravna regulativa .....	6
6. Kontrola kvalitete .....	8
7. Fantomi .....	9
8. Točnost CT broja .....	12
8.1. Provjera točnosti CT broja .....	12
9. Uniformnost (Homogenost CT broja).....	13
9.1. Artefakti .....	13
9.2. Provjera uniformnosti .....	15
9.3. Linearnost.....	17
10. Buka, šum ( <i>image noise</i> ) .....	17
10.1. Provjera šuma.....	18
11. Prostorna rezolucija.....	18
11.1. Provjera prostorne rezolucije .....	18
12. Kontrastna rezolucija.....	20
12.1. Provjera kontrastne rezolucije.....	20
13. Debljina sloja .....	22
13.1. Provjera debljine sloja .....	22
14. Lasersko svjetlo.....	23
14.1. Provjera laserskog svjetla .....	23
15. Doza pacijenta.....	24

15.1. Provjera CT doznog indeksa.....	25
Zaključak.....	29
Sažetak.....	30
Abstract.....	30
Ključne riječi.....	30
Literatura.....	31
Životopis.....	33

# 1. Uvod

Kompjutorizirana tomografija (CT) je složena dijagnostička metoda koja daje slojevni prikaz tijela koristeći ionizirajuće zračenje za nastanak slike. Počela se koristiti 70ih godina 20. stoljeća i danas je jedna od najkorištenijih metoda u radiologiji.

Otkriće kompjutorizirane tomografije predstavlja najveći napredak u radiologiji nakon otkrića rendgenskih zraka. Za to su zaslužni inženjer Godfrey Hounsfield i matematičar Allen Cormack, koji su zajedno dobili Nobelovu nagradu za ovo otkriće u medicini 1979. godine. [1] Kompjutorizirana tomografija do danas broji nekoliko generacija koje se razlikuju po načinu gibanja rendgenske cijevi te po broju detektora što uvelike utječe na duljinu snimanja i količinu zračenja koju pacijent primi. Danas se kompjutorizirana tomografija može kombinirati s drugim modalitetima, kao što je PET (pozitronska emisijska tomografija), u takozvane hibridne pretrage, čime se dobiva pregled na anatomiju (CT) i funkciju sustava ili organa (PET) zadane pretrage, s tim i točnije dijagnosticiranje.

Kompjutorizirana tomografija se temelji na rendgenskoj zruci kolimiranoj tako da tvori debljinu jednog sloja koja prolazi kroz tijelo u poprečnom presjeku uz rotaciju rendgenske cijevi oko pacijenta. „Elektronički detektori koji su smješteni nasuprot rendgenskoj cijevi s druge strane pacijentova tijela konvertiraju rendgenske zrake u električne impulse. Jakost impulsa ovisi o količini neapsorbiranih rendgenskih zraka koje su prošle kroz pacijenta. Ova elektronička informacija prenosi se u kompjutor koji izračunava apsorpciju rendgenskih zraka za svaki volumni element i prikazuje ga kao poprečni (aksijalni) presjek na ekranu.“ [2] Apsorpcijske vrijednosti relativne gustoće struktura se nazivaju Hounsfieldove jedinice (HU), a izražavaju se u rasponu od – 10 000 do 30 000 HU, u odnosu na vodu koja ima vrijednost 0 HU. [3.]

Osnovne komponente uređaja za kompjutoriziranu tomografiju su: kućište (gantry) u kojem se nalazi rendgenska cijev, detektori i sustav za njihovo hlađenje, generator, pokretni stol za pacijenta, visokofrekventni generator, upravljački stol s računalom

(operatorsko mjesto) i radna stanica s računalom (evaluacijska konzola) za obradu podataka te uređaji za pohranjivanje slika (CDR, PACS). [3.]

Uvođenjem multi-detektorske kompjutorizirane tomografije (MDCT) s akvizicijama manjim od sekunde i CT fluoroskopijom dodatno je unaprijedilo CT aplikacije omogućujući intervencijske radiološke (IR) postupke koji su se tradicionalno izvodili pomoću C luka. Korištenje CT-a se proširuje na razne aspekte kao što su CT fluoroskopija, angiografija, CT srca, probir (*screening*), multifazni dinamički CT, urografija i druge primjene. [4.] Zbog brzine snimanja, sve veći broj pacijenata ponavlja CT preglede, posebno u onkološkim i hitnim odjelima bolnica. Iako su prodavači uložili vrijeme i trud za razvoj tehnika optimizacije doze zračenja i kvalitete slike, potražnja za CT pretragama i njihov doprinos dozi zračenja pacijenta i dalje raste. U istraživanjima je zabilježen sve veći broj štetnih događaja povezanih s prekomjernom izloženošću ionizirajućem zračenju, kao i njegova povezanost s povećanim rizikom od raka izazvanog zračenjem. Sve to jasno ukazuje na potrebu za stalnom kontrolom kvalitete (*quality control*, QC) i opreznim odnosom doze zračenja i kvalitete slike.

## 2. Nastanak slike

CT slika nastaje složenim procesom pretvorbe rendgenskih zraka, prvo u električne impulse, a zatim u digitalnu sliku. Rendgenske zrake nastaju u staklenoj vakuumskoj cijevi (rendgenskoj cijevi). Zagrijavanjem katode električnom energijom visokog napona dolazi do izbacivanja elektrona koji se, zbog velike razlike potencijala između katode i anode, ubrzavaju prema anodi. U trenutku interakcije elektrona s anodom, dolazi do naglog usporavanja elektrona gdje se ta kinetička energija pretvara većim dijelom u toplinsku, a vrlo mali dio rezultira tzv. zakočnim (rendgenskim) zračenjem. [5.]

Rendgensko zračenje prolazi kroz snimani dio tijela pacijenta gdje se atenuira, zbog čega dolazi do apsorpcije i rasapa rendgenskih zraka. Taj proces se izražava tzv. koeficijentom apsorpcije koji ovisi o gustoći i atomskom broju tkiva i jakosti rendgenskih zraka. Što je veća gustoća tkiva, to je veći koeficijent apsorpcije. Rendgensko zračenje prolaskom kroz tkiva pada na detektore koji ga pretvaraju u električni impuls. Električni se impulsi na izlazu iz detektora obrađuju u sistemu prikupljanja podataka (*data acquisition system*) pomoću analogno-digitalnog pretvarača (ADC). Analogno-digitalni pretvarač vrši pretvorbu kontinuiranog analognog signala u diskontinuirani digitalni signal. Broj razlika koje ADC može registrirati se izražava u bitovima. Što je veći broj bitova, veće je razlikovanje razina analognog ulaznog signala (razina napona struje).

Sloj tijela koji se snima (polje snimanja) podijeljeno je u određeni dvodimenzionalni niz brojeva koji su poslagani u vid redova i stupaca te čine matricu (*matrix*). Svaki broj predstavlja vrijednost atenuiranog zračenja na tom mjestu. Svaki pojedinačni element matrice predstavlja vrijednost jednog trodimenzionalnog elementa pod nazivom voksel (*volumni element*). Piksel (*picture element*, element slike) je dvodimenzionalni element vokselu odnosno njegova površina i predstavlja jedan kvadrat u mreži matrice. Voksel predstavlja volumnu jedinicu skeniranog dijela tijela pacijenta dok piksel predstavlja istu jedinicu na dvodimenzionalnoj slici. Vrijednosti atenuacije svakog piksela su u rasponu sjena sive skale koje odgovaraju CT broju na slici (Hounsfieldove jedinice, HU). Svaki piksel na CT slici predstavlja prosječnu vrijednost atenuacije tkiva u pripadajućem vokselu, što ovisi o gustoći i atomskom broju. Referentna vrijednost za Hounsfieldove jedinice je gustoća vode koja iznosi 0 HU.



Daljnjom obradom digitalnih signala pomoću matematičkih rekonstrukcija u računalu se stvara slika. Nakon što se u kompjuterima CT uređaja dobiju rezultati rekonstrukcije u digitalnom obliku, oni se u digitalno-analognom pretvaraču pretvaraju u analognu veličinu. Svaka kompjuterski izračunata vrijednost koeficijenta apsorpcije koji je razmjeran gustoći tkiva pretvara se u digitalno-analognom pretvaraču u analognu veličinu, tj. napon koji dolazi do tekućih kristala na monitoru. Naponi na tekućim kristalima monitora na ekranu se, posredstvom rastera, prikazuju kao različite svjetline i pridružuju se točno određenim i odgovarajućim elementima slike. Volumni element, voksel, na TV ekranu se, nakon rekonstrukcije, prikazuje dvodimenzionalno kao element slike, piksel.

### **3. Definicije doza**

Kompjutorizirana tomografija je vrlo raširena i često primjenjivana radiološka metoda zbog brzine snimanja i detaljnog prikaza anatomije te raznolike rekonstrukcije slike. Stoga je značajan broj bolesnika izložen ionizirajućem zračenju.

Doza zračenja koju primi bolesnik ovisi o: volumenu i gustoći snimanog dijela tijela, broju slojeva koji će se skenirati, vrsti i kvaliteti uređaja i mjerama zaštite. Izloženost tijela po svakom sloju u principu je veća nego kod jedne prosječne standardne rendgenske snimke bilo kojeg dijela tijela, ali je manja nego kod prosvijetljavanja (dijaskopije) u trajanju od 1 min. Najveća doza zračenja je u koži i neposredno ispod kože, a doze u dubljim organima su otprilike 0,005 Gy po sloju. [1.]

Mjerenje količine zračenja te njegov biološki utjecaj na tkivo je osnova u prevenciji i zaštiti od zračenja. U dozimetriji koristimo apsorbiranu dozu, ekvivalentnu dozu te efektivnu dozu.

