



Univerzitet u Novom Sadu

Prirodno-matematički fakultet

Trg Dositeja Obradovića 3, 21000 Novi Sad
Tel: 021/455630, Faks: 021/45566

Karakterizacija i implementacija sistema kontrole kvaliteta na CT simulatoru.

-Master rad-

Mentor:
Borislava Petrović

Kandidat:
Tamara Tanasijin

Novi Sad

SADRŽAJ:

| | |
|--|--------|
| 1.UVOD | - 3 - |
| 1.2.PRIMENA CT SIMULATORA U RADIOTERAPIJI..... | - 4 - |
| 1.2.1.Istoriski pristup CT simulatorima | - 5 - |
| 1.2.2.Moderni pristup CT simulatorima..... | - 10 - |
| 1.3.PRINCIP RADA CT SIMULATORA..... | - 11 - |
| 1.3.1.Osnovni princip rada | - 13 - |
| 1.3.2.Formiranje slike kompjuterizovanom tomografijom | - 13 - |
| 1.3.3.Rekonstrukcija slike..... | - 16 - |
| 1.3.4.Kvalitet slike kompjuterske tomografije | - 16 - |
| 1.3.4.1. Kontrastna osetljivost | - 16 - |
| 1.3.4.2. Vidljivost detalja, zamućenje i rezolucija | - 17 - |
| 1.3.4.3. Šum | - 19 - |
| 1.4.CT BROJEVI | - 21 - |
| 1.5.KONTROLA KVALITETA | - 23 - |
| 1.5.1.Program kontrole kvaliteta CT aparata..... | - 24 - |
| 2. METODOLOGIJA | - 32 - |
| 2.1.PROMENA PARAMETARA SNIMANJA RADI ISPITIVANJA ZAVISNOSTI KALIBRACIONE KRIVE OD NAPONA I STRUJE CEVI | - 32 - |
| 2.2.KONTROLA KVALITETA CT UREĐAJA | - 32 - |
| 3.REZULTATI MERENJA | - 33 - |
| 3.1.GRAFIČKI PRIKAZ ZAVISNOSTI KALIBRACIONE KRIVE OD NAPONA RENDGENSKE CEVI | - 33 - |
| 3.1.1 Centriran fantom u odnosu na lasere | - 33 - |
| 3.1.2.Fantom pomeren aksijalno u odnosu na lasere..... | - 38 - |
| 3.2.GRAFIČKI PRIKAZ ZAVISNOSTI KALIBRACIONE KRIVE OD STRUJE CEVI..... | - 40 - |
| 3.3. KONTROLA KVALITETA | - 45 - |
| 3.3.1.Uniformnost..... | - 46 - |
| 3.3.2.Tačnost CT broja | - 47 - |
| 3.3.3. Prostorna rezolucija | - 48 - |
| 3.3.4.Homogenost..... | - 49 - |
| 3.3.5.Šum slike | - 51 - |
| 3.3.6.Kontrast slike..... | - 52 - |

| | |
|---|--------|
| 3.3.7.Stabilnost pacijentnog stola..... | - 53 - |
| 3.3.8.Konstantnost lasera | - 53 - |
| 4.DISKUSIJA | - 54 - |
| LITERATURA | - 55 - |

Svom mentoru, Doc. dr Borislavi Petrović, iskazujem veliku zahvalnost na predloženoj temi, savetima i pomoći pri realizaciji rada.

Zahvaljujem se i članovima komisije, Prof. dr Nataši Todorović, Prof. dr Maji Stojanović i Doc. dr Jovani Petrović, pre svega što su pristali da budu članovi komisije, ali i na savetima i pomoći tokom studiranja.

1.UVOD

Radioterapija je jedna od tri komplementarne metode lečenja zločudnih bolesti, zajedno sa hirurškim i citostatičkim lečenjem, u narodu poznata kao "zračenje". Ova metoda podrazumeva primenu ionizujućeg zračenja, odnosno upotrebu čestica i zraka velike energije koji, pretvarajući atome u jone, oštećuju genetski materijal žive ćelije .Time se onemogućava dalji rast ćelija i njihovo razmnožavanje što rezultira njihovim odumiranjem.

Upravo taj fenomen koristi se u medicini za uništavanje ćelija tumora. Pomoću specijalizovane kompleksne opreme pacijent, odnosno tumor, izlaže se visokim dozama zračenja koje oštećuju njihov genetski materijal i na taj način sprečavaju dalji rast tumora. Ozračene tumorske ćelije neće odmah odumreti pa je potrebno neko vreme pre nego što rezultati lečenja budu vidljivi. Zračenje negativno utiče i na okolne zdrave ćelije, ali se one relativno brzo oporavljaju od negativnih uticaja zračenja. Ponašanje kako zdravih, tako i tumorskih ćelija prilikom uticaja ionizujućeg zračenja, i nakon primene ionizujućeg zračenja, proučava radiobiologija, i u tom kontekstu, o njoj ovde neće biti reči.

Radioterapija se može sprovesti na 3 načina:

1. spoljašnjim zračenjem,
2. unutrašnjim zračenjem
3. sistemskim zračenjem.

Kod spoljašnjeg zračenja (teleradioterapija) izvor zračenja se nalazi izvan pacijenta, udaljen je od najmanje nekoliko desetina centimetara. Postoje veštaci i prirodni izvori spoljašnjeg zračenja, te se posmatrano u današnjem vremenu koriste dve vrste: linearni akceleratori (kao veštački izvori) i kobalt izotopske mašine (kao prirodni izvori ionizujućeg zračenja).

Kod unutrašnjeg zračenja (brahiterapije) izvor zračenja se stavlja u bolesnika, u telesne šupljine (matericu, vaginu, debelo crevo) ili direktno u tumor. Kao izvor zračenja koriste se radioaktivni izotopi npr. joda 131, iridijuma 192 i cezijuma 137, koji se uklanjuju nakon nekog vremena ili ostaju trajno u pacijentu. Aplikuju se u obliku žica, kuglica, igala, balona u zavisnosti od dostupne tehnike, vrste izvora i načina aplikacije. Ovaj način zračenja omogućuje primenu većih doza zračenja na manjem području, nego što bi to bilo moguće sa spoljašnjim izvorom zračenja. Takođe omogućuje lokalno ozračivanje, bez eksponiranja okolnih kritičnih organa, kao što je to slučaj sa spoljašnjim zračenjem. Ova metoda se ponekad koristi nakon hirurškog odstranjivanja tumora, radi uništavanja eventualno preostalih ćelija tumora.

Sistemsko zračenje podrazumeva primenu radioaktivnih lekova u obliku pilula ili intravenskih lekova i obično zahteva kratki ostanak u bolnici.

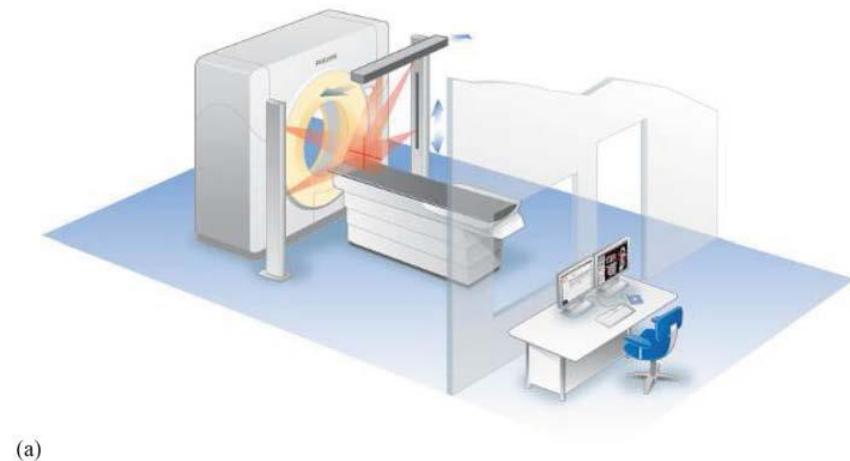
U ovom radu govoriće se o jednom segmentu procedure koja se sprovodi nad pacijentom koji se radi lečenja izlaže spoljašnjem zračenju kao metodi lečenja tumora. Prilikom pripreme pacijenta za spoljašnje zračenje, pacijent se nakon faze odabira imobilizacionih sredstava, upućuje na snimanje na CT simulatoru, radi pripreme CT snimaka za fazu planiranja terapije na sistemu za planiranje. Nakon planiranja, pacijent ide na verifikaciju plana na simulatoru i konačno kreće sa zračenjem svakog dana.

1.2.PRIMENA CT SIMULATORA U RADIOTERAPIJI

CT Simulator u radioterapiji je vrlo značajna karika u lancu pripreme pacijenta za zračnu terapiju, jer obezbeđuje osnovu u vidu imidžinga za planiranje, a kasnije sprovođenje i praćenje terapije. U širokoj je primeni u svim područjima radiologije.

CT simulator ima značajne uloge u funkcionalisanju tehnološkog lanca radioterapije, a to su:

1. Dobijene CT slike na ovom uređaju se prosleđuju sistemima za planiranje radioterapije, na kojima se vrši izrada plana, za zračenje pacijenata. Konformalna radioterapija i planiranje bilo bi potpuno nemoguće bez CT simulatora.
2. Za vizualizaciju je potrebna velika rezolucija i kontrast da bi se videle promene u zdravim tkivima.
3. Takođe, na CT uređaju se vrši virtualna simulacija čime se greška u zračenju pacijenata dovodi na najmanji mogući nivo.

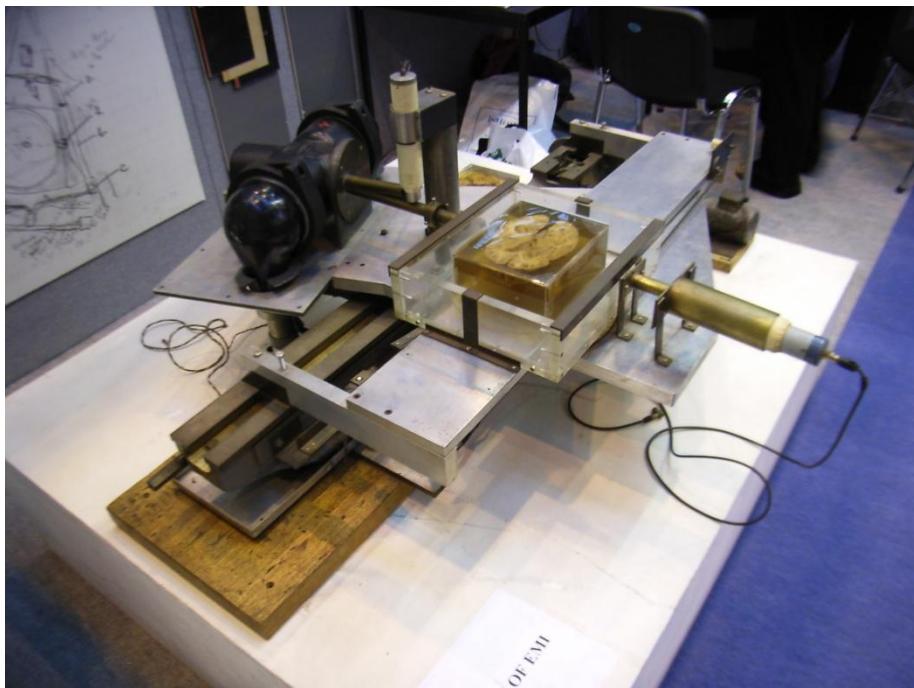


(a)

Slika 1. Radna prostorija sa CT aparatom [4]

1.2.1.Istorijski pristup CT simulatorima

Tokom 70-ih godina prošlog veka britanski fizičar Godfrey Hounsfield uveo je kompjuterizovanu tomografiju (engl.computerized tomography CT) kao novu metodu za formiranje snimaka pomoću rendgenskih ili X zraka. Ovaj pronalazak mnogi smatraju najvećim napretkom u radiologiji od otkrića rendgenskih ili X zraka 1895. godine, tako da je za ovo otkriće dr. Hounsfield zajedno s prof. A.M. Cormackom 1979. godine primio Nobelovu nagradu iz područja medicine.



Slika 2. Prototip prvog CT uređaja [4]

Osnovna i revolucionarna zamisao Hounsfielda bila je da se merenjem jačine, odnosno slabljenja rendgenskih zraka nakon prolaska kroz telo bolesnika mogu dobiti informacije o svim delovima tela koji "stoje" na putu tim zracima. Takozvanim, multidirektnim skeniranjem putem rendgenske cevi i dolaskom oslabljenih x-zraka na detektore dobija se mnoštvo podataka, za čiju su interpretaciju potrebna komplikovana matematička rešenja. Dobijene informacije zatim se pretvaraju u trodimenzionalnu sliku, odnosno seriju dvodimenzionalnih aksijalnih ili poprečnih slojeva.

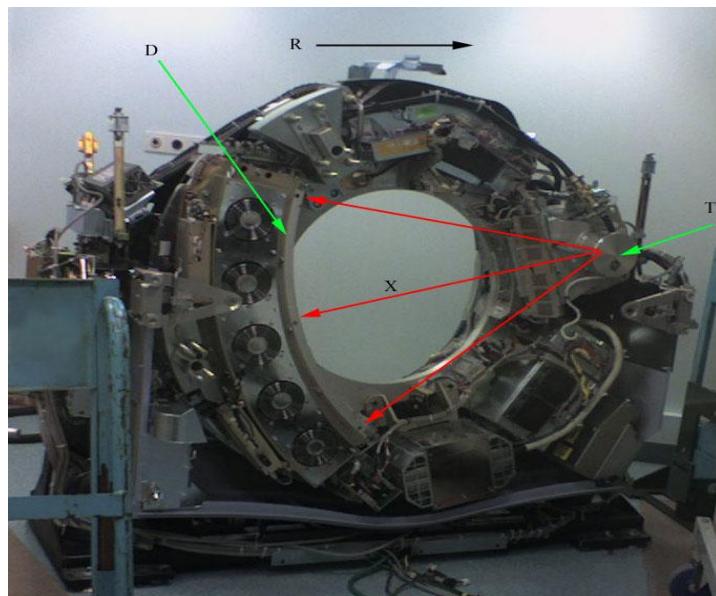
Tehnološki razvoj radioterapijskih aparata pratio je razvoj metoda planiranja zračenja. Zračenje onkoloških bolesnika je započelo početkom XX veka primenom modifikovanih rendgenskih aparata energijom od 50 do 300kV, sa proračunom aplikovane doze u tački na određenoj distanci od površine kože u nivou centralne ose zračnog snopa (1D planiranje). Proračun i prikaz doze zračenja bila je vremenski vrlo zahtevna procedura i sprovedena je pomoću odgovarajućih

tabela. Maksimalni efekat ovog zračenja manifestovao se na koži što je prestavljalo prednost pri zračenju površinskih tumora, ali ne i tumora lokalizovanih u dubini tela. Na tumorski volumen se nije mogla aplikovati propisana doza, a na okolnom zdravom tkivu, posebno koži i potkožnom tkivu, bile su izražene radioterapijske komplikacije. Zato se radilo na homogenom ozračivanju tumora ili ležišta tumora uz maksimalnu poštenu okolnih zdravih struktura. Ovo je delimično moglo biti ispoštovano uvodjenjem supervoltažne zračne terapije, energijama većim od 1 MeV. Sem zračenja dublje lociranih tumora uz poštenu kože, omogućeno je i izocentrično planiranje - ukrštanje osa većeg broja zračnih snopova u jednoj tački koja je lokalizovana u tumorskom volumenu i predstavlja centar rotacije aparata (izocentar). [4]

Planiranje zračne terapije sve do sedamdesetih godina XX veka vršeno je uz pomoć rendgen simulatora i određivanjem granica zračnog polja na grafiji (2D planiranje – x, y osa). Postavljanjem olovnih blokova na nosaču zaštite ispod kolimatora, obezbeđena je zaštita okolnih zdravih tkiva.

Nakon uvodjenja kompjuterizovane tomografije (CT) 2D planiranje je dobilo u preciznosti u određivanju zračnog volumena, ali ne i homogenost izodozne distribucije i zaštite okolnih organa, jer je radjeno na osnovu jednog (referentnog) CT preseka.

U prvim godinama primene CT imidžinga u planiranju radioterapije korišćene su prve generacije CT aparata. Brzi napredak kompjuterske tehnologije omogućio je konstruisanje novih generacija kompjuterskih sistema za planiranje radioterapije, što je uz primenu novih generacija CT uređaja, omogućilo kvalitetnije ali i kompleksnije planiranje radioterapije, kao i uvođenje koncepta CT simulacije, 3D planiranja i konformalne radioterapije.



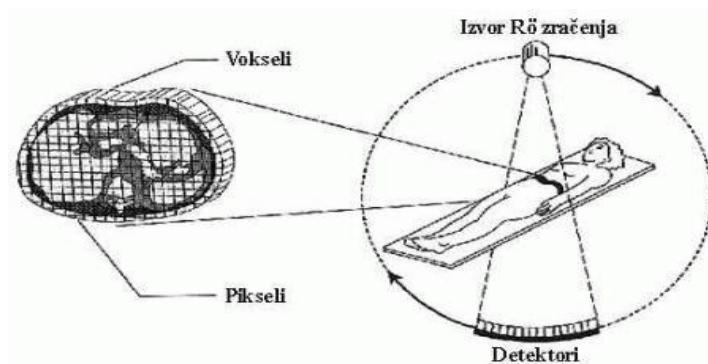
Slika 3. CT-skener sa uklonjenim oklopom; T: X-cev, D: detektorski sistem,X: snop zračenja R: smere rotacije gantry-ja [4]

Prva i druga generacija detektora

Prvi CT skener je koristio jedan detektor natrijum jodida koji se može kretati zajedno sa cevi iz koje izlaze x-zraci, koji su postavljeni sa različitih strana tela. Zatim se ceo sistem rotira oko tela pacijenta za 1° i dobijamo drugi pogled. Ova procedura se nastavlja sve dok se nedobije adekvatan broj pogleda. Tipično snimanje je trajalo oko 4 minuta. Napon cevi je bio 120 kV, a jačina struje 33 mA. Anodu nije bilo moguće pomerati. CT uređaji prve generacije su se koristili isključivo za prikaz mozga. Vreme skeniranja je redukovano kada se pojavila druga generacija CT-a koja je koristila više detektora i smanjila broj rotacija da bi se dobio potpun snimak. Druga generacija je koristila i kombinovano kretanje- rotaciju i translaciju. Snop x-zraka kod druge generacije CT-a je širi i lepezast u odnosu na prvu generaciju. [19]

Treća generacija

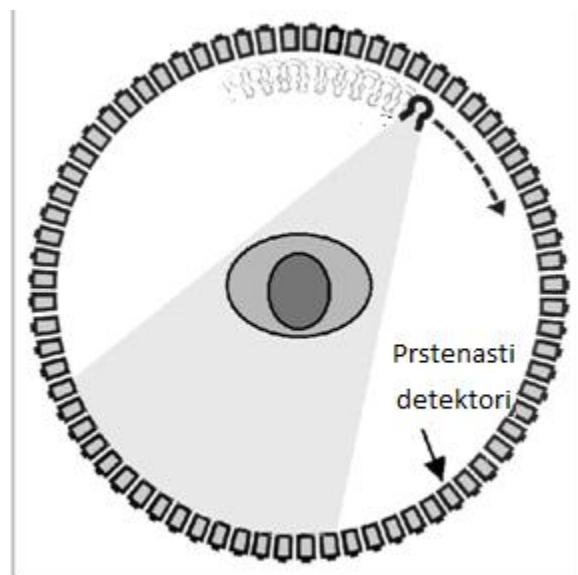
Treća generacija koristi niz detektora koji su dovoljno veliki da nam daju jedan pogled na deo koji se snima. Oni su spojeni i rotiraju zajedno sa cevi za x-začenje. Obično se kaže da je ovo rotaciona konfiguracija detektora. Snop x-zraka je još širi nego kod predhodnih generacija. Uvođenjem treće generacije CT-uređaja dobija se mogućnost prikaza organa koji imaju različite fiziološke pokrete (pluća, crev...).