Apsorbirana doza prikazuje količinu zračenja koju je tvar primila odnosno apsorbirala tvar na koju je to zračenje djelovalo. Mjerna jedinica apsorbirane doze je Gray. Jedan Gray je definiran kao jedan apsorbirani Joul po kilogramu tvari. Mana računanja apsorbirane doze je ta što apsorbirana doza ne uzima u obzir kakav utjecaj ima zračenje na pojedini dio tijela.

Ekvivalentna doza bolje prikazuje štetni učinak zračenja na neki organizam od apsorbirane doze. Ekvivalentna doza prikazuje biološki učinak određenog ionizirajućeg zračenja u određenom tkivu, s obzirom da se svako zračenje razlikuje po energiji, a s tim i po prodornosti i djelovanju. Ekvivalentna doza se opisuje kao umnožak težinskog faktora zračenja i apsorbirane doze. Težinski faktor zračenja (RBE – *radiobiologic effectiveness*) prikazuje biološki učinak zračenja na tijelo. Težinski faktor za rendgensko zračenje iznosi 1. Mjerna jedinica za ekvivalentnu dozu je 1 Sievert (Sv).

Efektivna doza prikazuje količinu zračenja za određeni dio tijela. Ona je zbroj ekvivalentnih doza u pojedinim dijelovima tijela pomnoženih s težinskim faktorom pojedinog organa ili tkiva. Predstavlja stohastički zdravstveni rizik. Efektivna doza se, kao i ekvivalentna, mjeri u Sievertima.

## **4. Zračenje u kompjutoriziranoj tomografiji**

Unatoč svojoj brzini i kvaliteti, kompjutorizirana tomografija za stvaranje slike koristi ionizirajuće zračenje koje nepovoljno djeluje na tkiva. Stoga je potrebno da korist dijagnoze bude veća od zračenja koju pacijent prima ili je potrebno koristiti drugi način slikovne dijagnostike.

400 radioloških snimki pluća je ekvivalent jednoj CT snimci torakalnih organa. Efektivna doza snimke pluća 0,02 mSv dok je CT prsa otprilike 8 mSv što je otprilike 2 godine kozmičkog zračenja. [6.] Kompjutorizirana tomografija torakalne kralježnice, medijastinuma, abdomena, jetre, gušterače, bubrega, lumbalne kralježnice i zdjelice imaju efektivne doze veće od 5 mSv koje ovisno o situaciji i snimci s kontrastom ponekad sežu do 30 mSv (ekvivalentno 1500 snimaka pluća ili 10 godina kozmičkog zračenja). [7.] Nadalje doza koju prime dojke pri mnogo torakalnih pregleda seže od 18 do 33 mSv, dok doza na leću oka pri snimanju glave bude oko 30 mSv, pri snimanju sinusa oko 70 mSv te od 10 do 130 mSv pri snimanju orbitalne traume. [7.]

## 5. Pravna regulativa

S obzirom da se u kompjuatoriziranoj tomografiji koristi ionizirajuće zračenje koje šteti zdravlju, mora postojati pravilnik koji regulira rad djelatnika na tom uređaju, rad samog uređaja te zaštitu od zračenja. U Republici Hrvatskoj donesen je „Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja“ (NN 53/18) koji je zadnji put mijenjan 2018. godine, a donio ga je Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost, danas pod imenom Služba za radiološku sigurnost u sklopu Ravnateljstva civilne zaštite pri Ministarstvu unutarnjih poslova.

U pravilniku (odjeljak III. Provjera i osiguranje kontrole kvalitete, čl. 16.) stoji da se svi radiološki uređaji moraju ispitivati:

- „1. jednom godišnje (redovito godišnje ispitivanje),
2. prije njihovog stavljanja u uporabu (prihvatno ispitivanje),
3. u skladu s rokovima ispitivanja određenih parametara koji su pobrojani u Prilozima 3. do 12. ovoga Pravilnika (redovito ispitivanje),
4. nakon obavljenih značajnijih popravaka, preinake ili zamjena dijelova izvora kojima se može bitno utjecati na promjenu uvjeta proizvodnje ionizirajućeg zračenja i/ili kvalitetu dijagnostičke informacije ili terapijskog ishoda, a prije ponovnog početka uporabe (prihvatno ispitivanje)
5. prije početka uporabe na novom mjestu uporabe, ako su izvori ionizirajućeg zračenja premješteni s jednog mjesta na drugo (izvanredno ispitivanje)
6. poslije svakog graditeljskog zahvata ili prenamjene prostorije u kojoj je izvor ionizirajućeg zračenja smješten, a kojima se mogu promijeniti uvjeti zaštite od ionizirajućeg zračenja unutar i izvan te prostorije (izvanredno ispitivanje)
7. prigodom pripreme za kliničku uporabu (izvanredno ispitivanje).“ [8.]

Za samu kompjuatoriziranu tomografiju u IX. odjeljku „Specifični uvjeti uporabe i tehničke značajke rendgenskih uređaja koji se koriste za dijagnostiku u medicini“ pod člankom 59., Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost navodi da uz rendgenski uređaj za kompjuatoriziranu tomografiju mora na raspolaganju biti odgovarajući fantom za provjeru parametara pobrojanih u Tablici 1. [8.]

Tablica 1. Tablica Državnog zavoda za radiološku i nuklearnu sigurnost s parametrima za kontrolu kvalitete [8.]

PARAMETAR	GRANICE DOPUŠTENIH ODSUPANJA	Učestalost ispitivanja			Napomene
		Godišnj e	Mjesečn o	Dnevn o	
<b>Dozimetrijske karakteristike</b>					
CTDI <sub>HEAD</sub>	±20 % od proizvođačke specifikacije	X			Kod prihvatnog ispitivanja, najmanje za dvije različite kombinacije kV, debljine sloja i broja slojeva
CTDI <sub>BODY</sub>	± 0 % od proizvođačke specifikacije	X			
CTDI <sub>AIR</sub>	±20 % ispitivanja prihvaćanja	X			
Verifikacija DLP, CTDI <sub>VOL</sub>	±20 % od indicirane vrijednosti	X			
CTDI <sub>vol</sub> za odabrane kliničke protokole*	Standardna glava, odrasli < 80 mGy Abdomen, odrasli < 30 mGy Abdomen, djeca starosti do 5 g < 25 mGy	X			
<b>Debljina sloja (klinički korištene vrijednosti)</b>					
Debljina sloja	Odstupanje: <0,5 mm za debljinu sloja < 1 mm; < 1 mm za debljinu sloja > 2 mm	X			
<b>Kvaliteta slike</b>					
Šum	± 15 % od referetne vrijednosti	X	X	X	
Homogenost CT brojeva	Odstupanje od centralne vrijednosti	X	X	X	Druge vrijednosti za druge materijale
Točnost CT brojeva	Voda: ±10 HU za vodu do promjera 30cm	X			Druge vrijednosti za druge materijale
Točnost lasera	Odstupanje manje od 5 mm	X	X		

Točnost topograma	Odstupanje manje od 2 mm	X	X		
Prostorna rezolucija	Odstupanje od proizvođačke specifikacije <10% ili 0.5 lp/mm, ovisno što je veće	X			Mora se koristiti metodologija mjerenja koju je specificirao proizvođač

## 6. Kontrola kvalitete

Kontrola kvalitete u širem smislu obuhvaća indikacije, provjeru stručnosti i zdravlja osoblja, postojanje određenih protokola s obzirom na vrstu pretrage kompjutorizirane tomografije te upute o pripremi pacijenata za pregled. U užem smislu kontrola kvalitete (*quality control*, QC) uključuje redovita tehnička ispitivanja doza zračenja, medicinske opreme i procjenu kvalitete slike kako bi se osigurala sukladnost s propisima kako bi dobili što kvalitetniju sliku, a osigurali što manje zračenje na pacijenta.

Kontrola kvalitete utvrđuje raspone prihvatljivosti za vrlo specifična mjerenja ili točke podataka, a tek kada mjerenje padne izvan utvrđene granice odstupanja kontrole kvalitete, poduzima se određena radnja ovisno o kojem se mjerenju radi. Smatra se da je bilo koja točka podataka unutar utvrđene granice odstupanja prihvatljiva. Kontrola kvalitete obično se bavi pitanjima ispitivanjima prihvatljivosti i preventivnom održavanju opreme za snimanje, procjeni zaštite oko rendgenskih uređaja i o dozama zračenja, te u prošlosti i mjerenjem parametara obrade kao što je temperatura i pH razvijača, baze i magle, brzine i kontrasta.

Kontrola kvalitete se obavlja na dnevnoj, tjednoj, tromjesečnoj i godišnjoj fazi. Obavljaju je medicinski fizičar i radiološki tehnolog. Pri kontroli kvalitete osnovni parametri provjere su:

- Točnost CT broja
- Uniformnost,
- Šum,
- Debljina sloja,
- Prostorna i kontrastna rezolucija,
- Položaj laserskog svjetla,

- Doza pacijenta.

## 7. Fantomi

CT, kao i svi ostali radiološki uređaji, zahtijeva visokokvalitetan rad i sliku ispravnu za dijagnozu. Znanstvenici su zbog toga osmislili fantome kako bi analizirali rad samog uređaja. Fantom predstavlja tkivnu zamjenu i može simulirati interakciju zračenja s ljudskim tijelom.

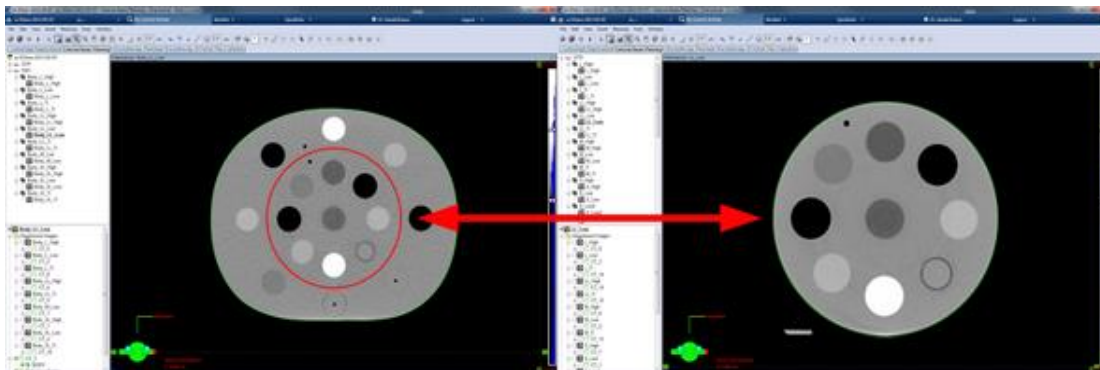
Postoje tri vrste fantoma kod CT-a:

- kalibracijski fantomi [Slika 1. i 2.]
- „imaging“ fantomi [Slika 3. i 4.]
- dozimetrijski fantomi [Slika 5.]

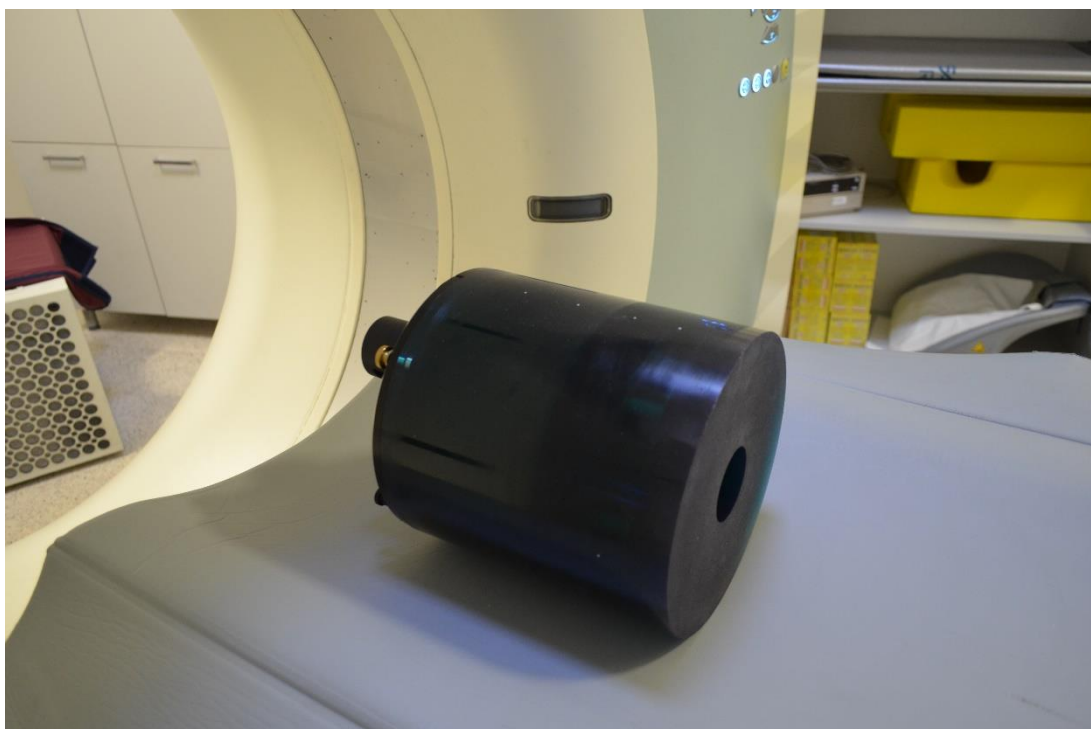
Kalibracijski fantomi služe za testiranje detektora i korekciju kvantitativnih informacija iz digitalnih slika, „imaging“ fantomi za procjenu kvalitete slike, dok su dozimetrijski za mjerenje količine zračenja. Fantomi sadrže umetke građene od različitih materijala, te obavezno sadrže vodu, osim dozimetrijskih koji su ispunjeni vodom.



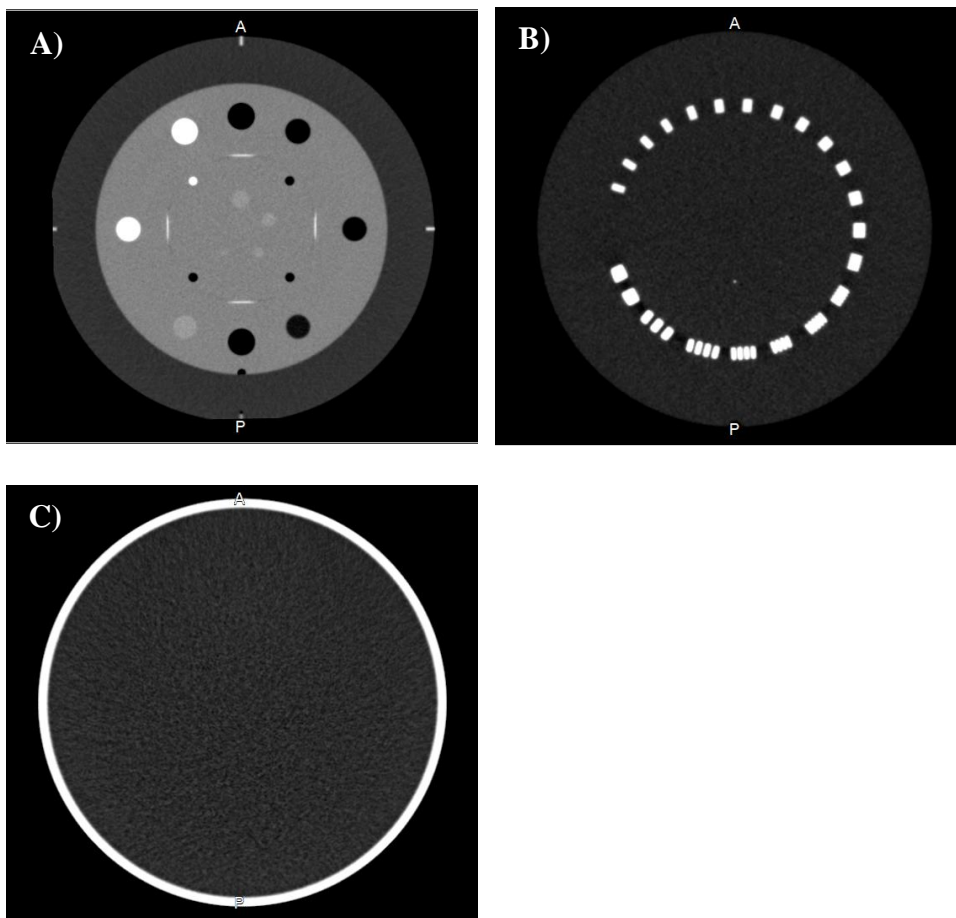
Slika 1. Kalibracijski fantom promjera 33 cm tzv. „pelvis“ fantom te unutrašnji disk za glavu promjera 18 cm koji se može sam skenirati. [9.]



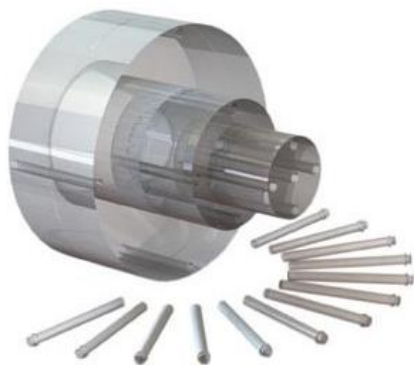
Slika 2. Kalibracijski fantom na CT snimci. [9.]



Slika 3. „Imaging“ fantom CATPHAN 504 s modulima za prostornu i kontrastnu rezoluciju, točnost lasera, širinu sloja te senzitometriju [Slikovni materijal Kliničkog zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]



Slika 4. „Imaging“ fantom na CATPHAN 504 na CT-u. Na slici A se provjerava kontrastna rezolucija, debljina sloja, točnosti lasera te kalibracija CT broja odnosno senzitiviteta, B postorna rezolucija te na C uniformnost odnosno šum. [Slikovni materijal Kliničkog zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]



Slika 5. Dozimetrijski fantom s promjerom tijela odrasle osobe (32 cm), tijela djeteta/glave u odrasle osobe (16 cm) te veličine djetetove glave (10 cm). [10.]



## 8. Točnost CT broja

Atenuirano zračenje se pri padanju na detektore pretvara u napon određene jakosti koji se na ekranu prikazuje u boji sive skale. Svjetlina piksela je prikaz atenuiranog zračenja kroz neko tkivo prikazano u vokselima. Za dijagnostiku, potom i kontrolu kvalitete, važan je CT broj koji je brojčani prikaz svjetline piksela. CT broj ili Hounsfieldova jedinica (HU) je definirana kao koeficijent apsorpcije rendgenskog zračenja. Čista voda je uzeta kao referentna vrijednost te je njen broj 0 HU. CT broj ovisi o gustoći i sastavu atoma što znači da tkiva koja jače apsorbiraju energiju imaju veći CT broj, a time i svijetliji prikaz na slici. [Tablica 2.]