Slika 4. Prikazano je kako izvor zraka rotira oko pacijenta [7]

Četvrta generacija

Četvrta generacija detektora je sastavljena od elemenata detektora koji čine prsten-detektor. Detektori miruju, ne rotiraju. Ova generacija sadrži više elemenata detektora od treće generacije ali nisu svi u isto vreme u funkciji. Različiti delovi detektora su izloženi zračenju pri kretanju cevi za x- zrake. Osnovna razlika između treće i četvrte generacije je u načinu nastajanja individualnih pogleda, broju i položaju detektora. Tokom vremena fotomultiplikatorske cevi su zamenjene četvrtastim fotodiodama. Tri fotodiode mogu zameniti jednu cev, što znači da ovu generaciju odlikuje veća brzina akvizicije i veća rezolucija. [19]



Slika 5. Detektori koji ne rotiraju izloženi su zračenju pri kretanju cevi [7]

Peta generacija

Peta generacija CT uređaja je potpuno drugačija od drugih i stvorena je za potrebe kardioloških pretraga zbog velike brzine dobijanja jednog preseka. Ova generacija ne koristi konvencionalnu rendgensku cev već snop elektrona pogađa luk od volframa, koji se nalazi ispod pacijenta, dok su iznad pacijenta postavljeni detektori. Ovakav CT uređaj nije imao pokretnih delova.

Šesta generacija

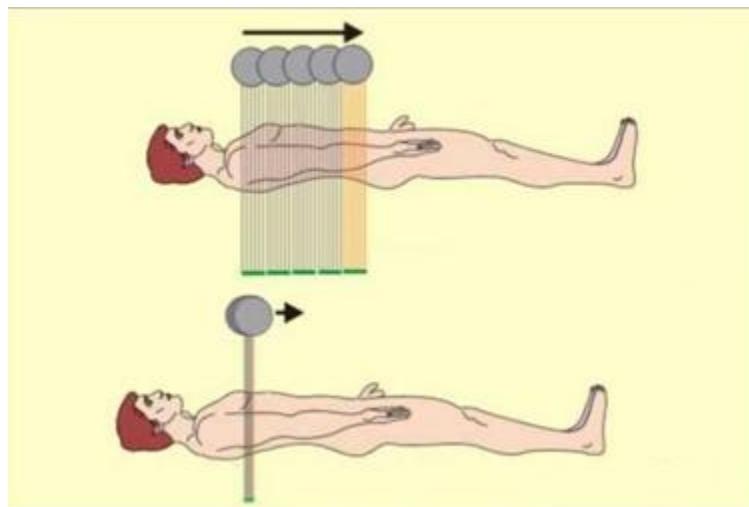
Spiralni CT- Moderniji CT uređaji sa razvijenim kompjuterskim sistemima mogu da menjaju preseke skeniranja na takav način da nije potrebno zaustavljati snimanje i translirati sistem izvor-detektor, nego snimanje može da se vrši kontinualno, obrćući se oko pacijentnog stola. Da bi se konstruisao spiralni CT potrebno je ispuniti tri uslova: postojanje slip-ring dizajna CT-a, rendgenska cev treba da bude veoma visoke snage i da postoje algoritmi koji mogu da reše nekomplanarne podatke skeniranja (koji ne leže u istoj ravni). Ovi skeneri su znatno ubrzali

proces snimanja pacijenata, a omogućili su i smanjenje doze modifikacijom brzine kretanja ležaja u odnosu na vreme koje je potrebno za jednu rotaciju rendgenske cevi.

Sedma generacija

Multislajsn i dual source skeneri- njih karakteriše mogućnost snimanja više slajsova istovremeno. U komercijalnoj upotrebi se nalaze 16-slajsn i 64-slajsn skeneri. To drastično smanjuje vreme snimanja. Kod dual source CT-a postoje dve rendgenske cevi, odnosno dva izvora i isto toliko detektorskih sistema koji rade istovremeno. Ugao između dva sistema je 90° . Ovaj tip CT-a je veoma bitan za skeniranje srca, jer zbog velike brzine (oko 0,1 sekunde po akviziciji) artefakti, koji su se javljali pri drugačijoj upotrebi, su svedeni na minimum. Višeslojni detektori omogućuju obuhvaćanje znatno veće količine podataka dobijenih nakon prolaska rendgenskih zraka kroz telo bolesnika. Na taj se način, osim standardnih aksijalnih ili poprečnih slojeva, dobijaju i rekonstruisani frontalni ili koronarni slojevi te sagitalni slojevi, odnosno rekonstrukcije. [19]

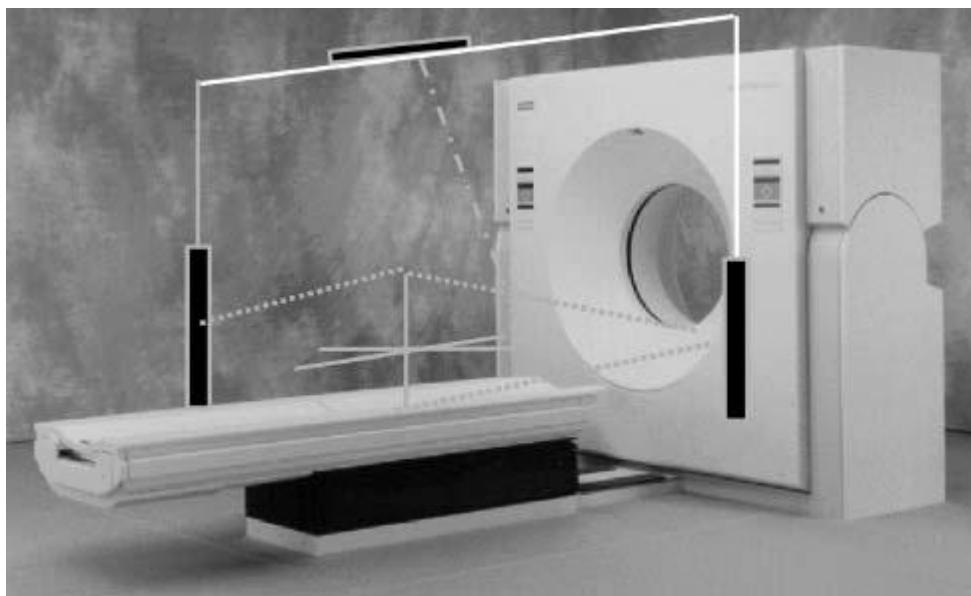
Multiple-row detector CT (CT sa višerednim detektorom) -Za razliku od ranijih skenera koji su imali više detektora u x-y ravni, ovaj uređaj ima više detektora i u z ravni. U x-y ravni broj detektora se najčešće kreće između 700 i 900, a kod ovakvog CT-a postoji još 2, 4, 8, 16, 64, pa sve do 320 redova sa po 700 ili 900 detektora. To znači da ovaj uređaj sadrži i do 288000 detektora. Ovo takođe ubrzava snimanje i veoma je korisno kod srca i drugih delova tela, čije pomeranje ne možemo u potpunosti da kontrolišemo. Ceo sistem nam daje i bolju prostornu rezoluciju, ali sva poboljšanja slike i brzine se ostvaruju na račun povećanja doze koje nije zanemarljivo. Kod ovakvih uređaja snimanje celog tela pacijenta može se obaviti tokom jednog zadržavanja daha.



Slika 6. Snimanje sa jednim i sa višestrukim redom detektora [7]

1.2.2.Moderni pristup CT simulatorima

CT-simulator se sastoji od dijagnostičkog CT skenera, laserskog sistema za pozicioniranje pacijenta i obeležavanje, računske programske podrške za virtualnu simulaciju i 3D planiranje terapije. Naziv virtualna simulacija proizašao je iz tehnike planiranja RT-a, koji se ne radi sa stvarnim pacijentom.



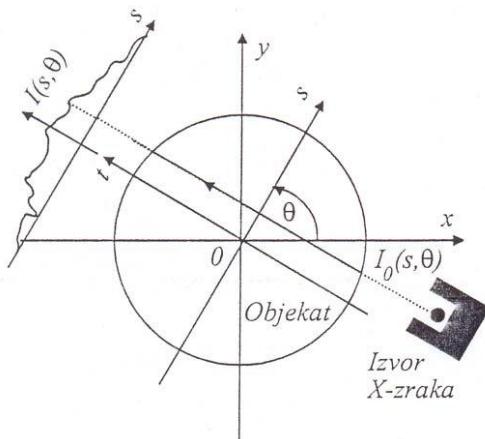
Slika 7. CT-simulator s istaknutim laserskim sistemom.

Preduslov izvođenja virtuelne simulacije je sposobnost programske podrške računara da oponaša funkcije konvencionalnih simulatora i medicinskih linearnih akceleratora kao što su pomeranje okvira, ležaja, kolimatora te kolimatorskih delova kojima se određuje veličina polja, promene udaljenosti izvor-koža i divergencije snopa. Pri izboru CT skenera za CT simulator treba obratiti pažnju na rendgensku cev koja mora izdržati opterećenje velikog broja slika. Tipični broj slojeva potreban za planiranje radioterapije je 50 – 60 pa sve do 200, što zavisi od lokalizacije tumora . Debljine sloja obično su 3 – 5 mm. Dalje, simulacijska CT studija zahteva brzu akviziciju, čime se izbegava pomeranje pacijenta. Rendgenska cev mora dobro podnosi visoka toplotna opterećenja usled velikog broja prihvaćenih slojeva i brzog skeniranja. Za akviziciju podataka jednog sloja kod aksijalnog načina skeniranja rendgenska cev rotira 360 stepeni oko pacijenta. Taj je način relativno spor kad se uzme u obzir velik broj slojeva koje je potrebno načiniti radi kasnije obrade slike. Većina današnjih skenera ima mogućnost spiralne (helikoidalne – u obliku zavojnice) akvizicije. U takvom načinu oslikavanja, dok rendgenska cev rotira oko pacijenta, ležaj se pomera kroz ravan oslikavanja i okvir skenera. Time rendgenska cev opisuje zavojnicu oko pacijenta. Glavna je prednost višeslojnih skenera njihova sposobnost brže akvizicije podataka u odnosu na jednoslojne skenere. Tako npr spiralni CT sa 4 sloja može davati slike najmanje 2 – 3 puta brže od jednoslojnog spiralnog CT-a. Toplotno opterećenje rendgenske cevi

ovakvih skenera manje je budući da se po jediničnoj rotaciji cevi može oslikati veći volumen. Laserski sistem CT simulatora potreban je za dobijanje referentnih oznaka na koži pacijenta ili na imobilizacijskoj napravi. Kod CT simulatora to su obično fiksni laseri na zidu postavljeni na obe lateralne strane od okvira skenera, pomični sagitalni koji se postavlja na zid i konačno vertikalni, horizontalni i sagitalni laseri na gornjem delu samog skenera.

1.3.PRINCIP RADA CT SIMULATORA

Ako se sa jedne strane objekta emituje uski snop X-zraka (koji odgovara pravcu tzv. tomografskog zraka), a sa druge strane objekta se vrši njegova detekcija, i ako je taj snop sačinjen od monoenergetskih fotona energije E, tada je slabljenje tog snopa u linearnej poziciji s pod uglom θ , srazmerno ‘gustini’ tkiva. Pomeranjem pozicije izvor-detektor dobija se ‘slika’ gustine tkiva u $s-\theta$ ravni.



Slika 8. Princip rada CT [2]

Princip rada kompjuterizovanog tomografa zasniva se na slabljenju ili atenuaciji rendgenskog zračenja njegovim prolaskom kroz snimani deo tela, do čega dolazi zbog apsorpcije i rasapadanja rendgenskog zračenja. Slabljenje rendgen zračenja se izražava tzv. koeficijentom apsorpcije, a on zavisi o atomskom broju i elektronskoj gustini tkiva, te energiji rendgen zračenja. Šta je veći atomski broj i gustina elektrona snimanog tkiva, to je veći koeficijent apsorpcije.

Snop x-zraka u CT sistemu mora imati odgovarajući oblik, distribuciju intenziteta i mogućnost da se rotira oko pacijenta.

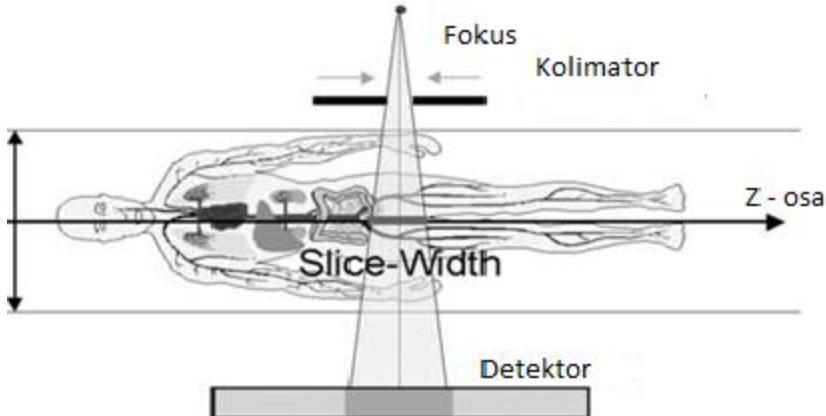
Cev za x- zrake je montirana na kružno postolje, koje se rotira oko tela pacijenta. Cev podrazumeva kolimacione uređaje koji određuju veličinu i oblik snopa x- zraka. Jedan snop kolimatora određuje uglovni luk (angular span) zraka, a drugi set određuje njegovu debljinu. Sa današnjom tehnologijom nije moguće kreirati snop zraka sa šljastim uglovima. Uzrok toga je ograničena veličina fokalne tačke . Zračenje ima najveći intenzitet u centru slajs-a i smanjen intenzitet u blizini ivica. Cev za x-zrake podrazumeva takođe i filtere kroz koje snop prolazi.

Beam hardening, odnosno očvršćivanje snopa se odnosi na proces povećanja srednje energije fotona. Do toga dolazi kada se fotoni niske energije apsorbuju pri prolazu snopa kroz neki materijal. Kod CT imidžinga ovakvo očvršćivanje snopa na slici kreira artefakte zato što su periferna tkiva više izložena sa niskom srednjom energijom fotona nego unutrašnji delovi slajsa. Ova filtracija smanjuje izloženost pacijenta tako što selektivno odstranjuje nisku energiju.

Generator ili izvor snage za CT sistem ima tipično konstantan potencijal koji može proizvesti velike KV i MA vrednosti za ustaljen period vremena. U CT sistemu radijacijski receptor je površina sa mnogo malih detektora. Funkcija detektorskog elementa je da apsorbuje radijaciju koju uhvati i onda da stvori električni signalproporcionalan radijacionom intenzitetu. Svaki detektor, u principu, meri radijaciju koja prolazi kroz deo tela u ravcu detektora. Nekoliko materijala se koristi za CT detektor. Stabilni detektori se prave od tvrdih kristala koji konvertuju x-zrake u svetlost. Svetlost se zatim konverteuje u električni signal pomoću fotodioda ili fotomultiplikatora. U drugom dizajnu svaki detektor je mala komora u kojoj je uspostavljen visok pritisak. Apsorbovana radijacija ionizuje gas u komori i menja električno provođenje gasa. Osnovne karakteristike detektora su veličina i efikasnost apsorbivanja radijacije. Efikasnost detektora je procenat radijacije koju detektor apsorbuje. Na efikasnost utiču dva faktora. Geometrijska aktivnost je determinisana odnosom pojedinačnog opsega detektora sa prostorom koji obuhvataju svi detektori.

Ovaj prostor uključuje sam detektor, njegov neaktivni kolimator i prostor između dva detektora. Radijacija koja dolazi u međuprostor se ne apsorbuje i ne doprinosi stvaranju slike. Idealna situacija bi bila da postoji veliki detektor u odnosu na međuprostor. Druga komponenta efikasnosti detektora je procenat apsorbovane radijacije detektora. Ova veličina zavisi od debljine detektora i od energije fotona x-zračenja. Ukupna efikasnost detektora je proizvod geometrijske i apsorbovane efikasnosti. Poželjna je velika efikasnost jer nam to omogućuje smanjenje doze koju pacijent prima do neke optimalne vrednosti, a da ipak dobijemo kvalitetnu sliku.

U idealnoj situaciji svaki detektor bi trebao biti senzitivan na svaku vrstu zračenja koja prolazi kroz deo tela koji slikamo, a nesenzitivan na zračenje koje ne dolazi iz posmatranog dela. Ovo na prža slikanje dobro definisanog sloja sa velikim brojem detalja. Debljina dela tela koji oslikavamo zavisi od pozicije kolimatorskog sistema detektora. Tipična geometrija kolimatore provodi varijacije u senzitivnosti detektora duž ose koja prolazi kroz telo. Tipična senzitivnost je prikazana na sledećoj slici. Važnost ovoga je u tome što CT slika može da sadrži i osobine koje su nastale od zračenja koje ne dolazi iz posmatranog dela tela.