Tablica 2. Odnos CT broja i tkiva

Tkivo	CT Broj (HU)
Kost	800-3000
Parenhimatozni organi	40-80
Čista voda	0
Mast	-100
Plin	-1000

### 8.1. Provjera točnosti CT broja

Bazne srednje vrijednosti CT broja u području interesa za svaki senzimetrijski objekt (akril, politetrafluoretilen – PTFE, polieten, poliamid, zrak) određuju se poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova uređaja za kompjutoriziranu tomografiju i to na način da se nađe srednja vrijednost 5 očitanih vrijednosti CT broja [11.].

Upotrebljava se kalibracijski fantom s umetcima s različitim gustoćama, obavezno sadržavajući vodu i zrak. Kućište mora biti u vertikalnom položaju, a obje horizontalne laserske zrake trebaju prolaziti po gornjem rubu stalka. Fantom se skenira u aksijalnom načinu rada kroz najčešće korišteni protokol za glavu, s tim da ravnina skeniranja treba biti postavljena po sredini fantoma. Nakon snimanja fantoma, očitava se srednja vrijednost CT broja u područjima interesa u centru svakog senzimetrijskog objekta i bilo gdje u fantomu građenom od ekvivalenta vodi. Zatim se opet računa odstupanje

srednje vrijednosti CT broja u područjima interesa svakog senzimetrijskog objekta i modula od propisanih vrijednosti. Podaci se upisuju u tablicu koju je odredila Služba za radiološku sigurnost.

Prihvatljiva su odstupanja  $\pm 20$  HU za vodu,  $\pm 30$  HU za zrak,  $\pm 30$  HU za ostalo, dok odstupanje od bazne vrijednosti za senzimetrijske objekte treba biti manje od 4 HU što se s vremenom ne bi smjelo mijenjati.

Ispitivanje obavlja medicinski fizičar jednom godišnje. [11.] U slučaju da se parametri ne podudaraju, zove se servis koji provede daljnja ispitivanja.

## 9. Uniformnost (Homogenost CT broja)

Ujednačenost je sposobnost CT skenera da dodijeli isti CT broj vodenom fantomu za čitavo polje pregleda (*field of view*, FOV). Standardna devijacija CT broja je manja od 5 HU. Ona je ovisna o naponu (kV), jakosti struje (mA), vremenu skeniranja, debljini sloja, veličini fantoma i poziciji područja interesa (ROI) i zbog toga test uniformnosti mora biti standardiziran.

### 9.1. Artefakti

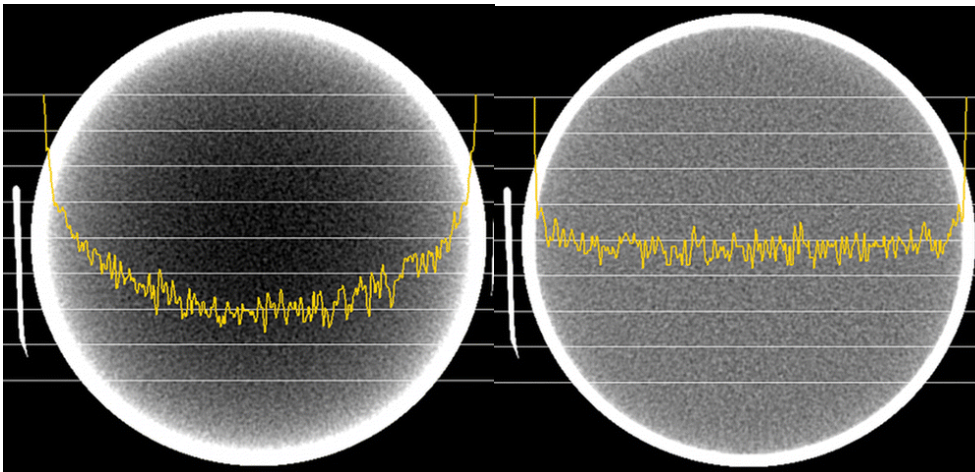
Usljed poremećaja uniformnosti javljaju se artefakti.

Rendgenski snop se sastoji od fotona različite energije, kako se fotoni niže energije apsorbiraju, snop postaje tvrđi te srednja vrijednost energije rendgenskog snopa raste s dubinom. Takva pojava se naziva „*beam hardening*“ odnosno otvrdnuće snopa. "*Beam hardening*" artefakti se pojavljuju kao pruge i sjene blizu područja visokih denziteta kao što su kosti (ramena, petrozna kost, kukovi) jer ove anatomske strukture apsorbiraju fotone niže energije ostavljajući visokoenergetske fotone. [Slika 6.]



Slika 6. „*Beam hardening*“ artefakt. Aksijalna CT slika mozga koja prikazuje „otvrduće“ snopa između petroznih kostiju. [12.]

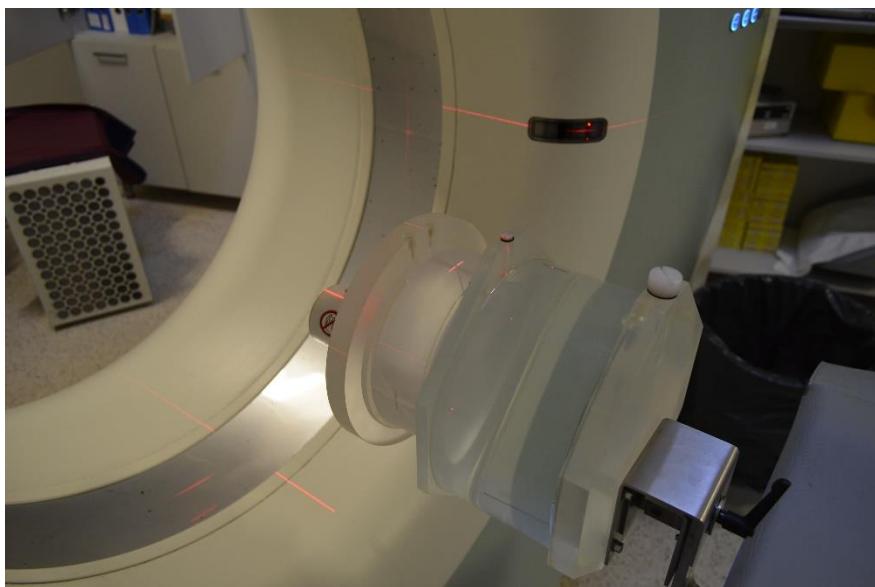
Otvrduće rendgenskog snopa imamo u manjoj mjeri i kad se snima objekt jednake gustoće tvari, zbog čega vrijednost piksela koja bi trebala biti ista nije ista na rubovima i centralnom dijelu. Pojava kad se CT broj smanjuje prema sredini tvari, naziva se „*cupping*“ artefakt i on je znak slabe ujednačenosti snopa (homogenosti CT broja). „*Cupping*“ artefakt se javlja kao posljedica toga što rendgenske zrake koje prolaze srednjim dijelom fantoma otvrdnjavaju više nego one koje prolaze rubom jer prolaze kroz više materijala. [Slika 7.]



Slika 7. Prikazuje se karakterističan kupolast oblik „*cupping*“ artefakta na slici lijevo zajedno s CT brojevima bez kalibracijske korekcije i s kalibracijskom korekcijom na slici desno. [13.]

## 9.2. Provjera uniformnosti

Provjerom uniformnosti se kontrolira točnost skenera da odredi otprilike jednak CT broj na cijeloj slici. Uniformnost se provodi uz pomoć vodenog fantoma. Vodeni fantom je cilindar ispunjen vodom od 20 cm za glavu i 32 cm za tijelo. [Slika 8.]

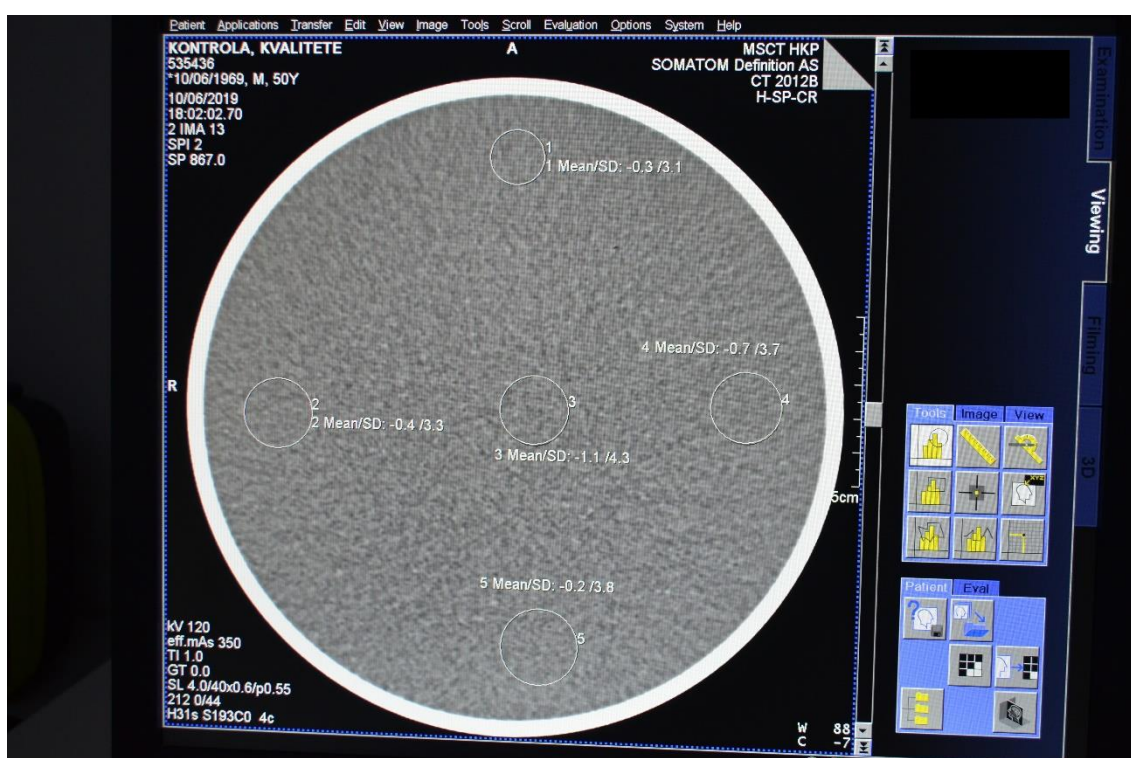


Slika 8. Vodeni fantom dobiven uz uređaj, pozicioniran na vanjski laser, centriran za snimanje glave. [Slikovni materijal Kliničkog zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

Na snimci vodenog fantoma se odredi 5 regija interesa (*region of interes*, ROI), četiri uz rub slike te jedna po sredini, nakon čega se očitava srednja vrijednost Housfieldovih jedinica. Veličine ROI moraju biti površine oko 500 mm<sup>2</sup> ili promjera oko 25 mm. Područja interesa odabiru se u centru i na četiri mjesta uz rub slike. [Slika 9.] Vrijednosti se upisuju u tablicu. Slijedi računanje razlike srednje vrijednosti srednjih vrijednosti CT broja područja interesa za svako rubno područje interesa i područja interesa u centru slike. Nakon što se nađe razlika srednje vrijednosti od 5 očitanih srednjih vrijednosti CT broja za pojedino područje interesa i srednje vrijednosti 5 očitanih srednjih vrijednosti CT broja za centralno područje interesa, očitane vrijednosti se upisuju u tablicu. [11.] Postupak je

kod ispitivanja homogenosti CT broja jednak ispitivanju debljine sloja, do skeniranja fantoma. Vrijednosti se ponovno upisuju u tablicu koju je odredila Služba za radiološku sigurnost.

Nakon dobivenih rezultata, odstupanje razlike izračunatih srednjih vrijednosti rubnog i središnjeg CT broja ne bi smjelo biti veće od  $\pm 4\text{HU}$  u odnosu na baznu vrijednost i s vremenom se ne bi smjelo mijenjati. [11.] Obavlja se i test mjerenja područja izvan fantoma tj. zraka jedanput mjesečno s dopuštenim vrijednostima od -1005 do -995 HU.



Slika 9. Provjeravanje uniformnosti CT broja. Postavljaju se 4 kruga na rubovima i jedan u centru kao područja interesa ili ROI (*region of interes*).

Svakodnevno testiranje provodi radiološki tehnolog, a mjesečno i godišnje medicinski fizičar. Ako izmjerene vrijednosti značajno odstupaju od baznih, trebalo bi obavijestiti servis. Potrebno je također odrediti nove bazne vrijednosti razlike srednje vrijednosti rubnog i središnjeg CT broja poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova CT uređaja. [11.]

### 9.3. Linearnost

Linearnost je sposobnost CT slike da dodijeli točnu Hounsfieldovu jedinicu određenom tkivu. Hounsfieldove jedinice su relativne jedinice proporcionalne koeficijentu apsorpcije rendgenskog zračenja u tkivu određene gustoće. CT broj za pojedino tkivo je određen koeficijentom linearne apsorpcije rendgenskog zračenja (*linear absorption coefficient*, LAC). Referentna jedinica je gustoća čiste vode, 0 HU, dok su sve tvari veće gustoće od vode pozitivne Hounsfieldove jedinice, a manje negativne. Savršena linearnost je prikazivanje CT broja na slici gdje je voda 0 HU, a zrak -1000 HU. Dobra linearnost je bitna za kvantitativnu kompjutoriziranu tomografiju (QCT). Linearnost provjerava Udruga fizičara u medicini.

## 10. Buka, šum (*image noise*)

Buka u kompjutoriziranoj tomografiji je neželjena promjena vrijednosti piksela u inače homogenoj slici. To je varijacija svjetlina na slici koje nisu prisutne u snimanom objektu. Šum na CT slici dolazi iz elektronike skenera ili slučajnom interakcijom rendgenskih zraka s detektorima („*cross-talk*“). Pojava „*cross-talk*“ u detektorima se događa kada foton bude parcijalno apsorbiran na jednom detektoru tako da stimulira i susjedni detektor.

Šum zapravo označava „neželjeni“ signal koji ometa pri dijagnosticiranju slike. On ovisi o: broju fotona (dozi zračenja), veličini piksela, debljini sloja, algoritmu rekonstrukcije, elektroničkom šumu, raspršenom zračenju te veličini objekta. Šum se povećava pri: manjem vokselu, manjoj dozi zračenja, većoj količini raspršenog zračenja, manjoj debljini sloja, korištenjem „tvrdih“ algoritama rekonstrukcije (*hard* ili *sharp kernel*) te manjoj veličini objekta. Šum je posebno osjetljiv pri gledanju tkiva male razlike u gustoći jer ometa kontrastnu rezoluciju.

Buka u CT-u se mjeri omjerom signala i šuma (*signal-to-noise ratio*, SNR). SNR uspoređuje razinu željenog signala (fotona) s razinom pozadinske buke (pikseli koji odstupaju od normalnih). Što je veći omjer, manje je šuma prisutno na slici.

Uzroci šuma mogu biti: mehanički, matematički ili elektronski. Možemo smanjiti šum modulacijom struje cijevi, kalibracijom i amplifikaciji signala prije analogno-digitalne konverzije. Modulacija struje cijevi je značajka modernih CT skenera za promjenu čvrstoće snopa prilagođavanjem struje rendgenske cijevi ovisno o omjeru signala i šuma. Svrha modulacije struje cijevi je održavati skoro konstantan omjer SNR na slici kroz različita područja tijela s različitim debljinama kako bi se izbjegla prekomjerna doza zračenja uz održavanje kvalitete slike.

### **10.1. Provjera šuma**

Postupak s vodenim fantomom identičan je kao kod ispitivanja uniformnosti, a nakon skeniranja fantoma potrebno je odabrati područje interesa (ROI) u centru slike, površine oko 500 mm<sup>2</sup> ili promjera oko 25 mm. U tom se području interesa očitava standardna devijacija CT broja. [11.] Odstupanje ne smije biti veće od 25%. Ukoliko nakon ispitivanja rezultati odstupaju više od 25%, obaviještava se ovlašteni servis.

Šum svakodnevno provjerava radiološki tehnolog, a na mjesečnoj i godišnjoj razini medicinski fizičar. [8.]

## **11. Prostorna rezolucija**

Prostorna rezolucija je sposobnost da se razlikuju vrlo blisko smješteni objekti odnosno to je najmanja udaljenost na slici na kojoj je moguće uočiti dvije susjedne točke kao odvojene. Predstavlja oštrinu odnosno razlučivanje detalja.

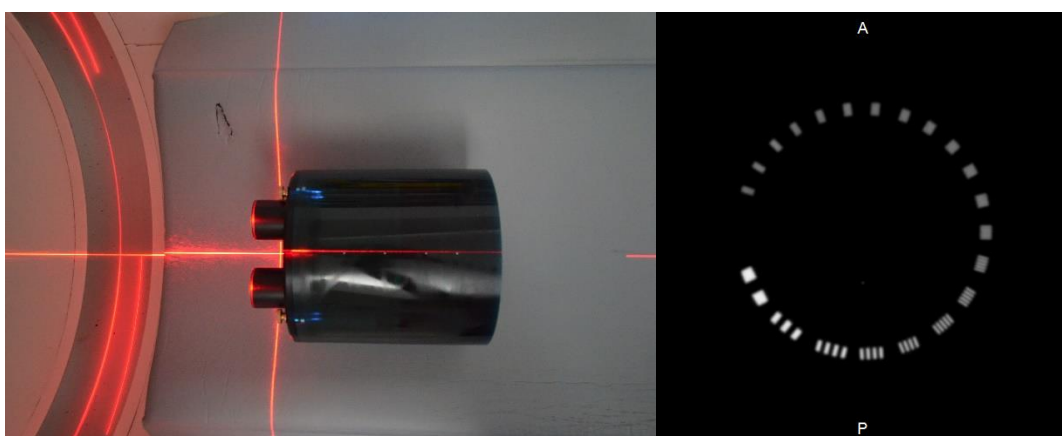
Prostorna rezolucija se poboljšava: manjom veličinom žarišta rendgenske cijevi, snimanjem tanjih slojeva, uskom kolimacijom ispred detektora, većim matriksom, manjim područjem gledanja (FOV), smanjenjem veličine detektora te uporabom algoritma rubnog poboljšanja rekonstrukcije. Što je tanji sloj, doza na pacijenta je veća te je preporučeno da se koriste tanki slojevi samo kada je to potrebno. Pitch je obrnuto proporcionalan prostornoj rezoluciji odnosno što je veći pomak stola, manja je rezolucija.

### **11.1. Provjera prostorne rezolucije**

Bazna vrijednost razlučivosti određuje se poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova uređaja za kompjutoriziranu tomografiju, a potrebno je naći srednju vrijednost 5

očitanja broja vidljivih linijskih parova (lp) [11.]. Linijski par čini lamela i otvor rešetke. Za kontrolu kvalitete je potreban fantom. Postupak je jednak kao kod prethodnih parametara, sve do skeniranja fantoma. Nakon toga očitava se broj vidljivih linijskih parova. Dozvoljeno odstupanje je manje ili jednako od 10% vrijednosti propisane od strane proizvođača, odnosno 0,5 lp/mm (u obzir se uzima jedna od ovih dviju opcija, ona koja je veća), s time da se broj vidljivih linijskih parova ne smije razlikovati od bazne razlučivosti [11.]. Podaci se upisuju u tablicu koju je odredila Služba za radiološku sigurnost.