Slika 9. Skeniranje pacijenta

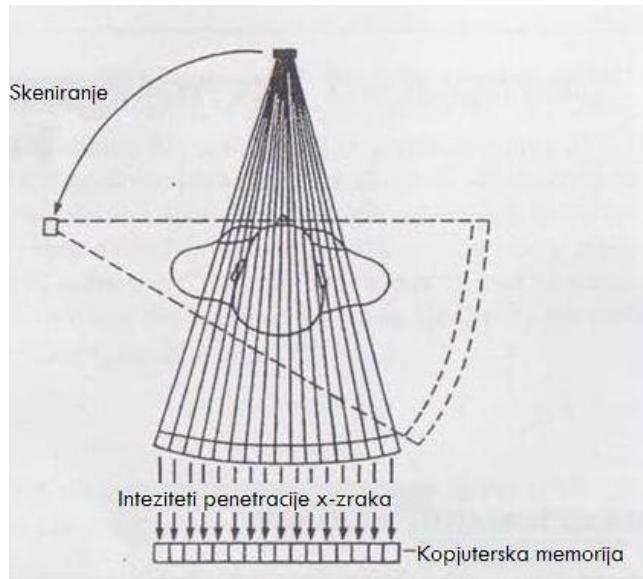
1.3.1.Osnovni princip rada

Matematičke principe CT-a je prvobitno razvio Radon 1917. godine. Pokazao je da se slika nepoznatog objekta može dobiti ukoliko je moguć beskonačan broj projekcija kroz taj objekat. Sa film imidžingom, 3D anatomija pacijenta se smanjuje na 2D projekcionu sliku. Gustina u nekoj tački na slici predstavlja osobine atenuacije X-zraka unutar pacijenta duž linije između fokusa X-zraka i tačke na detektoru koja odgovara tački na slici. Stoga, sa konvencionalnim radiografom anatomije pacijenta, informacija vezana za dimenziju paralelnu snopu X-zraka je izgubljena. Ovo ograničenje se može prevazići prikupljanjem posteroanteriorne (PA) projekcije i lateralne projekcije pacijenta. Za objekte koji se mogu projektovati na obe slike, dva filma omogućuju informaciju o lokaciji objekta. Za kompleksniju ili teže primetnu patologiju, dve projekcije nisu dovoljne.

1.3.2.Formiranje slike kompjuterizovanom tomografijom

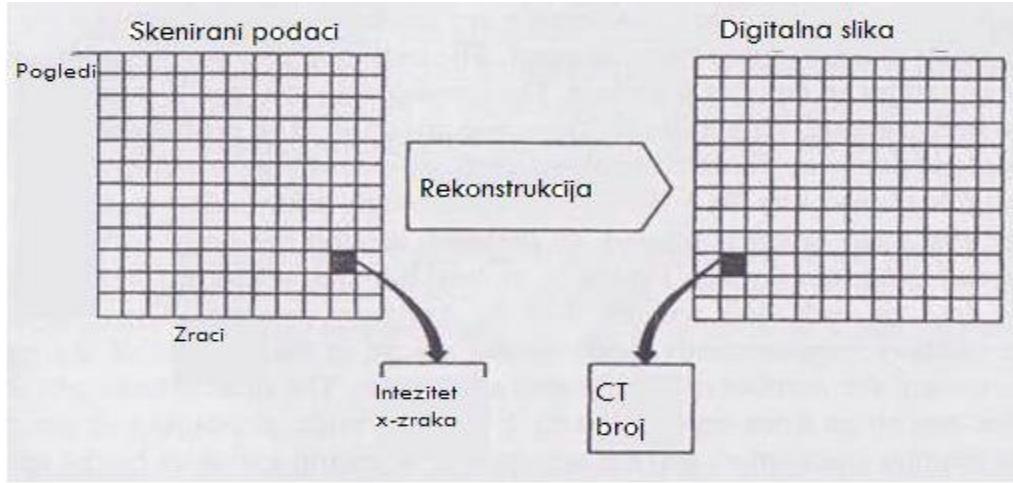
Formacija CT slike je proces iz više koraka. Stvaranje slike počinje sa fazom skeniranja, kako je pokazano na slici. Tokom ove faze, tanak snop x-zraka se projektuje kroz ivice delova koji bivaju oslikani. Radijacija koja prolazi kroz te delove se meri površinom detektora. Detektor ne vidi kompletну sliku dela tela, samo njegov profil iz jednog pravca. Da bi kreirali potpunu sliku, snop x-zraka se rotira, oko dela tela da bi dobili projekciju iz više uglova. Najčešće se uzima nekoliko hiljada projekcija i profil podatka za svaku projekciju se skladišti u kompjutersku memoriju. Ukupan broj veličine prodiranja tokom skeniranja predstavlja se množenjem broja projekcija i broja zraka za svaku projekciju. Ukupno vreme skeniranja za jedno parče može biti u opsegu od 1 do 15 sekundi, što zavisi od toga kako je osmišljen mehanizam skeniranja i selekcije

promenljivih za skeniranje od strane operatora. Kvalitet slike se može poboljšati ako se koristi duže vreme skeniranja, ali se tada pacijent izlaže većoj dozi zračenja.



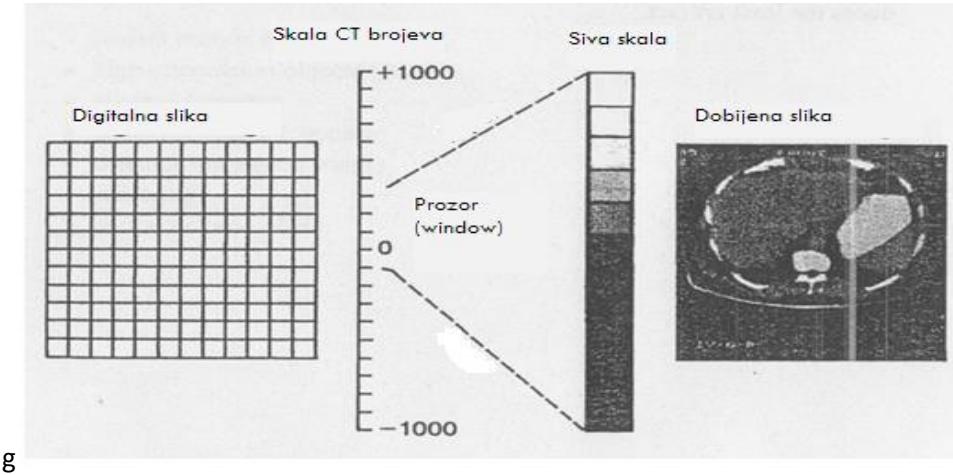
Slika 10. Prva faza konstruisanja slike. Snop određene debljine skenira sekciju po sekciju. Prikazano je kako izvor zraka rotira okopacijenta. [7]

Druga faza formiranja slike je rekonstrukcija slike, a ilustrovana je na slici 12. Ovo se ostvaruje preko digitalnog kompjutera, koji je deo CT sistema. Rekonstrukcija slike je matematička procedura koja pretvara skeniranu informaciju za pojedinačnu projekciju u numeričku ili digitalnu sliku. Slika je sadržana u oblast individualnog slikovnog elementa odnosno pixela. Svaki piksel predstavlja numeričku vrednost odnosno CT broj. Specifična vrednost za svaki piksel je povezana sa gustinom tkiva pri odgovarajućem zapreminom elementa, ili voksel. Rekonstrukcija traje nekoliko sekundi, u zavisnosti od kompleksnosti slike i sposobnosti kompjutera. Tada se digitalna slika skladišti u kompjutersku memoriju.



Slika 11. Rekonstrukcija slike [7]

Finalna faza je pretvaranje digitalna slike u video prikaz tako da se može videti ili direktno zabeležiti na filmu. Ova faza se izvršava preko komponenata koje funkcionišu kao digitalno-analogni konvertor. Veza između vrednosti pixela CT broja i sivila senke, ili osvetljenosti, na prikazanoj slici je određena prozorskim nivoima koje selektuje operator, a to je pokazano na slici 12.



Slika 12. Siva skala i mogućnost pomeranja prozorskog nivoa u zavisnosti od vrednosti CT brojeva [7]

Kroz manipulacije višeg i nižeg prozorskog nivoa, moguće je prilagoditi osvetljenje i kontrast prikazane slike. Prozorske opcije zavise od oblasti CT brojeva koji se pružaju preko cele sive skale.

1.3.3.Rekonstrukcija slike

CT rekonstrukcija slike je proces kojim se transformiše merenje penetracije x-zračenja u digitalnu sliku dela tela. Za rekonstrukciju slike možemo koristiti nekoliko matematičkih metoda. Metoda koja se najčešće koristi je filtrirana pozadinska projekcija. U principu, rekonstrukcija slike pomoću pozadinske projekcije je inverzna metoda u odnosu na skenirajući proces. U toku skeniranja dela tela x-zraci se projektuju kroz taj deo iz različitih pravaca da bi stvorili različite slike istog objekta. Kako su x-zraci projektovani kroz različite strane dela tela, pogled „vidi“ kompozitni profil atenuacije, a ne individualne anatomske strukture.

Slika se rekonstruiše u nekoliko pojedinačnij elemenata slika, tj. piksela. Broj piksela koji pravi sliku kreće se od 64x64 do 512x512. Pre početka snimanja operater bira veličinu matrice (broj piksela po slici).

Svaki piksel u slici odgovara zapremini elementa tkiva koji se snima. Na kvalitet slike značajno utiče veličina voksele. Tri promenljive utiču voksela a to su veličina matrice, vidno polje i debljina parčeta (odgovara dubini voksela). Vidno polje podeljeno sa veličinom matrice daje površinu viksela. Npr, vidno polje od 25,4 cm koje sadrži 256 matrica, daje voksel dužine (širine) od 1mm.

1.3.4.Kvalitet slike kompjuterske tomografije

Pre početa snimanja stručno lice mora da podesi vrednosti za relativno veliki broj imidžing faktora. Većina faktora direktno utiče na jednu ili više karakteristika kvaliteta slike. Najbitnije je podesiti faktore tako da nam oni omoguće najbolju vidljivost željenog detalja. Faktori koji proizvode najbolju vidljivost detalja, uglavnom smanjuju vidljivost okolnog mekog tkiva. Takođe, kvalitet slike mora biti usklađen i sa ekspozicijom pacijenta, grejanjem cevi za x-zrake, kao i vremenskim intervalom snimanja.

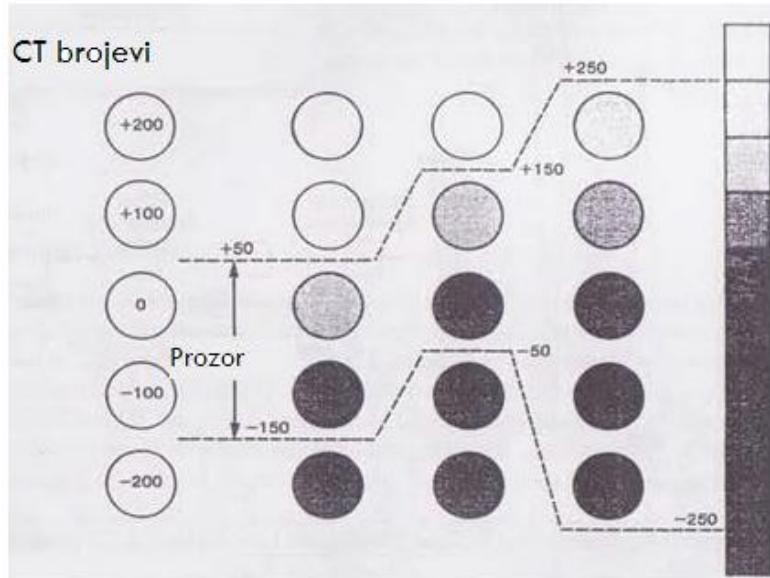
1.3.4.1. Kontrastna osetljivost

Kontrastna osetljivost kod CT-a omogućuje vizualizovanje strukture sa malim kontrastom, pogotovo u mekom tkivu.

U tomografskom imidžingu se svaka anatomska struktura vidi direktno i nije superiorna na ostale objekte. To omogućuje da se poboljša kontrast u oblastima koje su nam od interesa bez smetnji od visoko koščatih struktura. [7]

Window je stvaranje slike pomoću proračunatih brojeva koji se mogu razdvojiti na puno nijans sive. Pri podešavanju window nivoa svaki segment sa CT skale brojeva može biti proširen na ceo opseg skale sive boje. Tkivo je podeljeno na tri kategorije prema podešavanju prozora. Tkiva sa CT brojevima nižim od nižeg prozora se podešavaju da budu crni na slici. Tkiva sa većim brojevima od višeg prozora se podešavaju da slika bude bele boje, dok se tkiva čiji su brojevi između pojavljuju u različitim nijansama sive boje. Kontrast slike je povezan sa razlikom između najvišeg i najnižeg prozornog nivoa. Mali prozor proizvodi visok kontrast slike jer je mala

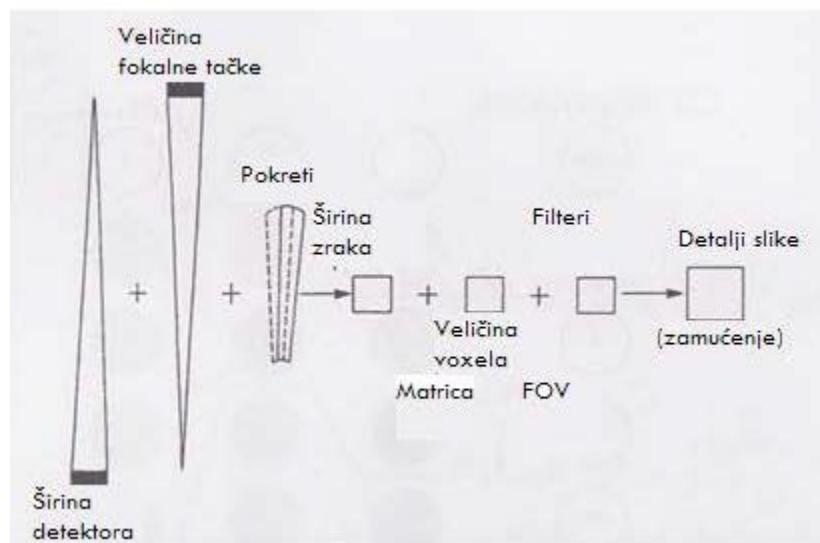
razlika u CT brojevima tkiva prikazana slikom sa velikim razlikama senke sive boje. Za veliki prozor je suprotno. Funkcija prozora nam dozvoljava da deo razlika u CT brojevima izolujemo iz celog opsega i da ga prikažemo u celom opsegu sive boje. To omogućava visoku kontrasnu osetljivost.



Slika 13. Dodeljivanje CT brojevima određene nijanse sive uz podešavanje window-a [7]

1.3.4.2. Vidljivost detalja, zamućenje i rezolucija

Neki faktori koji utiču na zamagljenje slike mogu se podešiti od strane stručnog lica. Zamućenost uglavnom ima vrednosti od 0,7 mm do 2,0 mm. U toku skeniranja i rekonstrukcije slike serija faktora utiče na totalnu zamućenost.



Slika 14. Faktori koji utiču na zamućenje i vidljivost detalja [7]

Jedan od glavnih faktora je širina zraka, poznata kao semling apertura. Svi anatomske detalji u širini zraka su zajedno zamućeni u toku skeniranja.

Detektor blende je efektivna veličina svakog detektora u ravni slike i predstavlja jedan od dva glavna faktora pomoću kojih se određuje širina zraka. Mali detektor blende proizvodi uzak zrak, sa malo zamućenosti i više vidljivih detalja. Kod mnogih skenera detektor blende može da se menja i podešava. Efikasnost je manja ukoliko je deo detektora pokriven i tada je potrebna veća izloženost pacijenta zračenju kako bi se dobio isti kvalitet slike.

Fokalna tačka je drugi faktor koji utiče na širinu zraka. Svaki zrak je proizveden pomoću fokalne tačke cevi x-zraka. Male fokalne tačke proizvode zrake sa uskim širinama, a samim tim i bolju vidljivost detalja. Međutim, toplotni kapacitet u oblasti fokalne tačke je često ograničavajući faktor. Mnogi skeneri koriste cevi sa dvostrukim fokalnim tačkama. Tada se mala fokalna tačka koristi za dobijanje detalja na slici, a velika se koristi zbog velikog toplotnog kapaciteta. Uglavnom se koristi sistem u kojem su fokalna tačka i detektor blende isti.

Faktor koji takođe utiče na detalje je interval ili razdaljina između susednih zraka. Ako razmak između zraka značajno prevazilazi dimenzije malih objekata ili anatomskih detalja, tada se detalj neće videti na slici. Zraci moraju biti dovoljno blizu tokom skeniranja da bi izmerili bilo koji anatomski detalj koji će se pojaviti na slici. Relativno velik interval između zraka ne samo da smanjuje detalje slike nego i prouzrokuje stepenasti sfetak srtefakta. [17]

Formiranje slike u niz piksela je samo po sebi proces zamagljivanja. Pošto specifičan piksel može imati samo jednu vrednos CT broja, ne može biti detalj unutar piksela. Drugim rečima, svi detalji unutar voksela tkiva predstavljeni specifičnim pikselom su zapravo jedna vrednost. Anatomska detalj unutar voksela ne može biti uslikan, prema tome mali vokseli su nam potrebni ukoliko zahtevamo detalj na slici. Postoje tri faktora koja određuju veličinu voksela:

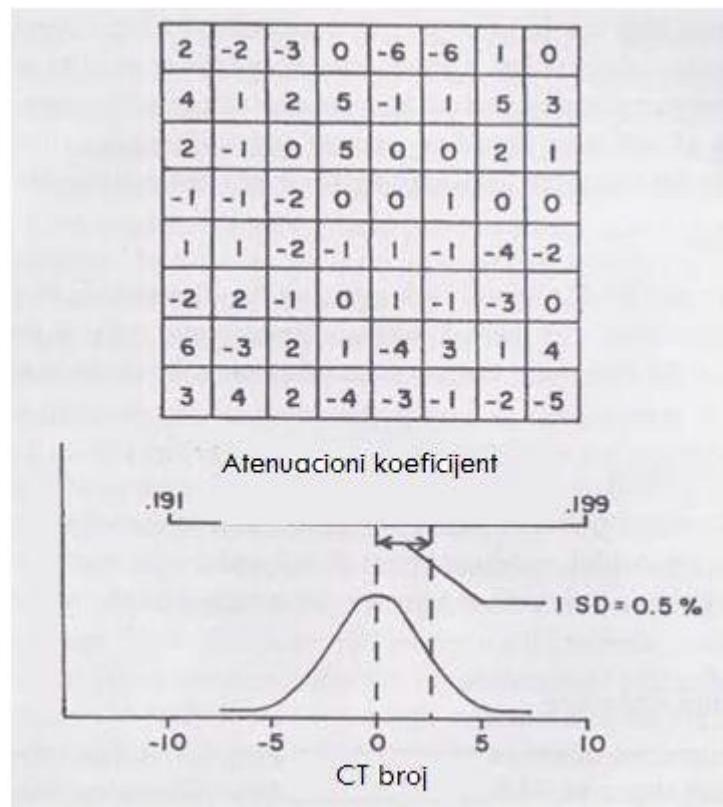
1. Vidno polje
2. Veličina matrice
3. Debljina ploče

Veličina voksela se može promeniti menjanjem bilo kog od ova tri faktora. Smanjivanje veličine voksela obično, ali ne i uvek, povećava detaljnost slike.

Smanjenje zamagljenja menjanjem bilo kojeg faktora neće značajno poboljšati kvalitet slike ukoliko faktor nije značajan izvor zamagljenja u odnosu na ostale faktore. Na primer, korišćenje malog otvora detektora neće poboljšati detaljnost slike ako su detalji ograničeni sa velikom fokalnom tačkom ili velikim vokselom. Najbolja procedura slikanja je generalno ona u kojoj je zamagljenje od svih faktora, sa izuzetkom veličine voksela, približno ista. Veličina voksela se obično može podešiti na manje vrednosti od ostalih faktora.