Prostorna rezolucija je bitna u prikazu rubova struktura, primjerice tumora, malih stranih tijela ili koštanih gredica, a mjeri se pomoću uzorka za visoku rezoluciju na fantomu. Fantom se obično sastoji od serije linija na fantomu pri čemu se skupine uzorka smanjuju u veličini. [Slika 10.] Gleda se najmanja veličina koja se jasno vidi.



Slika 10. CATPHAM 504 na stolu za pacijenta, pozicioniran. Linijski parovi za prostornu rezoluciju prikazani na CT slici. [Slikovni materijal Kliničkog zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

Mjera kojom opisujemo prostornu rezoluciju zove se *modulation transfer function* (MTF). Ona omogućava komparaciju različitih sustava i praćenje kvalitete sustava. MTF se izražava kao linijski par po centimetru (lp/cm) te što je veća vrijednost, veća je i prostorna rezolucija. Drugi način izražavanja prostorne rezolucije je prostorna frekvencija i ona je reciproitet vala. Izražava se brojem valova po milimetru gdje jedan val odgovara širini jednog linijskog para. U odnosu veličine objekta i prostorne frekvencije možemo reći da manji objekt ima veću prostornu frekvenciju i obrnuto, veći objekt ima manju prostornu frekvenciju.



Povezanost između prostorne frekvencije i MTF se očituje u limitirajućoj rezoluciji. Limitirajuća rezolucija je najviša prostorna frekvencija koju skener može vidjeti, a definira se kao 0,1 MTF. Što je veća prostorna frekvencija skenera kod 0,1 MTF to je bolja prostorna rezolucija.

Prostorna rezolucija trebala bi se testirati godišnje, a testiranje provodi medicinski fizičar te se ona ne bi trebala mijenjati tokom godina. Ukoliko se ona razlikuje od prvog bazalnog mjerenja, treba obavijestiti servis. Uzroci mogu biti oštećenja žarišta rendgenske cijevi, detektora, kolimatora i rekonstrukcijskog algoritma.

## 12. Kontrastna rezolucija

Kontrastna rezolucija je sposobnost slike da razlikuje susjedna tkiva koja imaju sličnu masenu gustoću i atomske brojeve. CT može razlikovati tkiva razlike u gustoći od samo 0,1%, dok konvencionalna radiografija može razlikovati tkiva razlike u gustoći od barem 10%. Razlikovanje ovisi o kontrastnosti odnosno sastavu samog objekta, šumu sustava i prozoru koji se koristi.

Kontrastna rezolucija se poboljšava velikom jakosti struje (mAs), manje „tvrdim“ zrakama (kV), debljim slojevima (veći voksel), smanjenjem raspršenog zračenja, nižom razinom šuma, obradom slike (prozor za meka tkiva, filter za zaglađivanje rekonstrukcija – *smoothing reconstruction filter*), manjim dinamičkim rasponom te većom bitmapom.

CT koristi visoke kilovolte jer to pomaže smanjenju doze bolesniku smanjujući količinu zračenja koju apsorbira pacijent te je u stanju održavati visoku rezoluciju kontrasta zbog uskog snopa rendgenskih zraka pri kolimaciji koji pruža izvrsno smanjenje raspršenog zračenja.

### 12.1. Provjera kontrastne rezolucije

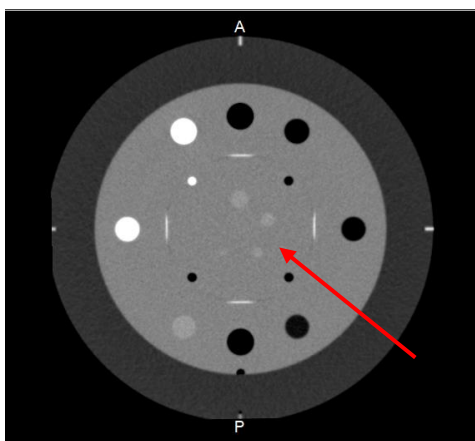
Kontrastna rezolucija se mjeri fantomom za mjerenje kontrastne rezolucije koji sadrži krugove različitih denziteta. Najmanja razlika u kontrastu koju skener razlikuje određen je najmanjim krugom koji možemo razlikovati kod određenog kontrasta i doze.

Za svaku grupu objekata određuje se bazni broj vidljivih objekata i to nakon instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova uređaja za kompjutoriziranu tomografiju [11.]. Baza

se određuje na način da se nađe srednja vrijednost 5 očitavanja broja vidljivih objekata za svaku grupu. Za ispitivanje kontrasta na uređaju za kompjutoriziranu tomografiju koristi se fantom. Postupak s fantomom je jednak sve do njegovog skeniranja, nakon čega se bilježi broj vidljivih objekata u svakoj grupi i vrijednosti se upisuju u tablicu. Dozvoljenog odstupanja u pravilu nema, ali se broj vidljivih objekata u svakoj grupi ne bi smio razlikovati od postavljenih baznih vrijednosti [11.]. Vrijednosti mjerenja kontrolnih parametara snimanja moraju biti jednake s baznim.

Mogućnost detekcije niskog kontrasta obično se navodi kao najmanji objekt na zadanoj razini kontrasta na pozadini koja se može vidjeti kada je snimljena pod određenim uvjetima. Fantom koji se koristi za ovaj test trebao bi imati objekte s manje od 1% ili 10 HU kontrasta od okolnog materijala. Osnovna razina učinkovitosti mora se navesti za određeni fantom u posebnim uvjetima skeniranja, uključujući doze zračenja, uvjete gledanja i kriterije vizualizacije. Potrebno je napomenuti kako je ovaj vizualni test za uspostavljanje niske kontrastne detekcije subjektivnog karaktera. Ovisi o nizu čimbenika uključujući i oštrinu vida promatrača te uvjete oslikavanja okoline.

Krug fantoma je površina stupca koji sadrži polistirenske membrane suspendirane u vodi. Stupci su dijametra 10 mm, 7.5 mm, 5 mm, 3 mm te 1 mm. [Slika 8.] Skener bi trebao moći razlikovati krug promjera 5 mm ili manji kod 5% razlike u kontrastu.



Slika 11. CT slika CATPHAN 504 fantoma. Crvena strelica prikazuje kontrastnu rezoluciju. [Slikovni materijal Kliničkog zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

Testiranje kontrastne rezolucije se provodi jednom mjesečno, provodi ga medicinski fizičar. U slučaju da se kontrolni parametri ne slažu s baznim, zove se ovlašteni servis.

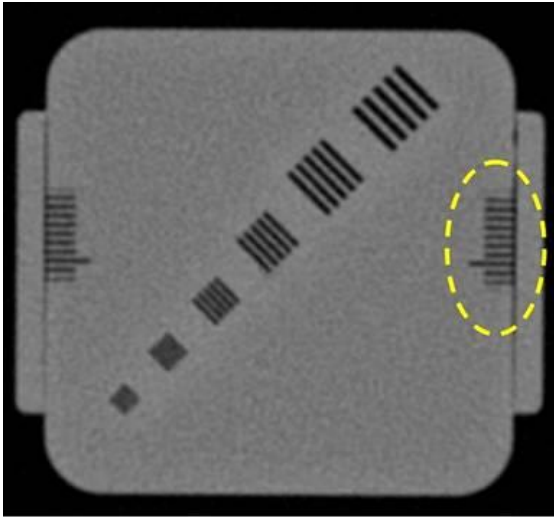
## **13. Debljina sloja**

Test debljine sloja utvrđuje da se kolimatori koji oblikuju snop x zraka točno otvaraju prema zadanim parametrima na konzoli. Kolimatori su olovni poklopci ispred rendgenske cijevi i ispred detektora kojima se regulira širina snopa rtg zraka. Debljina snimanog sloja odgovara debljini kolimacije snopa na standardnom uređaju koja iznosi 1 do 10 mm. Snop RTG zraka kolimira se dva puta, prvi put pri izlasku iz cijevi, a drugi put ispred detektora. Drugi put kolimacija služi za sprečavanje utjecaja raspršenog zračenja na detektore. Kolimatori smanjuju raspršeno zračenje na detektore i time poboljšavaju kvalitetu slike te smanjuju pacijentovu dozu.

### **13.1. Provjera debljine sloja**

Za provjeru točnosti debljine sloja koristi se jednaki fantom kao i za prostornu rezoluciju. Koriste se rupe ili linije debljine i razmaka 1 mm položene okomito prema ravnini skeniranja. [Slika 12.] Kućište mora biti u vertikalnom položaju, a obje horizontalne laserske zrake trebaju prolaziti po gornjem rubu stalka. Fantom skeniramo u aksijalnom načinu rada kroz najčešće korišteni protokol za glavu, s tim da ravnina skeniranja treba biti postavljena po sredini fantoma.

Potrebno je gledati sliku u određenom prozoru kako bismo vidjeli određeni broj linija. Širina prozora je uvijek 250 HU, a centar se mijenja s obzirom na debljinu sloja. Kako bi vidjeli 10 mm centar prozora mora biti 50 HU, za 5 mm 0 HU, 3 mm -50 HU te za 1.5 mm -100 HU. Ako kolimator dobro funkcionira, broj vidljivih crta mora odgovarati debljini sloja.