1.3.4.3. Šum

Šum slike je značajan jer je CT imidžing često korišćen da vizualizuje razlike tkiva sa malim kontrastom koji su posebno osetljivi na prisustvo šuma. Iznos šuma na CT slici je najveći faktor u određivanju osetljivosti efikasnog kontrasta imidžing procedure. Šum predstavlja varijaciju u CT brojnim vrednostima od piksela do piksela i postoji kada su svi pikseli povezani sa istim materijalom. Oblast CT slike vode je prikazan na slici 15. Voda ima srednju CT vrednost 0, ali zbog prisustva šuma, pojedinačni pikseli imaju opseg vrednosti kao što je prikazano.



Slika 15. Varijacije u CT brojevima pri slikanju vode CT skenerom [7]

Varijacija u CT brojevima (šumu) se može izraziti u smislu standardne devijacije tih vrednosti. Vrednost standardne devijacije se može izraziti u CT brojevima ili u procentima. Iznos šuma može biti određen skeniranjem posude sa vodom, a zatim da se prikaže vrednost standardne devijacije za specifičnu oblast interesovanja. Pošto debljina ploče formira jednu dimenziju voksela ona utiče na šum slike. Tanke ploče koje daju bolje detalje i manje zapremine predmeta, proizvode veći šum. Vidljivost šuma na CT slici zavisi i od podešavanja radnog dela ekrana koji se koriste za gledanje slike. Mali ekran koji povećavaju kontrast takođe povećavaju i šum. Neki od matematičkih filter algoritama korišćenih u procesu rekonstrukcije mogu smanjiti šum slike. Artefakti su ozbiljan problem u CT imidžingu. Potiču od različitih izvora ali se obično lako mogu identifikovati. Tipični izvori su:

- Pomeranje pacijenta
- Objekti visoke stenuacije
- Smetnje zbog preklapanja
- Kaljenje snopa
- Debalans detektora
- Centriranje
- Efekat delimične zapremine

Faktori koji utiču na šum

Nekoliko faktora povezanih sa CT procedurom utiču na iznos šuma slike i mogu se menjati do neke vrednosti od strane operatera. Kako se svaki menja da bi se smanjio šum, to ili nepovoljno utiče na drugi aspekt kvaliteta slike ili povećava ekspoziciju pacijenta. Iznos šuma je inverzno povezan sa totalnom vrednošću apsorbovane radijacije u svakom voxelu. Menjanjem dimenzije voxela ili ekspozicije proizvedene snopom X zraka menja se nivo šuma. Šum može biti smanjen povećanjem dimenzija pixela (voxela), ali kao što smo videli ovo povećava zamagljenje i smanjuje vidljivost detalja. Ovo je jedan od bitnih kompromisa koji moraju biti urađeni u izboru imidžing faktora.

Pošto debljina ploče formira jednu dimenziju voxela, ona utiče na šum slike. Tanke ploče, koje proizvode bolje detalje i manje zapremine predmeta, proizvode veće nivoe šuma. Ponovo se mora praviti kompromis u izboru imidžing faktora.

Iznos radijacije iskorišćen za kreiranje CT slike može da varira menjanjem ili mA (jačina struje) ili vremena skeniranja. Menjanjem jednog ili drugog proizvodi se proporcionalna promena u dozi pacijenta i apsorbovane radijacije u pojedinačnim vokselima. Šum slike može biti smanjen povećanjem količine korišćene radijacije (mAs), ali će se apsorbovana doza radijacije takođe povećati. [17]

Neki od matematičkih filter algoritama korišćenih u procesu rekonstrukcije mogu smanjiti šum slike peglanjem ili zamagljivanjem slike. Kompromis koji mora biti razmotren u korišćenju funkcija ovih filtera je smanjenje vidljivosti detalja na slici.

1.4. CT BROJEVI

Kod rekonstrukcije slike, svaki piksel ima svoju numeričku vrednost koja je vezana sa linearnim atenuacionim koeficijentom. Prvo se računa atenuacioni koeficijent za svaki voksel, pa se odatle transformiše u odgovarajuću vrednost piksela.

Većina sistema daje CT broj u Hounsfield jedinicama. Veza između CT broja i odgovarajućeg atenuacionog koeficijenta je:

$$CT\ broj = \mu_{tkiva} - \mu_{H2O} / \mu_{H2O} \cdot 1000$$

Voda se koristi kao referentni materijal. Po definiciji CT broj za vodu je nula. Materijali koji imaju veći atenuacioni koeficijent od vode imaju pozitivne CT brojeve i obrnuto.

Do atenuacije snopa dolazi usled interakcije x-zraka sa tkivima kroz koje prolazi. Odnosno, usled fotoelektričnog efekta i Komptonovog efekta.

Pri absorpciji fotona fotoelektričnim efektom foton svu svoju energiju predaje elektronu koji se nalazi u elektronskom omotaču atoma. Deo ove energije se troši na oslobođanje elektrona unutar atomskih veza dok se preostala energija pretvara u kinetičku energiju.

I Komptonov i fotoelektrični efekat zavise od energije fotona, odnosno verovatnoća da određeni foton bude absorbovan ili rasejan zavisi od energije fotona.

Linearni atenuacioni koeficijent za Komptonovu interakciju se definiše preko gatine materijala. Odavde zaključujemo da je kod mekih tkiva CT broj u vezi sa gustinom tkiva.

Isto tkivo neće dati isti CT broj ako se skeniranje vrši drugim aparatom, zbog različite energije snopa x zračenja.

Predpostavimo da je snop X-zraka usmeren ka objektu. Neka je N broj fotona usmeren ka tom objektu, a $N + \Delta N$ broj fotona detektovanih na drugoj strani nakon prolaska snopa kroz objekat. Odnos broja fotona u upadnom snopu i broja "izgubljenih fotona" proporcionalan je debljinu materijala kroz koju snop prolazi sa konstantom μ , odnosno

$$\frac{\Delta N}{N} \cdot \frac{1}{\Delta x} = -\mu$$

Ukoliko posmatramo gubitak fotona duž puta snopa dx odnosno kada Δx teži nuli, predhodni izraz možemo napisati u diferencijalnom obliku

$$\frac{1}{N} dN = -\mu dx$$

Broj fotona na rastojanju x unutar objekta, može se izračunati na osnovu sledećeg izraza

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\mu \int_0^x dx$$

Gde je N_0 broj fotona u upadnom snopu. Broj fotona u funkciji pozicije unutar objekta se dobija integraljenjem predhodnog izraza

$$\ln N - \ln No = -\mu x$$

odnosno:

$$N(x) = No e^{-\mu x}$$

Konstantu μ nazivamo atenuacionim koeficijentom materijala koji je u slučaju homogenog objekta konstantan celom dužinom prostiranja snopa kroz objekat.

Kada se radi o formirajući slike preseka ljudskog tela na putu snopa se nalaze organi i tkiva sa različitim atenuacionim koeficijentom tako da koeficijent atenuacije posmatramo kao dvodimenzionu funkciju u Dekartovom koordinatnom sistemu. Ukoliko je N_u broj fotona u upadnom snopu, a N_d broj fotona detektovanih na izlazu iz tela, pri čemu je debljina snopa dovoljno mala, na osnovu predhodno razmatranog slučaja za homogeni objekat može se formirati sledeći izraz:

$$N_d = N_u e^{-\int \mu(x, y) ds}$$

Odnosno,

$$\int \mu(x, y) ds = \ln N_u / N_d$$

Gde je ds elemenat na putu snopa kroz telo. Leva strana izraza predstavlja linijski integral projekcije pa prema tome vrednost $\ln N_u / N_d$ izmerene za snop X-zraka usmeren pod različitim uglovima u odnosu na objekat može biti korišćen za generisanje projekcija na osnovu kojih se može odrediti funkcija $\mu(x, y)$ u ravni posmatranog preseka.

Pri rekonstrukciji slike kompjuterizovanom tomografijom izračunava se linearni atenuacioni koeficijent tkiva. Linearnim atenuacionim koeficijentima se dodeljuju celobrojne vrednosti u opsegu od -1000 do 4000 koje se nazivaju Hounsfieldovim jedinicama i označavaju se sa HU. [7]

| Tkivo | CT broj (HU) |
|-------------------------|----------------|
| Kranijalna kost | 2000 |
| Jetra | od 40 do 60 |
| Krv | 40 |
| Mišići | od 10 do 40 |
| Bubrezi | 30 |
| Moždano-kičmena tečnost | 15 |
| Voda | 0 |
| Bela moždana masa | od -20 do -30 |
| Siva moždana masa | od -37 do -45 |
| Masti | od -15 do -100 |
| Vazduh | -1000 |

Tabela 1. Vrednosti CT brojeva za različita tkiva u ljudskom telu

1.5.KONTROLA KVALITETA

Radioterapija je jedan veoma složen proces pri čemu se koristi isto tako složena oprema. Terapija se sastoji iz mnogo zasebnih koraka i svaki od njih se mora izvesti sa maksimalnom tačnošću. Obejedinjavanje niza tehničkih i medicinskih disciplina i kompleksnih uređajaje jedan od osnovnih razloga zašto u radioterapiji moramo izvršiti kontrolu kvaliteta.

Sistem kontrole kvaliteta mora da pokrije medicinska, fizičko tehnička i organizaciona pitanja u radioterapiji.

„Osiguranje kavliteta se bavi svim onim procedurama koje obezbeđuju konzistentnost prepisanog tretmana i sigurno ispunjenje tog tretmana što se tiče isporučene doze na ciljni volumen, zajedno sa minimalnim dozama na okolna tkiva, minimalnom izloženošću osoblja i adekvatnim praćenjem pacijenta u cilju utvrđivanja krajnjeg rezultata lečenja.“

Ova definicija se zasniva na opštoj definiciji koju je usvojila Međunarodna organizacija za standardizaciju (ISO 1995). Takođe, prema toj organizaciji se kontrola kvaliteta definiše kao

„Kontrola kvaliteta je regularni proces kroz koji se trenutni kvalitet rada meri i poređi sa postojećim standardima, da bi se na kraju izvršile potrebne mere zarad ponovnog dovođenja u skladu sa standardom (ISO 1995), u slučaju da su primećena neka odstupanja od istog.“

Sistem osiguranja kvaliteta treba da obezbedi da svi zahtevi budu shvaćeni, dokumentovani i primjenjeni u praksi.

Cilj programa osiguranja kvaliteta opreme i aparata jeste da obezbedi poštovanje propisanih standarda vezanih za bezbednost pacijenta i osoblja i standarda vazanih za rad samih aparata i tehničkog održavanja istih tokom radnog veka.

Program za osiguranje kvaliteta treba da sadrži:

- Specifikaciju opreme koja sadrži osnovne karakteristike aparata, način rada i dozvoljena odstupanja.
- Testove. Postoje različite vrste testova koji omogućavaju proveru da li aparat ili oprema odgovaraju specifikacijama.
- Rad koji je neophodan da bi se aparat doveo u radon stanje za kliničku upotrebu.
- Uspostavljanje programa preventivnog održavanja
- Dodatni testovi koji se rade nakon popravke aparata , u slučaju kvara.
- Dokumentaciju svih relevantnih informacija koje su vezane za aparat I prateću opremu
- Obuku osoblja za rad za aparatom

Preporuke međunarodnih institucija mogu se pronaći u dokumentima koje izdaju:

International Atomic Energy Agency (IAEA), American Association of Physicists in medicine (AAPM), European Society for Therapeutic Radiotion Oncology (ESTRO), International Radiation Units and Measurements (ICRU), Institute of Physics and Engineering in medicine (IPEM), International Commission (IEC), World Health Organization (WHO) ...

1.5.1.Program kontrole kvaliteta CT aparata

Aparati za zračenje u najvećoj meri su kontrolisani preko računara što doprinosi njihovoj kompleksnosti.

Danas postoji veliki broj instrumenata koji su jednostavnii za upotrebu i pomoću kojih veoma lako i brzo možemo proveriti određene parametre. Oni najčešće služe za rutinske kontrole geometrijskih, mehaničkih i zračnih parametara aparata.

Dnevne provere s rade u manje kontrolisanim uslovima i bez korekcije na atmosferske uslov. Dnevne provere nećešće rade tehničari ili dozimetristi dok mesečna i godišnja merenje treba da radi fizičar koristeći ionizacionu komoru i elektrometar.

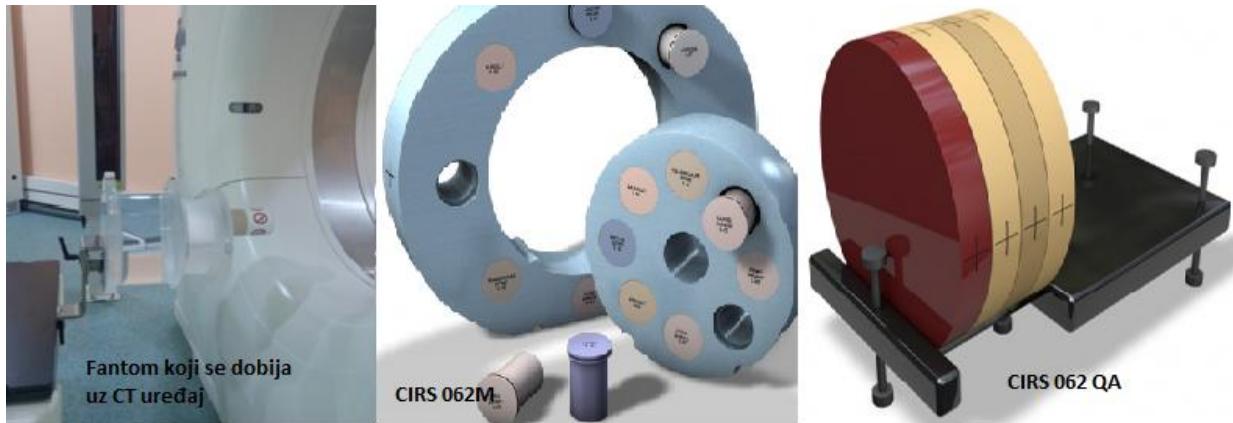
Postoji veliki broj testova koji se sprovode svakodnevno, mesečno i godišnje. Neki od nji su: dozimetrijski test, test provere izocentra, provjera pomeranja stola, provjera SSD indikatora, test za provjeru kolimatori i veličine optičkog polja, kontrola centra X zračenja, kontrola ugaonih indikatora, test stabilnosti gentrija.

Nakon pokretanja tzv. QA procedure, aparat automatski vrši samoproveru određenih parametara. Uloga osobe koja vrši kontrolu je da postupa po uputstvima (npr. postaviti određeni fantom na propisani način, postaviti sto u određenu poziciju...)

Tokom ispitivanja postojanosti ispituju se sledeći parametri:

1. Laseri (unutrašnji, spoljašnji, sagitalni)
2. Tačnost CT broja
3. Debljina slajsa
4. Homogenost
5. Šum
6. Prostorna i kontrastna rezolucija
7. Stabilnost stola
8. Uniformnost
9. Zavisnost kalibracione krive od napona i struje rendgenske cevi

Kriterijume prihvatljivosti je definisao proizvođač uređaja. Ispitivanje postojanosti CT uređaja može da se vrši pomoću CT fantoma isporučenog uz uređaj ili pomoću fantoma CIRS 062 QA, dok se zavisnost kalibracione krive od napona i struje rendgenske cevi vrši pomoću fantoma CIRS 062M, svi fantomi koji su korišćeni su prikazani na slici br. 16. Broj testova varira, menja se od uređaja do uređaja i zavisi od proizvođača.



Slika 16. Fantom koji se dobija uz CT uređaj

Prilikom provere pomeranje stola proveravaju se vertikalni i longitudinalni pomeraji.

Provera služi za utvrđivanje tačnosti pozicije stola prilikom njegovog vertikalnog i longitudinalnog pomeranja.

Za proveru se može koristiti milimetarski papir ili merna traka nalepljena na bilo koji fantom npr. RTP fantom. Kod izvođenja provere treba poravnati horizontalni pokretni laser sa centrom na milimetarskom papiru. Sto se pomera vertikalno u koracima po 50 mm. Očitavaju se vrednosti u odnosu na centar na milimetarskom papiru i upisuju se u tablicu. [3]

Provera pokretnih lasera

Sastav lasera koji služi za pozicioniranje i označavanje pacijanta sastoji se od sagitalnog i para bočnih lasera. Kako se CT sto ne može bočno pomerati potrebano je da sagitalni laseri budu pokretljivi. Oznake na bolesniku su povezane sa anatomijom na CT presecima pa je izuzetno bitno osigurati i proveravati skladnost sastava pomičnih lasera i lasera CT uređaja.

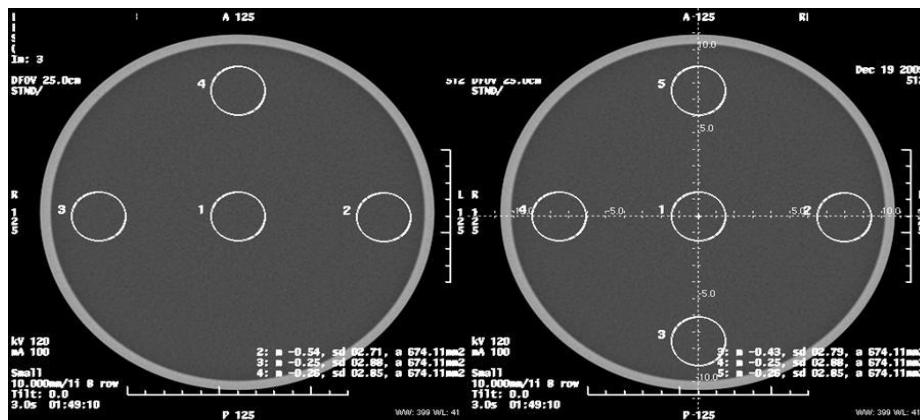
Provere se izvode pomoću fantoma, preporučenog od proizvođača. Fantom se postavi u središte lasera i preporuka je da fantom na CT stolu bude uvek na istom mestu po dužini. Tako se dobijaju inicijalne vrednosti. [3]

- Kada se fantom postavi na odgovarajuće mesto, očita se visina stola i uporedi se sa referentnim vrednostima, vrednostima koje su dobijene od proizvođača i zabeleži se odstupanje očitane vrednosti u odnosu na inicijalnu i referentnu vrednost.
- Pomeranjem stola fantom postaviti u centar sastava unutrašnjih i spoljašnjih lasera i zabeležiti pozicije stola. Longitudinalno pomeranje stola treba da bude jednak udaljenosti između dva sistema lasera, a vertikalni položaj treba da ostane konstantan.

- c) Fantom se postavi u središte sastava pokretnih lasera, sto se pomera vertikalno do donje, odnosno gornje granice i posmatraju se levi i desni vertikalni laseri. Pomoću longitudinalnog pomeranja stola se očitavaju moguća odstupanja.
- d) Položaj fantoma se poravna pomoću spoljašnjih lasera CT uređaja. Sto se longitudinalno pomera tako da fantom bude u ravni definisanoj sa pokretnim laserima. Sagitalni i horizontalni laseri se takodje postavljaju u ravan sa fantomom. Očitavaju se koordinate pokretnih lasera i beleže se moguća odstupanja.
- e) Milimetarski papir se postavlja na sto CT aparata tako da se centar njegovog koorinatnog sistema poklapa sa centrom sistema pokretnih lasera. Sagitalni laseri se pomeraju za odgovarajuće vrednosti i određuje se veličina pomeranja na milimetarskom papiru.

Provera unutrašnjih lasera

- a) Fantom se postavlja u središte sastava unutrašnjih lasera. Sto se pomera longitudinalno i utvrđuju se eventualna pomeranja bočnih lasera i sagitalnog lasera. Pomoću vertikalnog pomeranja stola se određuje veličina odstupanja. Nakon toga, fantom se vraća u središte i sto se pomera vertikalno do gornje, odnosno donje granice. Pomoću longitudinalnog pomeranja stola određuju se moguća odstupanja bočnih lasera i sagitalnog lasera.
- b) Unutrašnji laseri CT uređaja označavaju središte tomografske površine. Provera služi za određivanje njihove podudarnosti.
- c) Fantom se postavi u središte sastava pokretnih lasera, a sto se postavi u poziciju za skeniranje. Fantom se skenira u spiralnom režimu rada. Nakon napravljenе rekonstrukcije se odabira presek na kojem su jasno vidljivi slotovi fantoma. Pomoću alata za analizu podataka određuje se izocentar, položaj izocentra bi trebalo da se poklapa sa slotovima fantoma vidljivim na CT preseku.



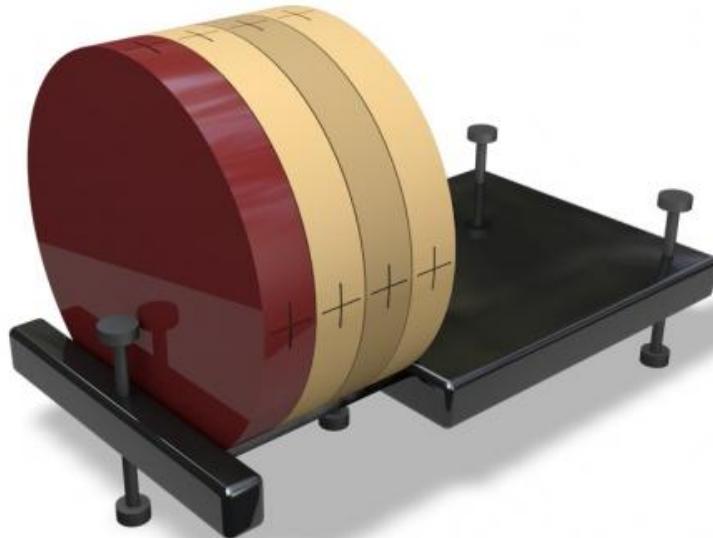
*Slika 17.
Snimak preseka
fantoma
prilikom
provere lasera
[3]*

Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja CT aparata dati su u tabeli 2. [8]

| Velicina koja se ispituje | Parametar koji se proverava | Granice dopustenih odstupanja | Period provere |
|---------------------------|--|-------------------------------|----------------|
| Napon rendgenske cevi | Ponovljivost | $\pm 10\%$ | Godisnje |
| | Tacnost | $\pm 10\%$ | Godisnje |
| Linearnost CT broja | Voda: CT=0 | ± 4 CT | Mesecno |
| | Vazduh: CT=1000 | ± 10 CT | Mesecno |
| Sum | | ± 0.2 CT ili 10 % | Godisnje |
| Homogenost | | ± 2 CT | Dnevno |
| Debljina slajsa | $s \leq 2$ mm | $\pm 50\%$ | Godisnje |
| | $2 \text{ mm} < s < 8 \text{ mm}$ | $\pm 25\%$ | Godisnje |
| | $s \geq 8 \text{ mm}$ | $\pm 10\%$ | Godisnje |
| Razlaganje lp/cm- MTF | | 50% | Godisnje |
| | | 10% | Godisnje |
| | | 2% | Godisnje |
| CT dozni indeks | U sredini fantoma | Prijemo ispitivanje | Godisnje |
| | Gore | | |
| | Dole | | |
| | Levo | | |
| | Desno | | |
| Pozicioniranje stola | Odstupanje u uzduznom smeru pri pomeranju lezaja za 30 mm | ± 2 mm | Godisnje |
| Pozicioniranje stola | Odstupanje uz pomeranje napred za 30 mm I nazad na pocetak | ± 2 mm | Godisnje |

Tabela 2.

Fantom koji je korišćen prilikom kontrole kvaliteta je *CBCT ELECTRON DENSITY & IMAGE QUALITY PHANTOM model 062MQA*



Slika 18. Fantom *CBCT ELECTRON DENSITZ & IMAGE QUALITY PHANTOM model 062MQA* [19]

Ovaj fantom je napravljen sa namerom da predstavlja istovremeno uređaj za kalibraciju gustine elektrona i za procenu kvaliteta snimka CT-a, koji koristi divergentne X- zrake koji formiraju konus, a integrisani su u uređaj koji se koristi u radioterapiji. Funkcija kalibracije elektrona poboljšava ishod adaptivne terapije, dok je kvalitet snimka fini balans između optimizacije kvaliteta slike pri minimalnoj dozi zračenja.

Model fantoma 060MQA, uređaj koji predstavlja kalibrator gustine elektrona i poboljšava kvalitet slike, sastoji se iz sledećih delova: ploče debljine 100mm, 100mm debljine CBCT fantoma za poboljšanje kvaliteta slike, 50mm debljine fantoma za gustinu elektrona, jedinstveno tanak bolus (virtuelni vodeni fantom) koji iznosi 37,5mm, uniformne ploče debljine 12,5mm i ploče debljine 50mm.

Glavna (telo) ploča, debljine 100 mm, ima u centru rupu, gde dolazi CBCT fantom za poboljšanje kvaliteta slike. Svaki sloj vodenog dela fantoma se buši, da bi se smestile jonske komore i dozvolila merenja bez obzira na poziciju fantoma za kvalitet snimka. Debljine delova su odabране, kako bi se omogućilo pozicioniranje bilo kog sloja za kvalitet snimka u centralnom snopu. Takođe, delovi različitih debljina gustinu elektrona dislociraju od centralnog snopa.

Fantom zajedno sa oznakama za poravnavanje lasera omogućava lako i jednostavno pozicioniranje fantoma na sto akceleratora. Fantom je postavljen na šine uz pomoć mašinskih žlebova. Bafer ploče služe za smanjenje artefakta. Nivelacija se vrši podešavanjem nivoa noge. [19]

Karakteristike:

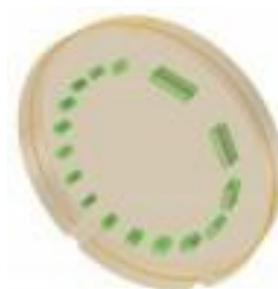
- ✓ Mogućnost izvođenja svih CT snimanja na QA testovima za AAPM TG
- ✓ Koristi ionizacione komore za merenje doze
- ✓ Kalibriše gustinu elektrona u *Multi Slice i Cone Beam CT-u*
- ✓ Omogućuje merenja u centralnoj osi i van nje
- ✓ Pozicija simulatornog tkiva u CT-u i CBCT-u se nalazi u okviru 17 različitih energetskih nivoa
- ✓ Optimizovan je za volumetrijsko snimanje
- ✓ Brzo pozicioniranje i prilagođavanje konfiguracija

CBCT fantom za procenu kvaliteta snimka

Fantom se sastoji iz četiri sloja: prostorna rezolucija, debljina slojeva, nizak kontrast i uniformnost. Pozicioniranje različitih slojeva CBCT fantoma na centralnu osu se radi pomoću fantoma u 100 mm debelom glavnom delu ili sa fantomom pozicioniranim direktno na pomoći uređaj. [19]

Sloj prostorne rezolucije

Sloj prostorne rezolucije je dizajniran da proceni prostornu rezoluciju IGRT sistema. *Line pair* obrasci od 1 do 16cm su ugrađeni u pozadini. Sa ciljem da minimalizuju artefakte, svaki *line pair* obrazac je napravljen od materijala sa većim gustinama. Ovi obrasci su trodimenzionalni i 12mm visine duž uzdužne ose CBCT fantoma za procenu kvaliteta snimka. [19]



Slika 19. Sloj fantoma za procenu prostorne rezolucije [19]

Sloj debljine slajseva i linearnosti CT broja

Ovaj sloj je dizajniran da odredi odnos kontrasta i šuma. Tri ugaona vazdušna kanala, raspoređena u jednakostraničnom trouglu mogu da se koriste za pristup osetljivosti debljine slajseva. [19]



Slika 20. Sloj fantoma za određivanje kontrasta i šuma [19]

Nisko-kontrastni sloj

Nisko-kontrastni sloj je predviđen za procenu sposobnosti sistema da detektuje male razlike u kontrastu. Sadrži tri seta nisko-kontrastnih delova sa razlikom linearnih atenuacija od 0,5%, 1% i 2% u odnosu na materijal. Prečnici nisko-kontrastnih delova su izabrani da obezbede odnos poprečnog preseka i zapremine. Dodatne funkcije su dizajnirane da procene stepen uvećanja ortogonalne ose, transverzalne slike kao i dodatne funkcije za izračunavanje tačke rasipanja funkcije i naknadne kalkulacije modula transfera funkcije. [19]



Slika 21. Sloja fantoma pomoću kojeg se proverava contrast [19]

Ravnomerni sloj / Uniformni sloj

Uniformni sloj je dizajniran da meri mogućnost sistema da proizvede uniformne slike kroz vidno polje objektiva sa ravnomernim karakteristikama u svim smerovima. [19]



Slika 22. Sloja fantoma za ispitivanje uniformnosti [19]

Fantom za merenje gustine elektrona

Fantom se sastoji od užljebljenih diskova, načinjenih od takozvane vodene plastike. Takvi diskovi dozvoljavaju simulaciju konfiguracija glave i abdomena. Osam različitih umetaka tkiva mogu biti pozicionirani na 17 različitih lokacija. Fizički izgled fantoma takođe omogućuje snimanje mimo centralne ose. [19]

2. METODOLOGIJA

Metodološki rad je podeljen na dva dela:

1. Promenama parametara snimanja (struje i napona), u određenom opsegu, praćena je promena očitanih CT brojeva, koja se zatim korelirala sa promenljivom, iz čega se može izvući zaključak koliko se menja kalibraciona kriva CT uređaja sa promenom napona i koliko bi ona uticala na rezultat planiranja terapije.
2. Definisan je niz testova za CT uređaj instaliran na Institutu za onkologiju Vojvodine, Klinici za radioterapiju, prema zahtevima u skladu sa Zakonom, kao i u skladu sa međunarodnim preporukama.

2.1.PROMENA PARAMETARA SNIMANJA RADI ISPITIVANJA ZAVISNOSTI KALIBRACIONE KRIVE OD NAPONA I STRUJE CEVI

Fantom koji je korišten za snimanja bio je electron density phantom. Menjani su sledeći parametri sa konzole CT uređaja:

1. Napon cevi je menjan od 70 kV do 140 kV, dok je struja bila konstantna. Ova snimanja su ponavljana za sledeće vrednosti struje cevi: 80 mA, 60 mA, 35 mA i 20 mA.
2. Napon je bio konstantan, a snimanja su vršena za sedeći opseg struja cevi: 80 mA, 60 mA, 35 mA i 20 mA. Zatim je snimanje ponavljano na isti način, ali za sledeće vrednosti napona: 120 kV, 100 kV, 80 kV i 70 kV.

2.2.KONTROLA KVALITETA CT UREĐAJA

Kontrola kvaliteta CT uređaja je izvršena pomoću sledećih fantoma:

1. Fantom koji se dobija uz CT uređaj
2. CIRS 062
3. CIRS 062 QA

Pomoću fantoma koji se dobija uz CT uređaj testirane su sledeće karakteristike: uniformnost, konstantnost lasera, debljina slajsa, homogenost, kontrast i stabilnost stola.

Pomoću fantoma CIRS 062 testirana je konverziona kriva, a pomoću fantoma 062 QA debljina slajsa, homogenost, uniformnost, kontrastna i prostorna rezolucija i linearност CT broja.

3.REZULTATI MERENJA

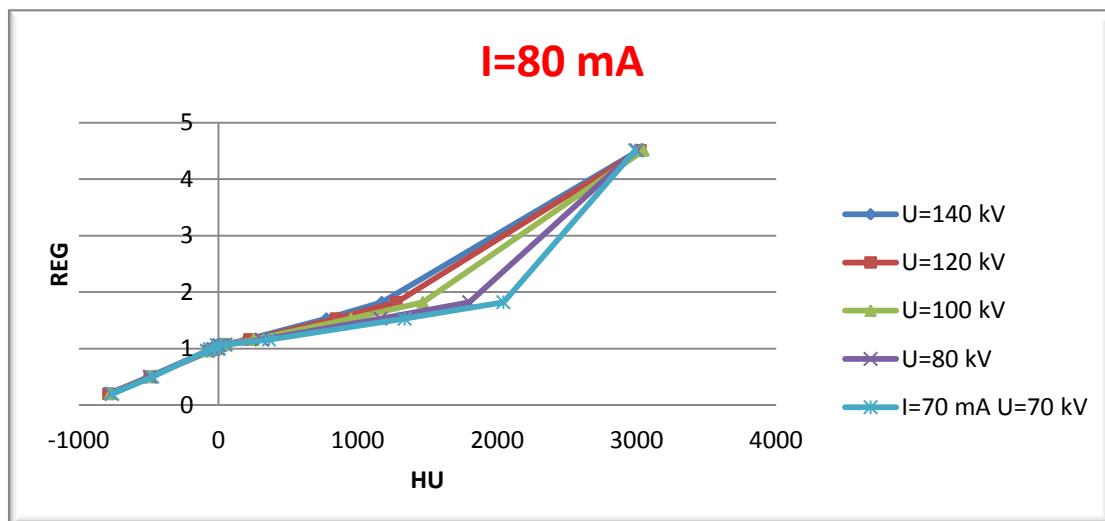
3.1.GRAFIČKI PRIKAZ ZAVISNOSTI KALIBRACIONE KRIVE OD NAPONA RENDGENSKE CEVI

3.1.1 Centriran fantom u odnosu na lasere

Testovi, čiji su rezultati prikazani tabelarno i grafikom koji prati datu tabelu, sprovedeni su tako što je fantom postavljen na ravnu ploču CT stola, na odgovarajuću obeleženu poziciju, u odnosu na lasere, a zatim je snimljen najpre topogram pa ceo fantom.

| I=80 mA | REG | U=140 kV | U=120 kV | U=100 kV | U=80 kV | U=70 kV |
|--------------------|------|----------|----------|----------|---------|---------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -786 | -787 | -776 | -766 | -760 |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -498 | -491 | -491 | -491 | -474 |
| Masti | 0.96 | -56 | -66 | -76 | -80 | -82 |
| BR 501/50 | 0.99 | -34 | -35 | -40 | -36 | -59 |
| Voda | 1 | -7 | -3 | -2 | -4 | 4 |
| Mišići | 1.06 | 30 | 23 | 17 | 7 | -12 |
| Jetra | 1.07 | 45 | 48 | 45 | 51 | 50 |
| Kost 200 | 1.16 | 202 | 223 | 253 | 311 | 363 |
| Kost 800 | 1.53 | 775 | 844 | 951 | 1163 | 1336 |
| Kost 1250 | 1.82 | 1172 | 1277 | 1466 | 1799 | 2044 |
| Titanijum | 4.51 | 3017 | 3027 | 3049 | 2999 | 2989 |

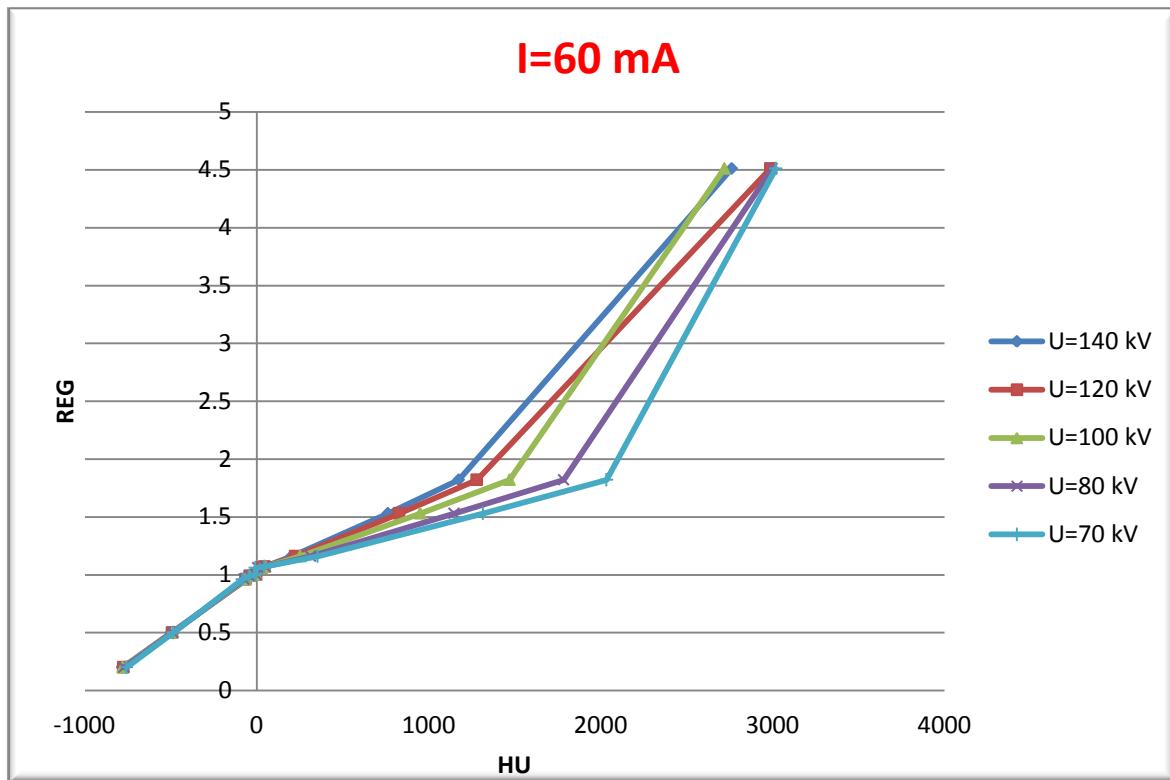
Tabela 4. Prikazani su rezultati snimanja koje je vršeno pri konstantoj struji ($I=80 \text{ mA}$) i promenljivom naponu



Grafički prikaz tabele 4. (Grafik 1.)