Slika 12. CT slika fantoma prikazuje 10 linija debljine 1 mm. Prozor je podešen na 250/50 HU. [14.]

Prihvaćena odstupanja razlikuju se za pojedine nominalne debljine slojeva, pa tako za debljinu manju od 1 mm maksimalno odstupanje iznosi +0,5 mm, za debljinu od 1-2 mm odstupanje ne smije biti veće od 50%, a za nominalne debljine veće od 2 mm dozvoljeno odstupanje je  $\pm 1$  mm. [11.]

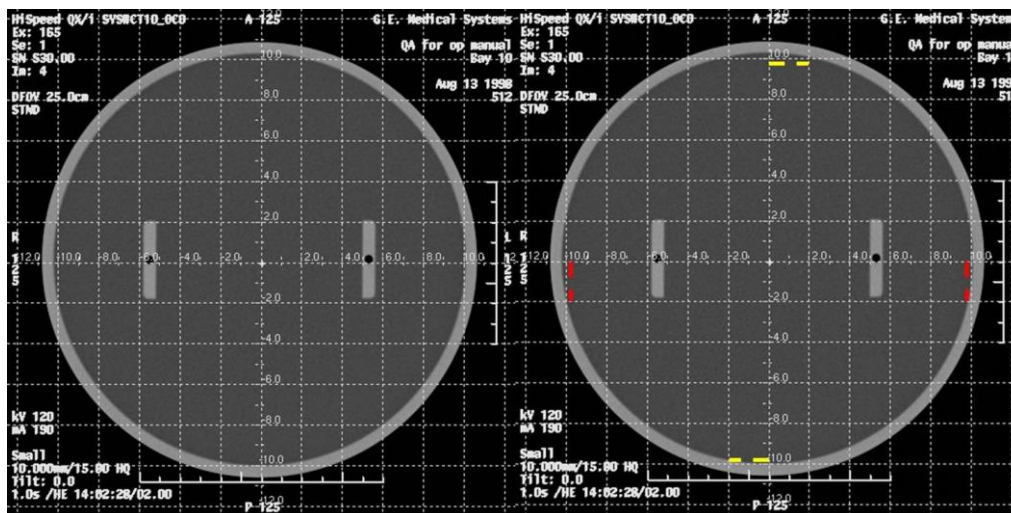
Test se radi pri postavljanju uređaja, a zatim godišnje. Provodi ga medicinski fizičar.

## 14. Lasersko svjetlo

Laserska svjetla se koriste kod kompjuterizirane tomografije za točno pozicioniranje objekta. Postavljanje objekta u izocentar na točno određeni sloj je jako važno kod procedura kao što je biopsija i aspiracija.

### 14.1. Provjera laserskog svjetla

Različiti su testni modeli kod različitih skenera, ali je princip pozicioniranja uvijek isti. Fantom sadrži dva otvora u istoj ravnini kroz koje laserska zraka mora prolaziti te mora biti poravnata u dvije ravnine. Poravnanje se vrši na osnovu relativnih točaka na koordinatnom sustavu. [Slika 13.] Odstupanje mora biti manje od 5 mm.



Slika 13. CT slika fantoma i poravnanje u koordinatnom sustavu. Poravnanje se vrši na osnovu relativnih točaka na koordinatnom sustavu koje su na slici označene kao žute i crvene točke. [14.]

Mjerenja se vrše dnevno i mjesečno. Dnevna mjerenja obavlja radiološki tehnolog, dok mjesečna medicinski fizičar.

## 15. Doza pacijenta

U kompjutoriziranoj tomografiji koriste se tri veličine za opis ozračenja pacijenta. Težinski CT indeks ( $CTDI_w$ ) i volumni CT indeks ( $CTDI_{vol}$ ), produkt duljine doze (*dose length product*, DLP) te efektivna doza. Ove veličine nam daju informaciju o prosječnoj apsorbiranoj dozi po liniji koja je paralelna osi rotacije za potpuni CT pregled (DLP) i metoda za uspoređivanje doze pacijenta iz različitih dijagnostičkih procedura (efektivna doza). [15.]

Indeks CT doze (CTDI) je standardizirana mjera izlazne doze zračenja CT skenera koja omogućava korisniku da uspoređuje izlazno zračenje različitih CT skenera. Mjeri se iz jednog aksijalnog CT skeniranja (jedna rotacija rendgenske cijevi), a izračunava se dijeljenjem integrirane apsorbirane doze po širini zrake. CTDI u teoriji procjenjuje prosječnu apsorbiranu dozu unutar središnjeg dijela skeniranog volumena koji se, zapravo, odnosi na višestruko skeniranje prosječne doze MSAD (*multiple scan average dose*), a koje je zahtijevalo višestruka izlaganja zračenju. [16.] Veličina  $CTDI_w$

predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu u x i y smjeru, dok  $CTDI_{vol}$  uključuje i pomak stola (pitch). [15.] Mjerna jedinica za  $CTDI_w$  i  $CTDI_{vol}$  je izražena u mili Grayjima (mGy).

Za mjerenje CTDI su karakteristična dva cilindra napravljena od umjetnog stakla (polimetilmetakril) duljine 14 cm. Za CTDI mjerenje tijela koristi se fantom dijametra 32 cm, dok se za glavu koristi fantom od 16 cm.

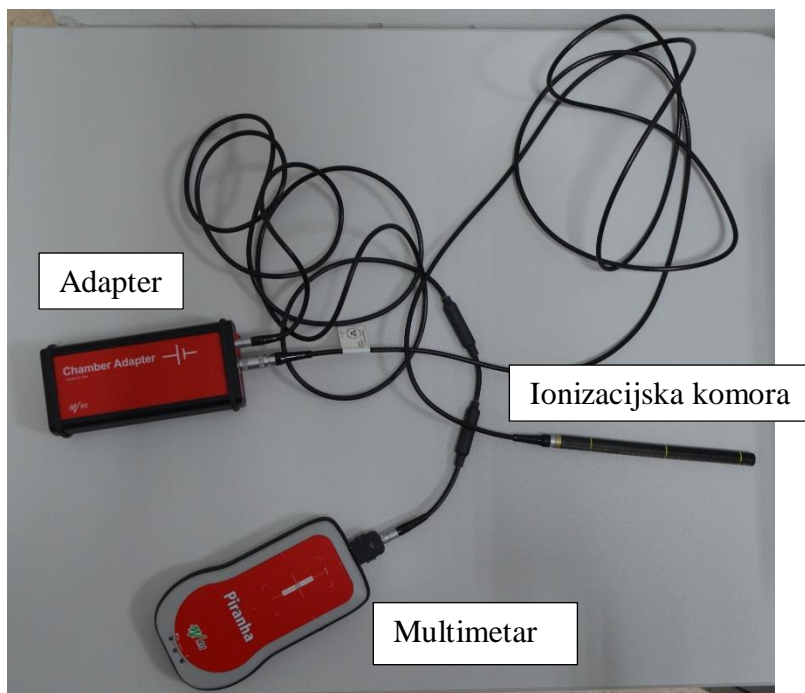
*Dose length product* (DLP) odnosno produkt duljine doze je vrijednost koje nam daje cijelokupnu prosječnu apsorbiranu energiju prilikom skeniranja. [11.]

Važno je zapamtiti da  $CTDI_{vol}$  ili DLP, kao što se vidi na konzoli i koji se prikazuje na DICOM slikama, ne predstavlja stvarnu apsorbiranu ili učinkovitu dozu za pacijenta. Oni bi se trebali uzeti kao indeks emisijskog zračenja koje je izračunao sustav za potrebe usporedbe. [11.]

Ako su AP i lateralne dimenzije pacijenta dostupne, SSDE (procjena doze specifične za veličinu, *size specific dose estimate*) se može koristiti za procjenu apsorbirane doze. SSDE ne uzima u obzir organe u vidnom polju kompjutorizirane tomografije, tako da to nije mjera efektivne doze.

### **15.1. Provjera CT doznog indeksa**

Za provjeru  $CTDI_w$  potreban je multimeter, ionizacijska komora duljine 10 cm [Slika 14.] i standardni polimetilmetakrilat (PMMA) fantom za dozimetriju glave, promjera 16 cm i PMMA fantom za dozimetriju tijela, promjera 32 cm. [11.] Fantom za dozimetriju glave postavlja se na stalak za glavu ležaja za pacijenta, dok se ionizacijska komora postavlja u središnju rupu fantoma. U rubne otvore fantoma postavljaju se pripadajući umetci. Kućište treba biti u vertikalnom položaju tako da obje horizontalne laserske zrake prolaze sredinom ionizacijske komore, odnosno fantoma. [Slika 15.]



Slika 14. Ionizacijska komora s adapterom i Piranha multimetrom [Slikovni materijal Kliničkog zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]



Slika 15. Vodeni fantom s ionizacijskom komorom u položaju za skeniranje. [Slikovni materijal Kliničkog zavoda za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split]

Protokol kojim skeniramo fantom jest onaj za sken glave (ukoliko se rabi fantom za dozimetriju tijela, odabiremo najčešće korišteni protokol za tijelo), a samo skeniranje se vrši na način da središte fantoma bude u sredini područja skeniranja, s time da je polazište nešto prije sredine, a završetak nešto nakon sredine fantoma. Ležaj za pacijenta postavlja

se u položaj 0 te se odabire aksijalni način rada i jedna rotacija. Nakon mjerenja za centralni položaj komore i sve rubne položaje komore, izmjereni CT dozni indeksi upisuju se u tablicu, a po završetku mjerenja u sve rupe postavljaju se pripadajući umetci. Zatim se na temelju matematičkih formula izračuna prvo  $CTDI_{100}$  (linearna doza ionizacijske komore), potom  $CTDI_w$ . Odstupanje može biti oko 20% za glavu, a za tijelo mora biti neznatno ako ga ima.