| I=60 mA | REG | U=140kV | U=120kV | U=100kV | U=80kV | U=70kV |
|--------------------|------|---------|---------|---------|--------|--------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -782 | -776 | -780 | -772 | -758 |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -496 | -492 | -490 | -488 | -486 |
| Masti | 0.96 | -60 | -65 | -67 | -74 | -83 |
| BR 501/50 | 0.99 | -37 | -40 | -42 | -42 | -45 |
| Voda | 1 | -6 | -3 | -2 | -3 | -6 |
| Mašići | 1.06 | 28 | 29 | 24 | 6 | -8 |
| Jetra | 1.07 | 45 | 45 | 50 | 49 | 44 |
| Kost 200 | 1.16 | 203 | 224 | 252 | 313 | 354 |
| Kost 800 | 1.53 | 763 | 828 | 951 | 1148 | 1316 |
| Kost 1250 | 1.82 | 1175 | 1280 | 1471 | 1785 | 2034 |
| Titanijum | 4.51 | 2763 | 2988 | 2720 | 2998 | 3019 |

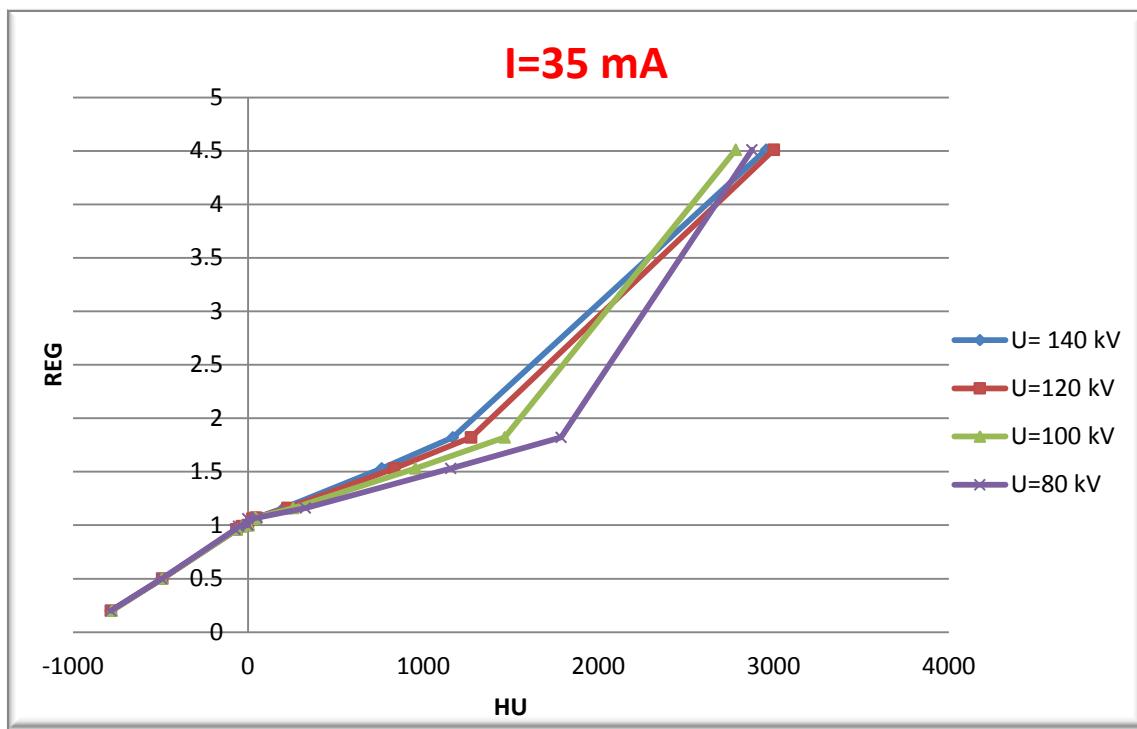
Tabela 5. Prikazani su rezultati snimanja koje je vršeno pri konstantnoj struji ($I=60\text{ mA}$) i promenljivom naponu



Grafički prikaz tabele 5. (Grafik 2.)

| I=35 mA | REG | U=140kV | U=120kV | U=100kV | U=80kV | U=70kV |
|--------------------|------|---------|---------|---------|--------|--------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -784 | -783 | -778 | -784 | / |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -494 | -490 | -491 | -493 | / |
| Masti | 0.96 | -63 | -66 | -64 | -75 | / |
| BR 501/50 | 0.99 | -35 | -35 | -35 | -55 | / |
| Voda | 1 | -4 | -1 | 3 | -1 | / |
| Mišići | 1.06 | 31 | 25 | 28 | -2 | / |
| Jetra | 1.07 | 47 | 44 | 42 | 52 | / |
| Kost 200 | 1.16 | 203 | 225 | 257 | 327 | / |
| Kost 800 | 1.53 | 763 | 834 | 955 | 1157 | / |
| Kost 1250 | 1.82 | 1169 | 1273 | 1465 | 1787 | / |
| Titanijum | 4.51 | 2958 | 3001 | 2784 | 2876 | / |

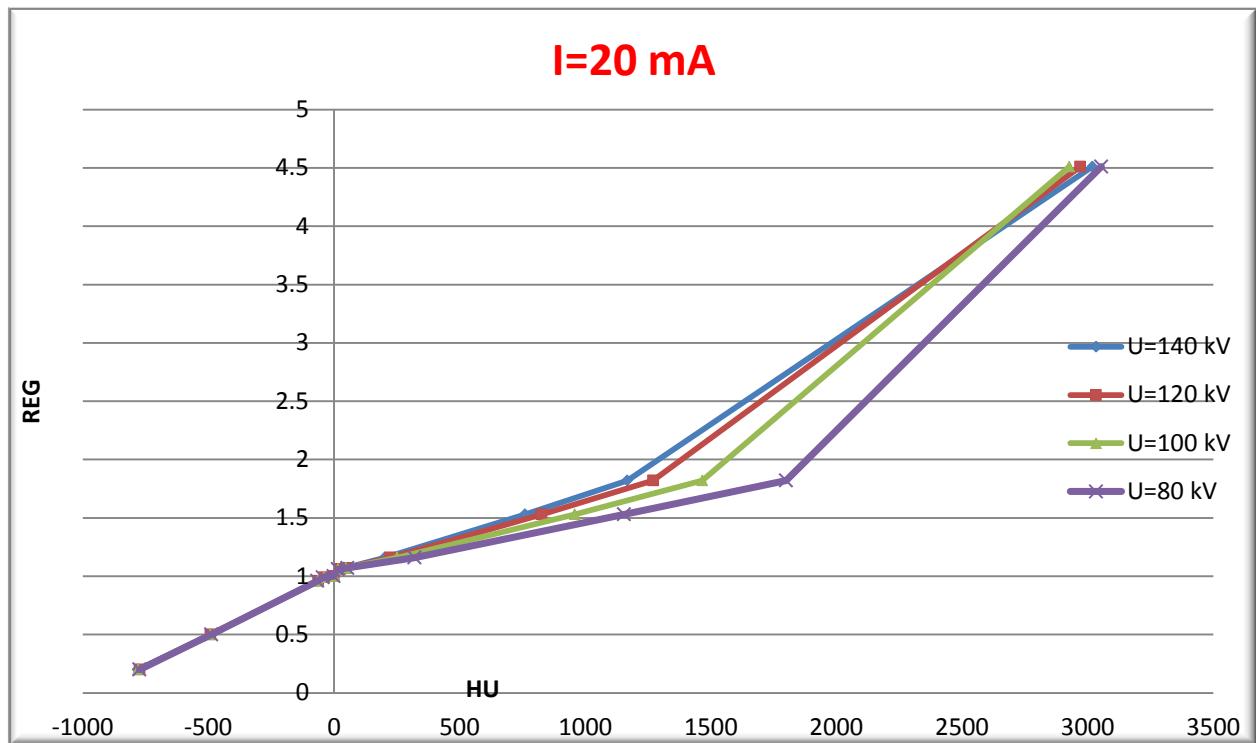
Tabela 6. Prikazani su rezultati snimanja koje je vršeno pri konstantnoj struji ($I=35\text{ mA}$) I promenljivom naponu.



Grafički prikaz tabele 6. (Grafik 3.)

| I=20 mA | REG | U=140kV | U=120kV | U=100kV | U=80kV | U=70kV |
|--------------------|------|---------|---------|---------|--------|--------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -782 | -774 | -780 | -775 | / |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -491 | -492 | -493 | -489 | / |
| Masti | 0.96 | -63 | -63 | -64 | -67 | / |
| BR 50/50 | 0.99 | -37 | -38 | -40 | -45 | / |
| Voda | 1 | 3 | -1 | 1 | -2 | / |
| Mišići | 1.06 | 31 | 25 | 16 | 15 | / |
| Jetra | 1.07 | 45 | 48 | 47 | 53 | / |
| Kost 200 | 1.16 | 202 | 224 | 251 | 320 | / |
| Kost 800 | 1.53 | 760 | 826 | 958 | 1154 | / |
| Kost 1250 | 1.82 | 1167 | 1270 | 1466 | 1799 | / |
| Titanijum | 4.51 | 3019 | 2970 | 2927 | 3054 | / |

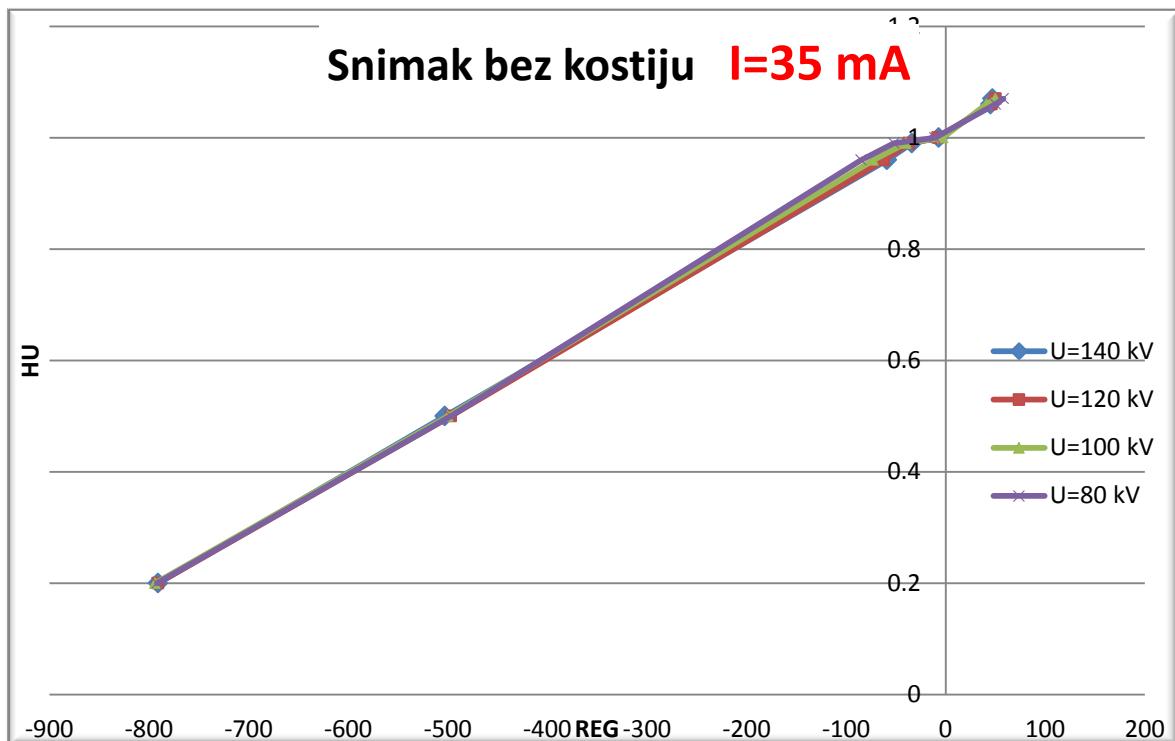
Tabela 7. Prikazani su rezultati snimanja koje je vršeno pri konstantnoj struji ($I=20mA$) i promenljivom naponu



Grafički prikaz tabele 7. (Grafik 4.)

| I=35 mA bez kostiju | REG | U=140kV | U=120kV | U=100kV | U=80kV | U=70kV |
|---------------------|------|---------|---------|---------|--------|--------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -791 | -791 | -794 | -792 | / |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -503 | -497 | -500 | -497 | / |
| Masti | 0.96 | -59 | -62 | -73 | -85 | / |
| BR 501/50 | 0.99 | -34 | -37 | -40 | -52 | / |
| Voda | 1 | -7 | -8 | -3 | -11 | / |
| Mišići | 1.06 | 45 | 46 | 41 | 50 | / |
| Jetra | 1.07 | 47 | 50 | 50 | 58 | / |

Tabela 8. Prikazani su rezultati za snimanje koje je izvšeno pri konstantnoj struji I promenljivom naponu sa fantomom iz kojeg su izvađeni ulošci koji predstavljaju kosti



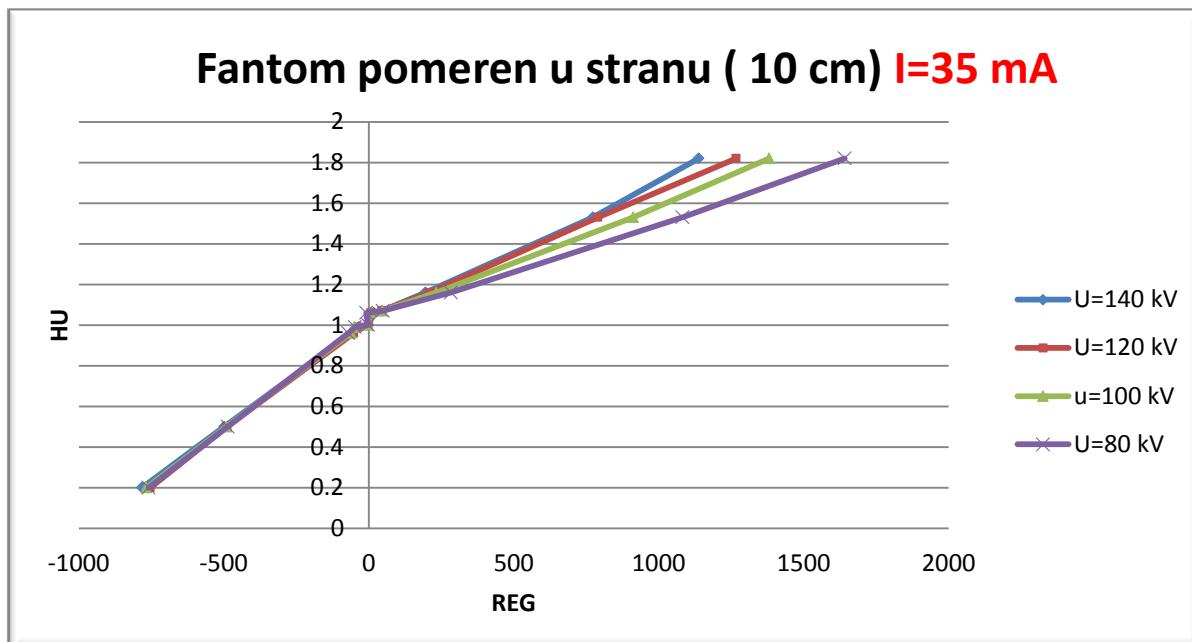
Grafički prikaz tabele 8. (Grafik 5.)

3.1.2. Fantom pomeren aksijalno u odnosu na lasere

Snimanje je izvršeno pri konstantoj struji i različitim vrednostima napona, pri čemu je fantom pomeren od centra lasera 10 cm. Fantom je pomeren da bi se ispitala zavisnost HU jedinica od centriranosti fantoma.

| I=35 mA Fantom pomeren 10 cm u stranu | REG | U=140kV | U=120kV | U=100kV | U=80kV | U=70kV |
|--|------|---------|---------|---------|--------|--------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -783 | -754 | -768 | -760 | / |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -499 | -489 | -491 | -487 | / |
| Masti | 0.96 | -58 | -52 | -62 | -71 | / |
| BR 501/50 | 0.99 | -34 | -37 | -50 | -48 | / |
| Voda | 1 | -2 | -2 | -4 | -2 | / |
| Mišići | 1.06 | 17 | 7 | 5 | -9 | / |
| Jetra | 1.07 | 45 | 45 | 47 | 48 | / |
| Kost 200 | 1.16 | 195 | 210 | 233 | 283 | / |
| Kost 800 | 1.53 | 773 | 790 | 912 | 1082 | / |
| Kost 1250 | 1.82 | 1138 | 1267 | 1381 | 1642 | / |

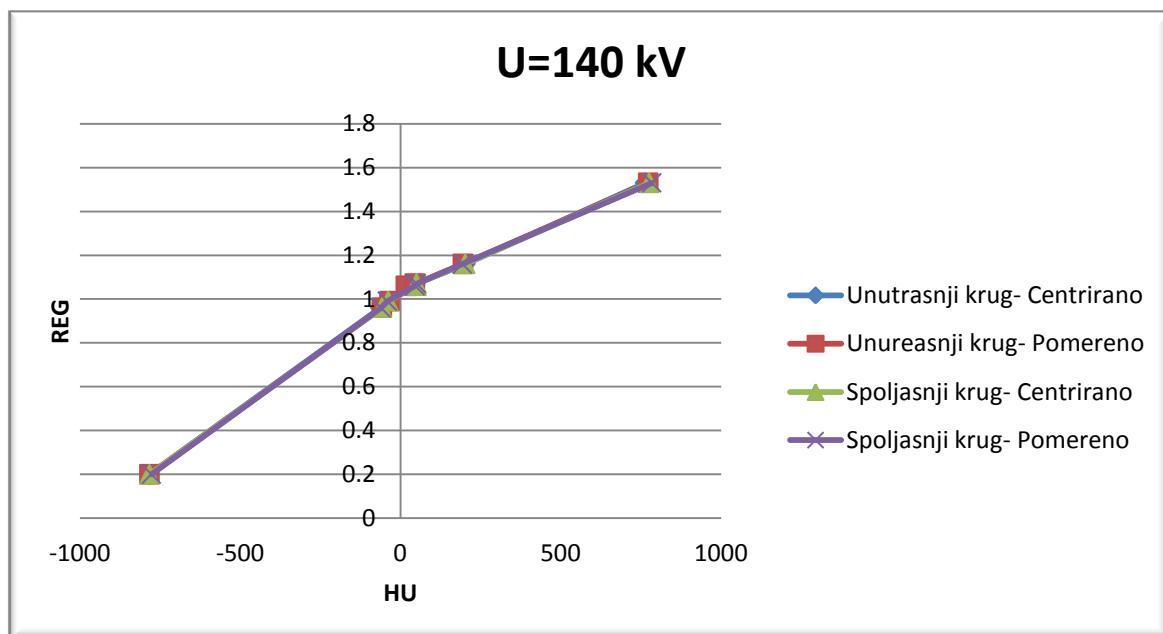
Tabela 9. Prikazani su rezultati snimanja koje je izvršeno pri konstantnoj struji ($I = 35 \text{ mA}$) i promenljivom naponu, pri čemu je Fantom pomeren u stranu 10 cm.



Grafički prikaz tabele 9. (Grafik 6.)

| I=35 mA U=140kV | REG | Unutrasnji krug | | Spoljasnji krug | | Δ spoljasnji krug fantoma | Δ unutrasnji krug fantoma |
|--------------------|------|-----------------|----------|-----------------|----------|----------------------------------|----------------------------------|
| | | Centrirano | Pomereno | Centrirano | Pomereno | | |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -784 | -783 | -783 | -777 | -6 | -1 |
| Masti | 0.96 | -63 | -58 | -58 | -61 | 3 | -5 |
| BR50/50 | 0.99 | -35 | -34 | -38 | -41 | 3 | -1 |
| Mišići | 1.06 | 31 | 17 | 50 | 46 | 4 | 4 |
| Jetra | 1.07 | 47 | 45 | 50 | 50 | 0 | 2 |
| Kost 200 | 1.16 | 203 | 195 | 202 | 193 | 9 | 8 |
| Kost 800 | 1.53 | 763 | 773 | 776 | 784 | -8 | -10 |

Tabela 10. Paralelno su prikazani rezultati spoljašnjeg i unutrašnjeg kruga centriranog i necentririranog fantoma.

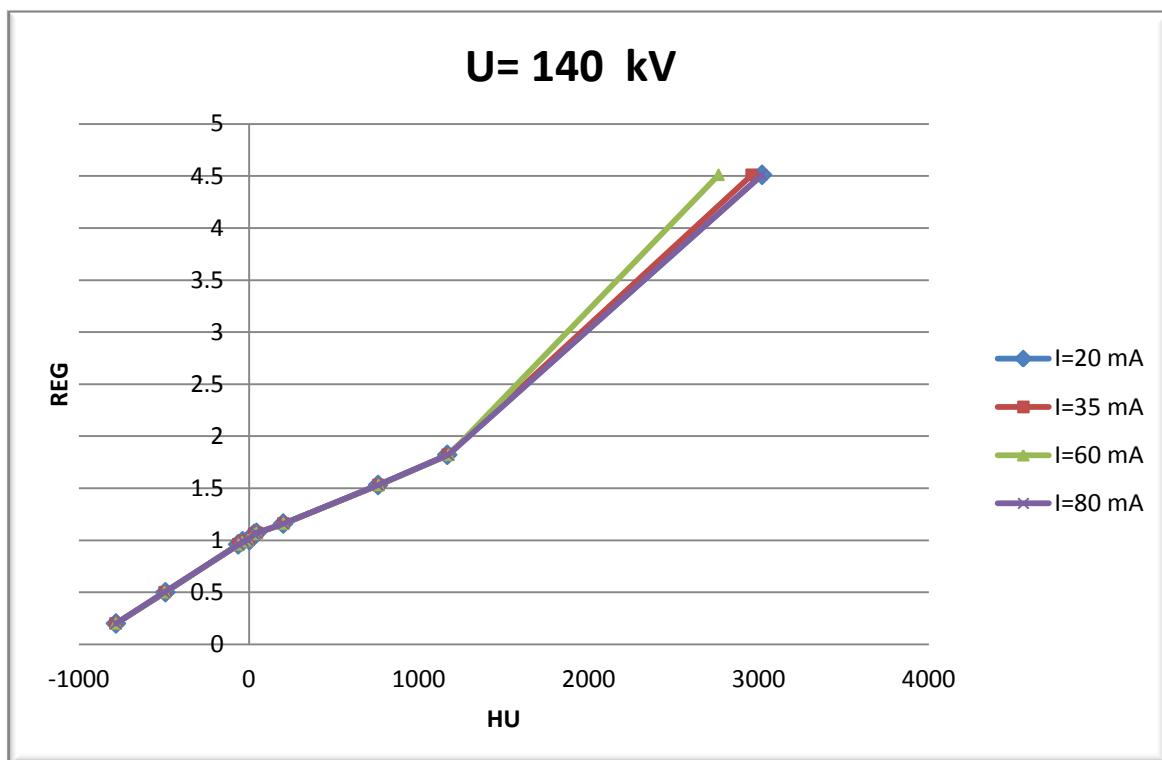


Grafički prikaz tabele 10. (Grafik 7.)

3.2.GRAFIČKI PRIKAZ ZAVISNOSTI KALIBRACIONE KRIVE OD STRUJE CEVI

| U= 140 kV | REG | I=80 mA | I=60 mA | I=35 mA | I=20 mA |
|--------------------|------|---------|---------|---------|---------|
| | | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -782 | -782 | -784 | -782 |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -498 | -496 | -494 | -491 |
| Masti | 0.96 | -60 | -60 | -63 | -63 |
| BR 501/50 | 0.99 | -34 | -37 | -35 | -37 |
| Voda | 1 | -7 | -6 | -4 | 3 |
| Mišići | 1.06 | 30 | 28 | 31 | 31 |
| Jetra | 1.07 | 45 | 45 | 47 | 45 |
| Kost 200 | 1.16 | 203 | 203 | 203 | 202 |
| Kost 800 | 1.53 | 759 | 763 | 763 | 760 |
| Kost 1250 | 1.82 | 1172 | 1175 | 1169 | 1167 |
| Titanijum | 4.51 | 3017 | 2763 | 2958 | 3019 |

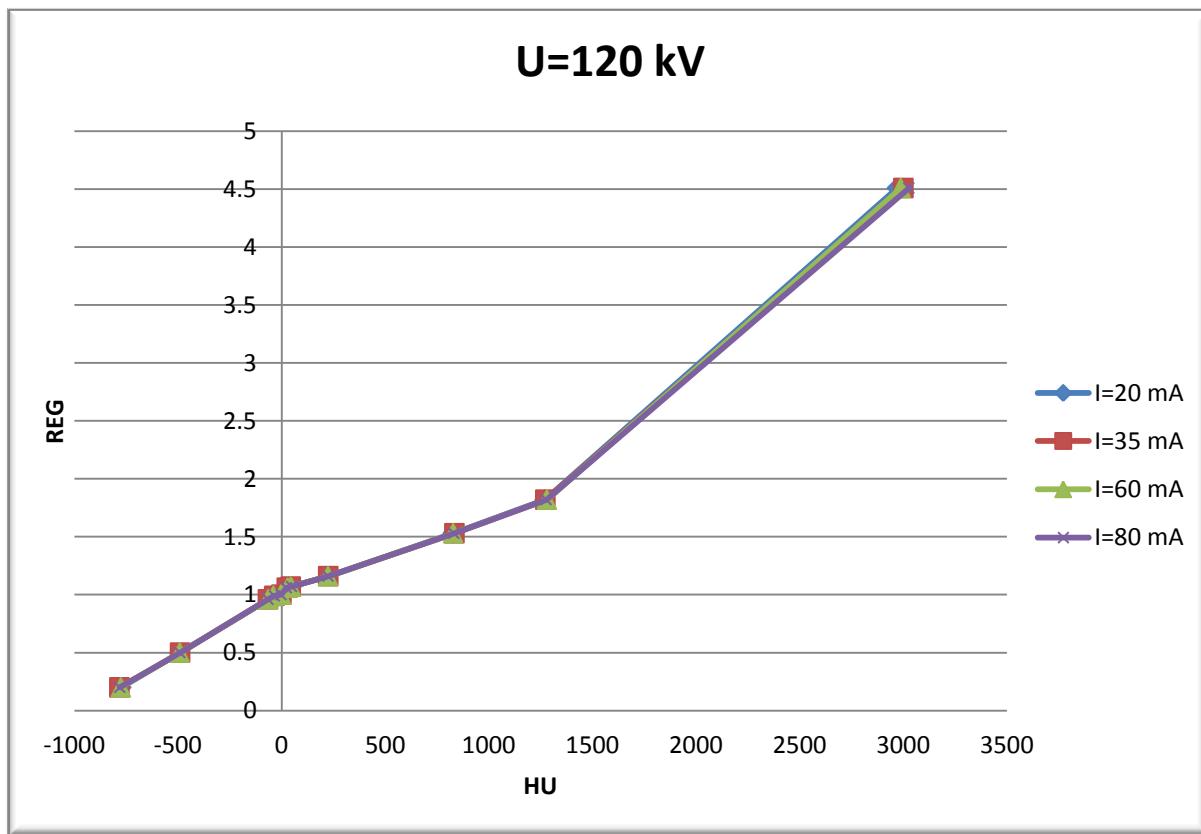
Tabela 11. Prikazani su rezultati dobijeni snimanjem pri konstantnom naponu ($U=140\text{ kV}$) i promenljivoj struji.



Grafički prikaz tabele 11. (Grafik 8.)

| U=120 kV | REG | I=80 mA | I=60 mA | I=35 mA | I=20 mA |
|--------------------|------|---------|---------|---------|---------|
| | | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -781 | -776 | -783 | -774 |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -491 | -492 | -490 | -492 |
| Masti | 0.96 | -66 | -65 | -66 | -63 |
| BR 501/50 | 0.99 | -35 | -40 | -35 | -38 |
| Voda | 1 | -3 | -3 | -1 | -1 |
| Mišići | 1.06 | 23 | 29 | 25 | 25 |
| Jetra | 1.07 | 48 | 45 | 44 | 48 |
| Kost 200 | 1.16 | 224 | 224 | 225 | 224 |
| Kost 800 | 1.53 | 831 | 828 | 834 | 826 |
| Kost 1250 | 1.82 | 1277 | 1280 | 1273 | 1270 |
| Titanijum | 4.51 | 3027 | 2988 | 3001 | 2970 |

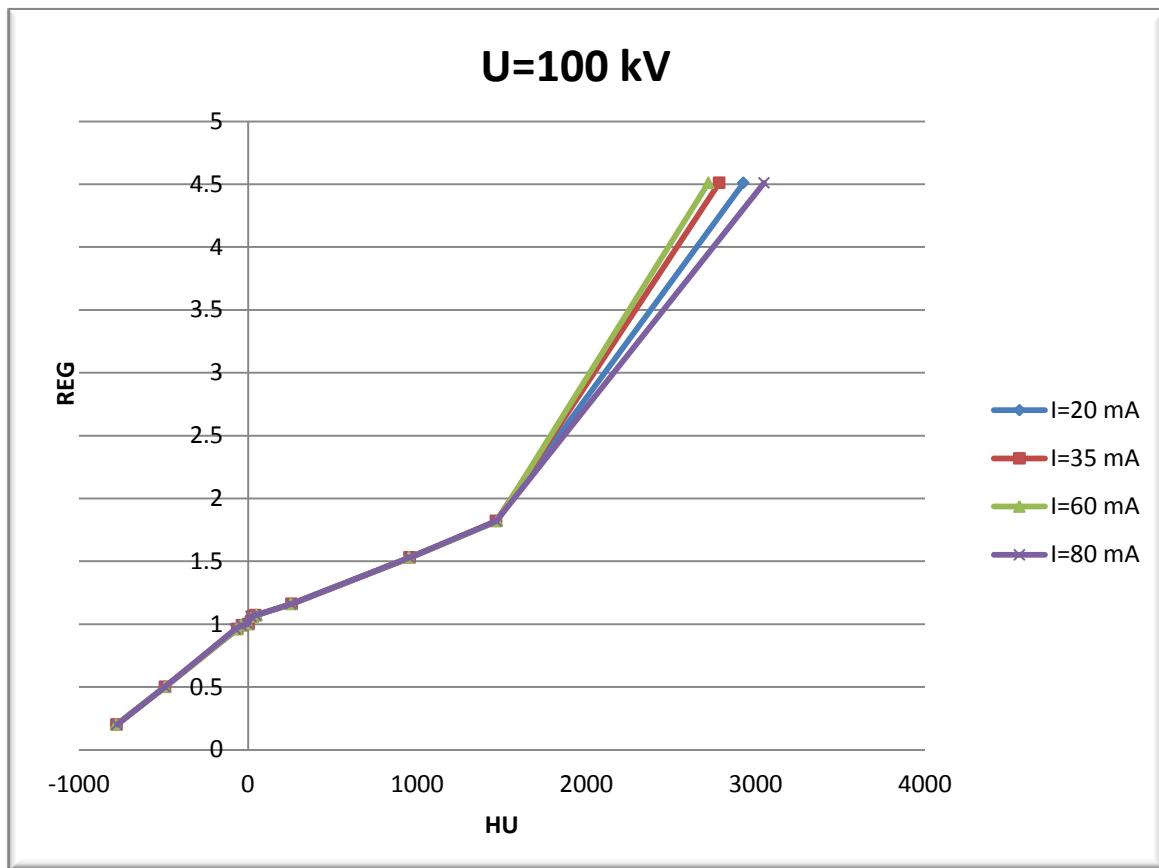
Tabela 12. Prikazani su rezultati dobijeni snimanjem pri konstantnom naponu ($U=120 \text{ kV}$) i promenljivoj struji.



Grafički prikaz tabele 12. (Grafik 9.)

| U=100 kV | REG | I=80 mA | I=60 mA | I=35 mA | I=20 mA |
|--------------------|------|---------|---------|---------|---------|
| | | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -776 | -780 | -778 | -780 |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -491 | -490 | -491 | -493 |
| Masti | 0.96 | -76 | -67 | -64 | -64 |
| BR 501/50 | 0.99 | -40 | -42 | -35 | -40 |
| Voda | 1 | -2 | -2 | 3 | 1 |
| Mišići | 1.06 | 17 | 24 | 28 | 16 |
| Jetra | 1.07 | 45 | 50 | 42 | 47 |
| Kost 200 | 1.16 | 253 | 252 | 257 | 251 |
| Kost 800 | 1.53 | 951 | 951 | 955 | 958 |
| Kost 1250 | 1.82 | 1466 | 1471 | 1465 | 1466 |
| Titanijum | 4.51 | 3049 | 2720 | 2784 | 2927 |

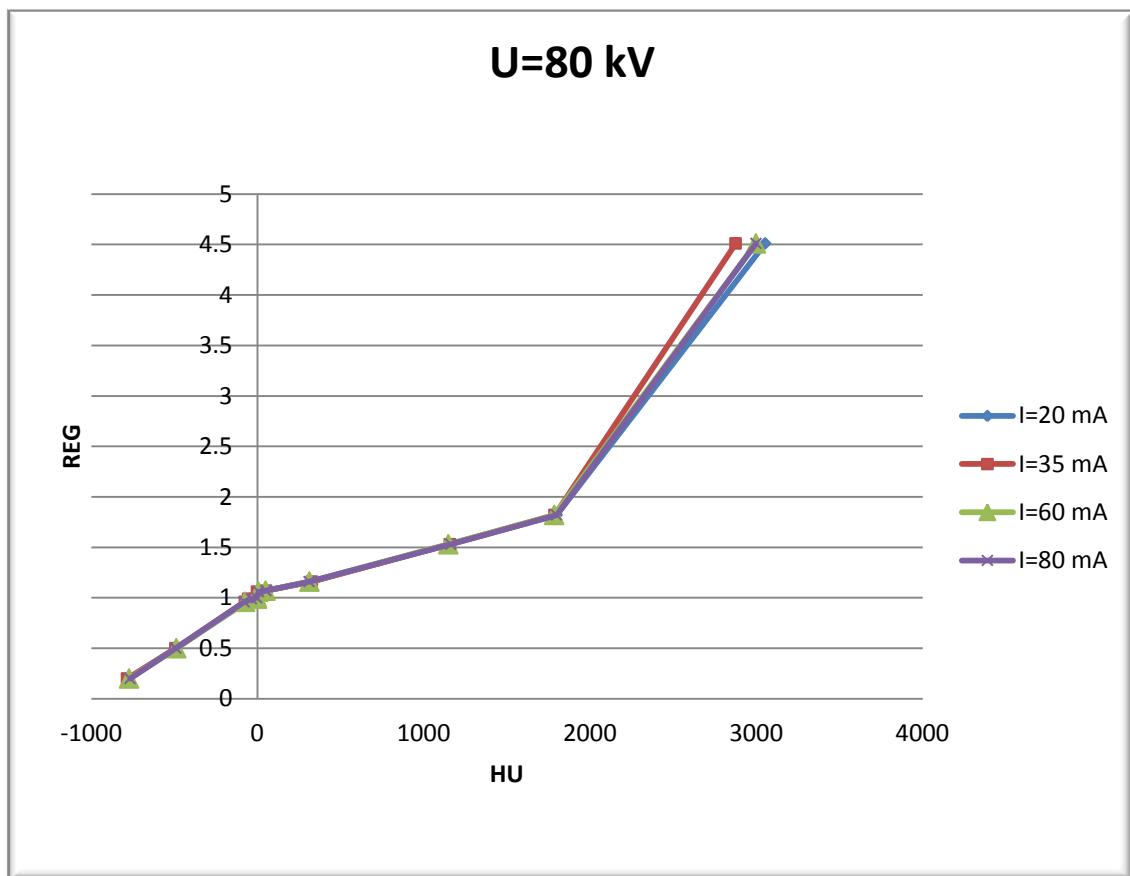
Tabela 13. Prikazani su rezultati dobijeni snimanjem pri konstantnom naponu ($U=100 \text{ kV}$) i promenljivoj struji.