Za  $CTDI_{air}$  se provodi sličan postupak. Ispituju se svi klinički korišteni naponi cijevi uz standardnu kolimaciju snopa te sve klinički korištene kolimacije uz standardan napon cijevi. Oprema za mjerenje uključuje multimeter, CT ionizacijsku komoru duljine 100 mm i nosač ionizacijske komore. [11.]

Ionizacijsku komoru (s držačem ili fantomom za glavu) postavimo u središte kućišta. Laserske zrake prolaze kroz sredinu ionizacijske komore te je središte snimanja u sredini komore. Zatim slijedi ispitivanje uz promjenjive vrijednosti napona u cijevi i fiksnu vrijednost kolimacije snopa od 10 mm. [11.] Nakon odabira kolimacije i napona, ležaj za pacijenta treba biti postavljen u položaj 0, odabire se aksijalni način rada i jedna rotacija. Po tri mjerenja vrše se za svaku vrijednost napona, a rezultati se pišu u tablicu. Potom se izračuna njihova srednja vrijednost. Nakon toga računa se odstupanje navedene srednje vrijednosti od propisane vrijednosti utvrđene od strane proizvođača ili prilikom prihvatnog ispitivanja. Odstupanje ne smije biti veće od 20%. Ispitivanje se vrši godišnje i vrši ga medicinski fizičar.



Sažetak svih parametara kontrole kvalitete naveden je u tablici 3.

Tablica 3. Svi parametri kontrole kvalitete te njihovo vremensko obavljanje i tko ih provodi

Parametri	Dnevno	Mjesečno	Godišnje	Tko provodi
Točnost CT broja			X	Medicinski fizičar
Uniformnost (Homogenost CT broja)	X	X	X	Radiološki tehnolog dnevno, medicinski fizičar mjesečno i godišnje
Buka, šum	X	X	X	Radiološki tehnolog dnevno, medicinski fizičar mjesečno i godišnje
Prostorna rezolucija			X	Medicinski fizičar
Kontrastna rezolucija		X		Medicinski fizičar
Debljina sloja			X	Medicinski fizičar
Lasersko svjetlo	X		X	Radiološki tehnolog dnevno, medicinski fizičar godišnje
Doza pacijenta (CTDI <sub>w</sub> i CTDI <sub>air</sub> )			X	Medicinski fizičar

## Zaključak

Kompjutorizirana tomografija je od početka do danas unapredovala brzinom snimanja, kvalitetom snimki te smanjenjem doze na pacijenta, ali je i dalje najveći izvor medicinskog zračenja jer je zbog svoje kvalitete slike i brzine snimanja i najčešće korištena metoda snimanja. Najbolja zaštita od zračenja su pravilne indikacije te pravilno odabran protokol pregleda. Posao radiološkog tehnologa je uskladiti parametre snimanja da bi pacijent primio što manju dozu ionizirajućeg zračenja, a da bi radiolog dobio što kvalitetniju sliku za dijagnozu. No, potrebne su provjere kvalitete kako bi uređaj bio standardiziran odnosno da bi uvijek „jednako“ radio. Bez kontrola kvalitete i standardiziranja istih, uređaji u različitim dijelovima države bi imali drugačiju kvalitetu slike i doze na pacijenta. Zakonske regulative osiguravaju kvalitetu prema standardima koji su isti u čitavom svijetu. Kontrola kvalitete (*quality control*, QC) uključuje redovita tehnička ispitivanja doza zračenja, medicinske opreme i procjenu kvalitete slike kako bi se osigurala sukladnost s propisima kako bi dobili što kvalitetniju sliku, a osigurali što manje zračenje na pacijenta. Pregledavaju se parametri kao što su točnost CT broja, uniformnost, šum, debljina sloja, prostorna i kontrastna rezolucija, položaj laserskog svjetla te doza pacijenta što čini osnovu točne dijagnostike. Kontrole kvalitete vrše radiološki tehnolog i medicinski fizičar koji održavaju kvalitetu uređaja na razini uz pomoć fantoma. Uloga radiološkog tehnologa je provjeravati parametre uniformnosti, šuma i položaj laserskog svjetla. Osim toga, mora znati u svakodnevnom radu prepoznati artefakte koji su posljedica neadekvatnog rada skenera. Kontrole se obavljaju dnevno, mjesečno i godišnje.

## **Sažetak**

Kompjutorizirana tomografija je jedna od najkorištenijih radioloških metoda zbog brzine pretrage i kvalitete slike za uspostavljanje dijagnoze. Upravo zbog toga valja kontrolirati kvalitetu uređaja kako bi imao jednaku učinkovitost. Kontrola kvalitete se vrši dnevno, mjesečno te godišnje, a vrši je radiološki tehnolog i medicinski fizičar te obavještavaju nadležnu osobu. Provjerava se doza zračenja na pacijenta, tehničke karakteristike kao položaj laserskog svjetla te kvaliteta slike u koju ubrajamo prostornu i kontrastnu rezoluciju, uniformnost i šum CT slike, točnost CT broja te debljina sloja.

## **Abstract**

Computed tomography is one of the most widely used radiological methods due to the speed of scans and image quality to establish diagnosis. That's why it is necessary to control quality of the device in order to have the same efficiency. Quality control is performed daily, monthly and annually, and radiologist and medical physician perform it and inform person in charge. The radiation dose to the patient is checked, the technical characteristics such as the position of the laser light and the image quality, which includes spatial and contrast resolution, uniformity and noise of CT images, CT number accuracy and slice thickness.

## **Ključne riječi**

Kompjutorizirana tomografija, kontrola kvalitete, fantom, CTDI, kontrastna i prostorna rezolucija, lasersko svjetlo, šum

## Literatura

1. Janković S, Mihanović F, Punda A, Radović D, Barić A, Hrepić D. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split: Sveučilište u Splitu, 2015.
2. Hebrang A, Klarić-Čustović R. Radiologija. Zagreb: Medicinska naklada, 2007.
3. Janković S., Eterović D. Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike. Zagreb: Medicinska naklada, 2002.
4. Tsapaki V. Quality control in computed tomography, *Physica Medica:European Journal of Medical Physics*. 2016;32(2):194.
5. Čupurdija A, Petrincec B., *Matematičko-fizički list* 2017/18; 68(2):80-86.
6. Radiology Info org. Radiation Doses in X-Ray and CT Exams (internet) 2019 (citirano 27.5.2019). Dostupno na:  
<https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=safety-xray>
7. Rehani M, Berry M. Radiation doses in computed tomography, *BMJ*. 2000; 320(7235): 593–94.
8. Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost. Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja, Zagreb: Narodne novine. 2018; .  
[https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2018\\_06\\_53\\_1062.html](https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2018_06_53_1062.html)
9. Medical Physics, Institute of Radiooncology KFJ Hospital Vienna, HU fidelity of the AquilionLB (internet) 2013. (citirano 29.5.2019) Dostupno na:  
<https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/ct/edens.htm>
10. CTDI Phantom – Adult & Pediatric, 3 – Piece (internet, citirano: 15.6.2019.)  
<https://www.rpdinc.com/ct-dose-index-phantom-adult-pediatric-8935.html>
11. Služba za radiološku sigurnost, Upute za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskih uređaja za kompjutoriziranu tomografiju; Zagreb, 2014.  
<https://civilna-zastita.gov.hr/podrucja-djelovanja/radioloska-i-nuklearna-sigurnost/sluzba-za-radiolosku-sigurnost/kontrola-kvalitete/129>
12. Bruning R, Kuttner A ,Flohr T .Protocols for multislice CT Springer <sup>2nd</sup> edition 2006. Artifacts in MSCT:41-47

13. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics. 2004;24(6):1679-91.
14. Nicholas J Jr. Quality assurance and the helical (spiral) scanner. Online Radiography Continuing Education for Radiologic X ray Technologist. 2010. (citirano 5.6.2019). Dostupno na:  
<http://www.ceessentials.net/article33.html>
15. Graovac A. Optimizacija doze i kvalitete slike uređaja za kompjutersku tomografiju (diplomski rad), Osijek (internet) 2015. (citirano 31.5.2019.)  
Dostupno na:  
<https://zir.nsk.hr/islandora/object/fizos:11/preview>
16. Morgan MA, Bashir U. CT dose index. Radiopaedia.2019. (citirano 8.6.2019).  
Dostupno na:  
<https://radiopaedia.org/articles/ct-dose-index-1?lang=us>

# Životopis

## Osobni podaci:

- Ime i prezime: Ema Jelena Grubić
- Godina i datum rođenja: 22.1.1998.
- Adresa: Don Frane Bulića 169
- E-mail: [emajgrubic@gmail.com](mailto:emajgrubic@gmail.com)
- Telefon: 021/217-783
- Mobitel: 095 575 8173

## Obrazovanje:

- Osnovna škola „Vjekoslav Parać“, Solin (2004. - 2012.)
- V. gimnazija „Vladimir Nazor“, Split (2012. - 2016.)
- Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Split, Studij radiološke tehnologije (2016. - 2019.)

## Dodatno:

- Poznavanje engleskog i talijanskog jezika.
- Iskustvo u korištenju osnovnih računalnih programa.
- Ljetna praksa u sklopu studija, splitski KBC, 2017. „Križine“ te 2018. i 2019. „Firule“
- Sudjelovanje na 1<sup>st</sup> International Summer School na temu „News in Radiological Technology and Radiography“ održanu na Sveučilištu u Splitu od 27. do 31.8. 2018.