Grafički prikaz tabele 13. (Grafik 10.)

| U=80 kV | REG | I=80 mA | I=60 mA | I=35 mA | I=20 mA |
|--------------------|------|---------|---------|---------|---------|
| | | HU | HU | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -766 | -772 | -784 | -775 |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -491 | -488 | -493 | -489 |
| Masti | 0.96 | -80 | -74 | -75 | -67 |
| BR 501/50 | 0.99 | -36 | -3 | -55 | -45 |
| Voda | 1 | -4 | -3 | -1 | -2 |
| Mišići | 1.06 | 7 | 6 | -2 | 15 |
| Jetra | 1.07 | 51 | 49 | 52 | 53 |
| Kost 200 | 1.16 | 311 | 313 | 327 | 320 |
| Kost 800 | 1.53 | 1163 | 1148 | 1157 | 1154 |
| Kost 1250 | 1.82 | 1799 | 1785 | 1787 | 1799 |
| Titanijum | 4.51 | 2999 | 2998 | 2876 | 3054 |

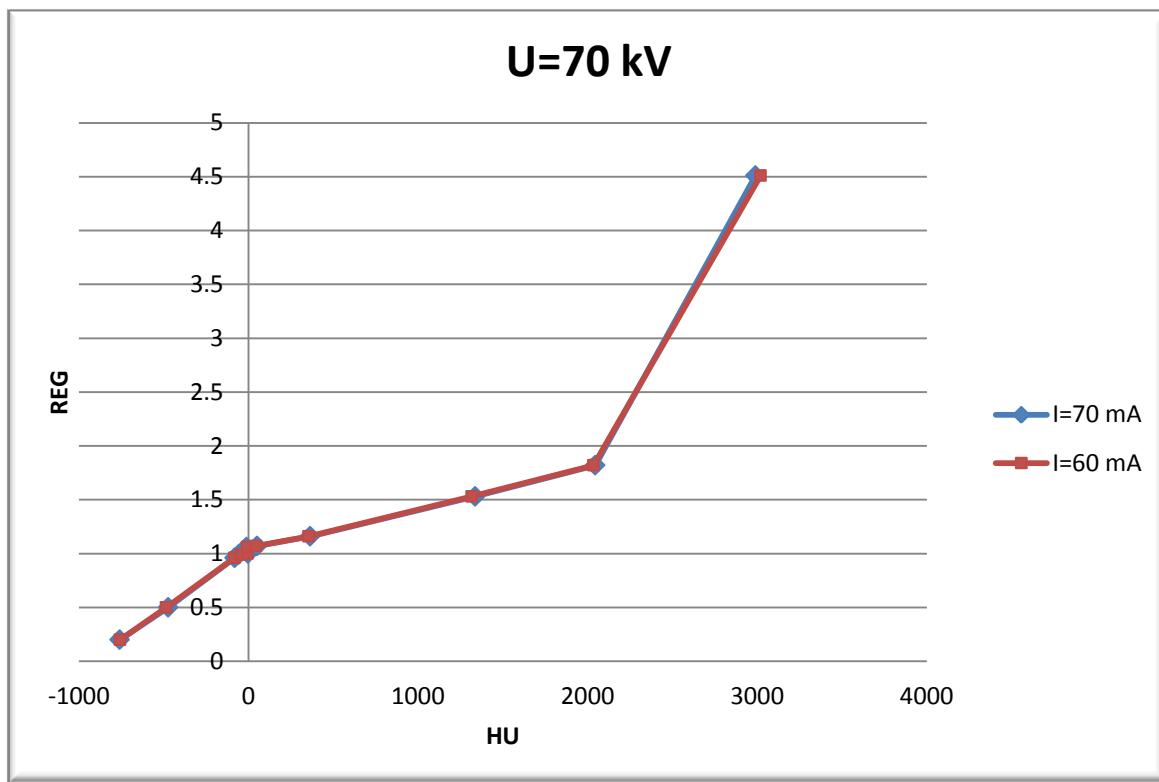
Tabela 14. Prikazani su rezultati dobijeni snimanjem pri konstantnom naponu ($U=80 \text{ kV}$) i promenljivoj struji.



Grafički prikaz tabele 14. (Grafik 11.)

| U=70 kV | REG | I=70 mA | I=60 mA |
|--------------------|------|---------|---------|
| | | HU | HU |
| Pluća pri udisaju | 0.2 | -760 | -758 |
| Pluća pri izdisaju | 0.5 | -474 | -486 |
| Masti | 0.96 | -82 | -83 |
| BR 501/50 | 0.99 | -59 | -45 |
| Voda | 1 | -4 | -6 |
| Mišići | 1.06 | -12 | -8 |
| Jetra | 1.07 | 50 | 44 |
| Kost 200 | 1.16 | 363 | 354 |
| Kost 800 | 1.53 | 1336 | 1316 |
| Kost 1250 | 1.82 | 2044 | 2034 |
| Titanijum | 4.51 | 2989 | 3019 |

Tabela 15. Prikazani su rezultati dobijeni snimanjem pri konstantnom naponu ($U=70 \text{ kV}$) i promenljivoj struci.



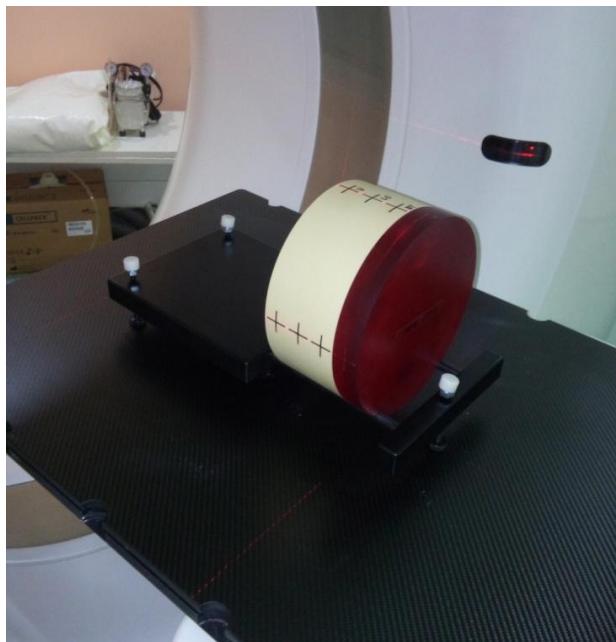
Grafički prikaz tabele 15. (Grafik 12.)

3.3. KONTROLA KVALITETA

Prilikom kontrole kvaliteta urađeni su sledeći testovi:

- ❖ Uniformnost CT broja
- ❖ Tačnost CT broja
- ❖ Prostorna rezolucija
- ❖ Homogenost
- ❖ Šum slike
- ❖ Provera lasera
- ❖ Debljina slajsa
- ❖ Stabilnost pacijentnog stola
- ❖ Kontrastna rezolucija

Rezultati su prikazani fotografijama. Svi testovi su urađeni sa fantomom *062MQA* koji je prikazan na slici ispod i fantomom koji se dobija uz CT uređaj, a prikazani su na slici 22 i 23.



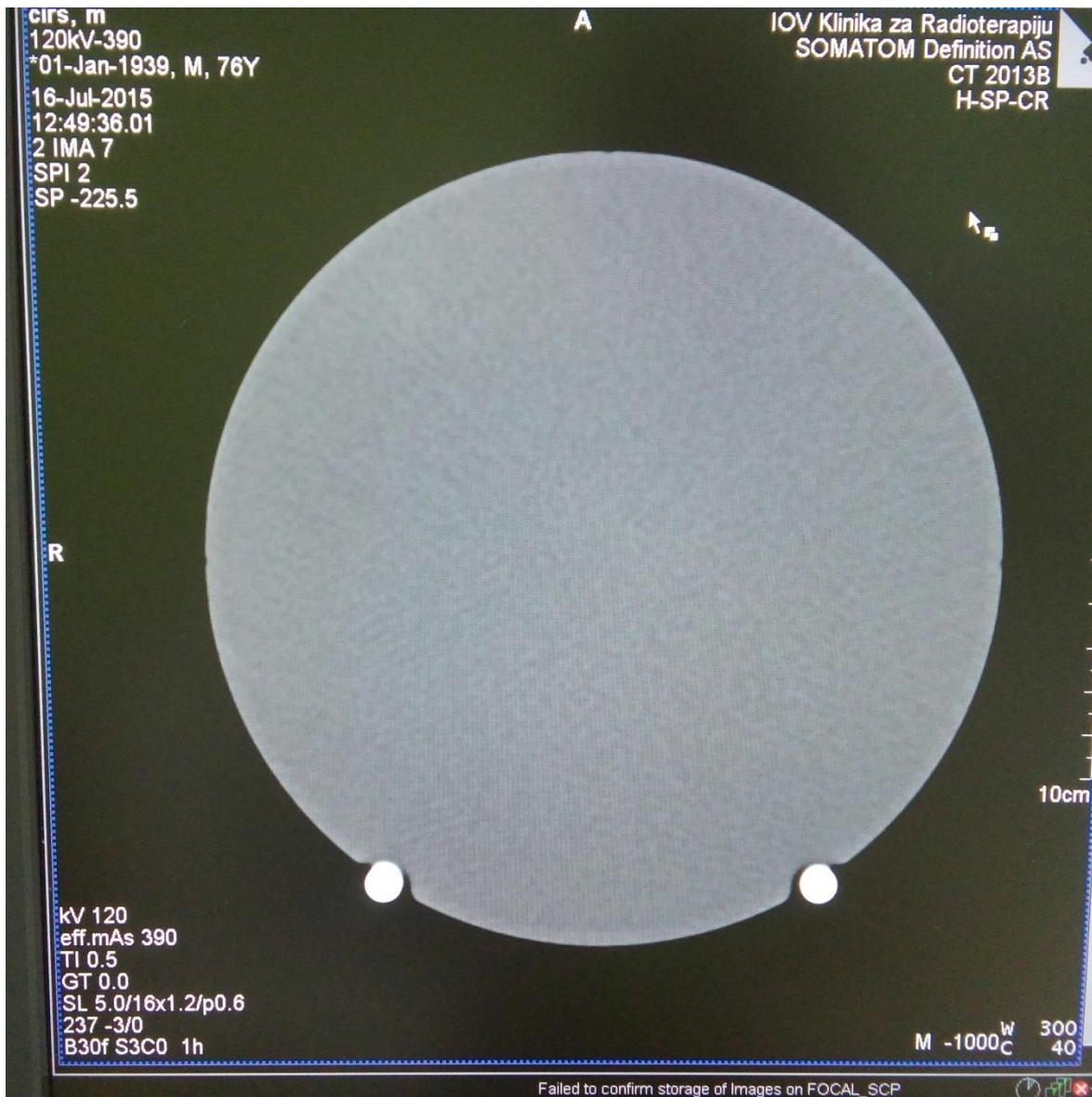
Slika 23. Fantom CIRS 062MQA



Slika 24. Fantom uz CT uređaj

3.3.1.Uniformnost

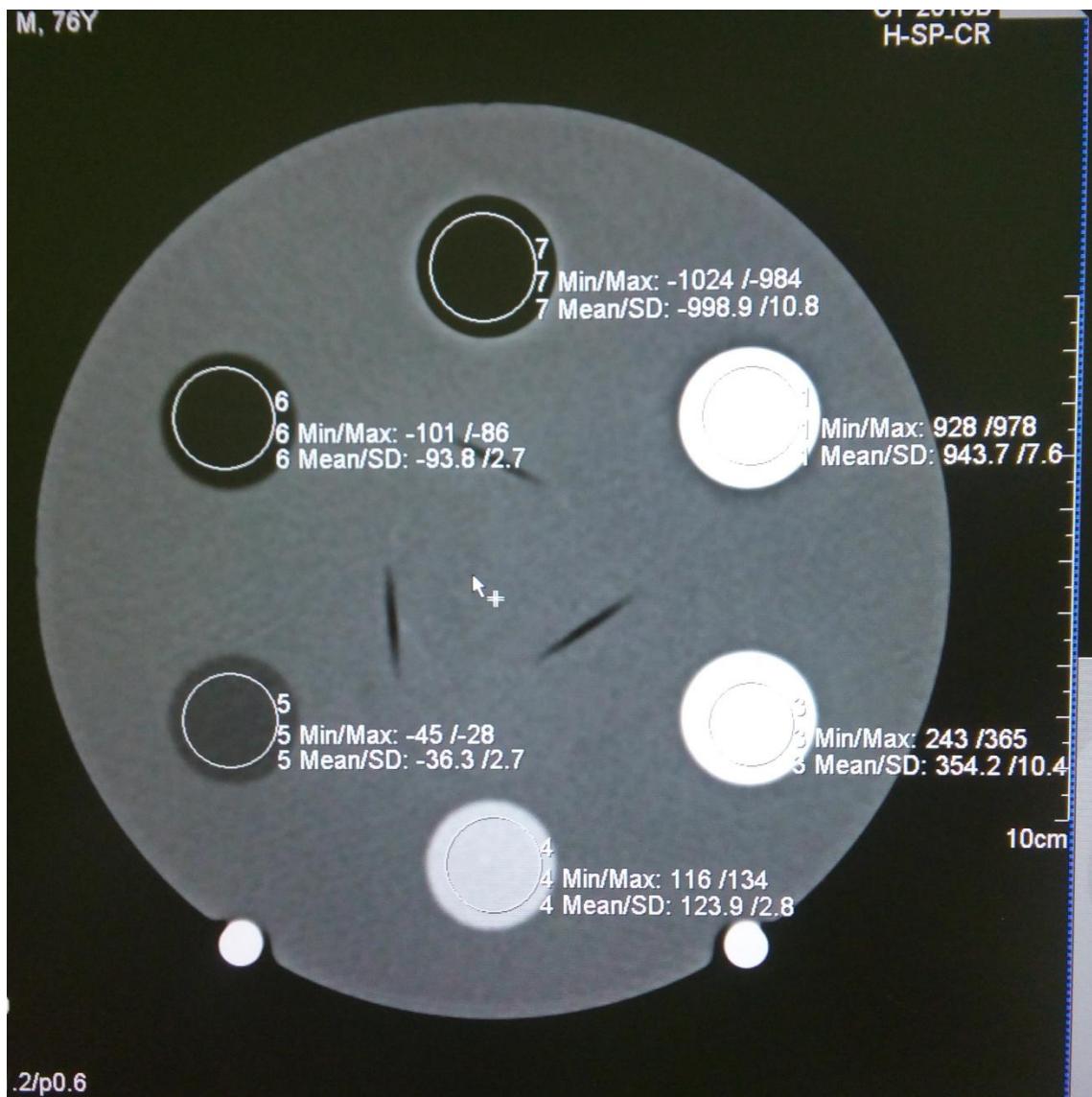
Uniformnost CT broja se određuje pomoću materijala čiji je CT broj približan CT broju vode. Slika zadovoljava kontrolu kvaliteta ako se vrednosti CT broja srednjeg i perifernog dela fantoma međusobno ne razlikuju više od ± 4 HU jedinice. [4] Ovaj test radi se jednom mesečno. Slika koja zadovoljava gore naveden uslov snimljena je pod parametrima U= 120 kV, I=380 mA.



Slika 25. Prikaz uniformnosti pri naponu od 120 kV i struji od 390 mA

3.3.2.Tačnost CT broja

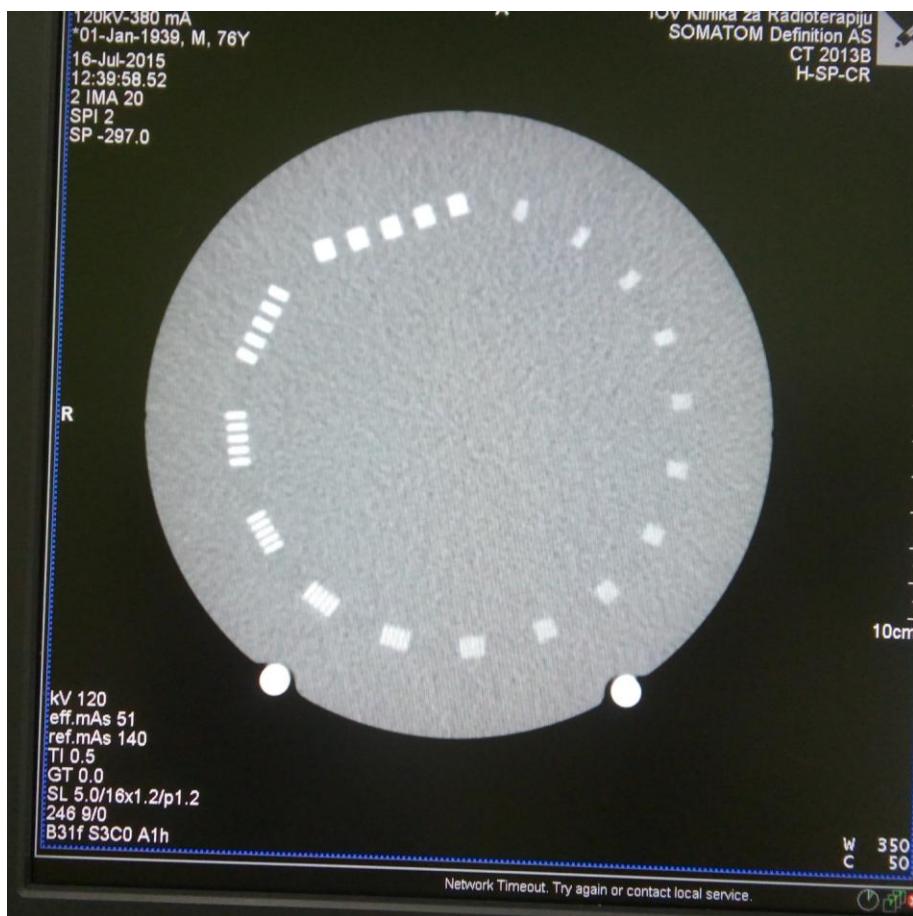
Pri kontroli kvaliteta slike CT uređaja se proverava odstupanje CT brojeva od referentnih vrednosti. Evropska komisija je predlagala dozvoljeno odstupanje od ± 20 HU jedinica ili 5 % referentne vrednosti, dok američki ACR (American College of Radiology) u svom program akreditacije CT uređaja propisuje dozvoljena odstupanja od ± 7 HU jedinica za vodu i između ± 10 HU i ± 15 HU za ostale materijale. Slika koja je zadovoljila kriterijume snimljena je pod naponom od 120 kV.



Slika 26. Provera tačnosti CT brojeva

3.3.3. Prostorna rezolucija

Prostorna rezolucija je mogućnost CT uređaja da razlikuje dva veoma mala objekta koji se nalaze blizu jedan drugog. Provjere prostorne rezolucije se sprovode vizuelnim očitavanjem broja vidljivih linija. [4] Slika koja je dala najbolje rezultate snimljena je pri naponu od 120 kV i struji od 380 mA.



Slika 27. Ispitivanje prostorne rezolucije

Prostorna rezolucija je ispitivana i fantomom koji se dobija uz CT uređaj, a rezultati su prikazani tabelarno.

| | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit |
|---------------|-------|----------|-----------|------------|-------|-------|----------|-----------|------------|-------|
| Slice1 | 3.39 | 3.02 | 3.70 | 3.39 | lp/cm | 5.80 | 5.17 | 6.31 | 5.80 | lp/cm |
| Slice2 | 3.42 | 3.02 | 3.70 | 3.41 | lp/cm | 5.81 | 5.17 | 6.31 | 5.83 | lp/cm |
| Slice3 | 3.39 | 3.02 | 3.70 | 3.39 | lp/cm | 5.80 | 5.17 | 6.31 | 5.80 | lp/cm |

Tabela 16. Rezultati ispitivanja kontrasta

3.3.4.Homogenost

Homogenost se određuje proizvoljnim biranjem regije čiji dijametar mora biti 1,5 cm i standardna devijacija se ne sme razlikovati za više od ± 2 CT. [4] Slika koja je zadovoljila sve uslove snimljena je pod naponom od 120 kV i strujom od 390 mA.



Slika 28. Prikaz homogenosti pri naponu od 120 kV i struji od 390 mA

Homogenost je ispitivana i fantomom koji se dobija uz CT uređaj, a rezultati koji su dobijeni su prikazani tabelarno.

Radius of ROIs

| | Value | Unit |
|--------------------------|-------|------|
| Radius of central ROI | 10.00 | mm |
| Radius of peripheral ROI | 10.00 | mm |

Water Value Results

| | Water Value Results for System A | | | | | |
|--------|----------------------------------|----------|-----------|------------|------|--|
| | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit | |
| Slice1 | 0.09 | -4.00 | 3.08 | -0.92 | HU | |
| Slice2 | -0.17 | -4.00 | 2.92 | -1.08 | HU | |
| Slice3 | -0.24 | -4.00 | 3.68 | -0.32 | HU | |

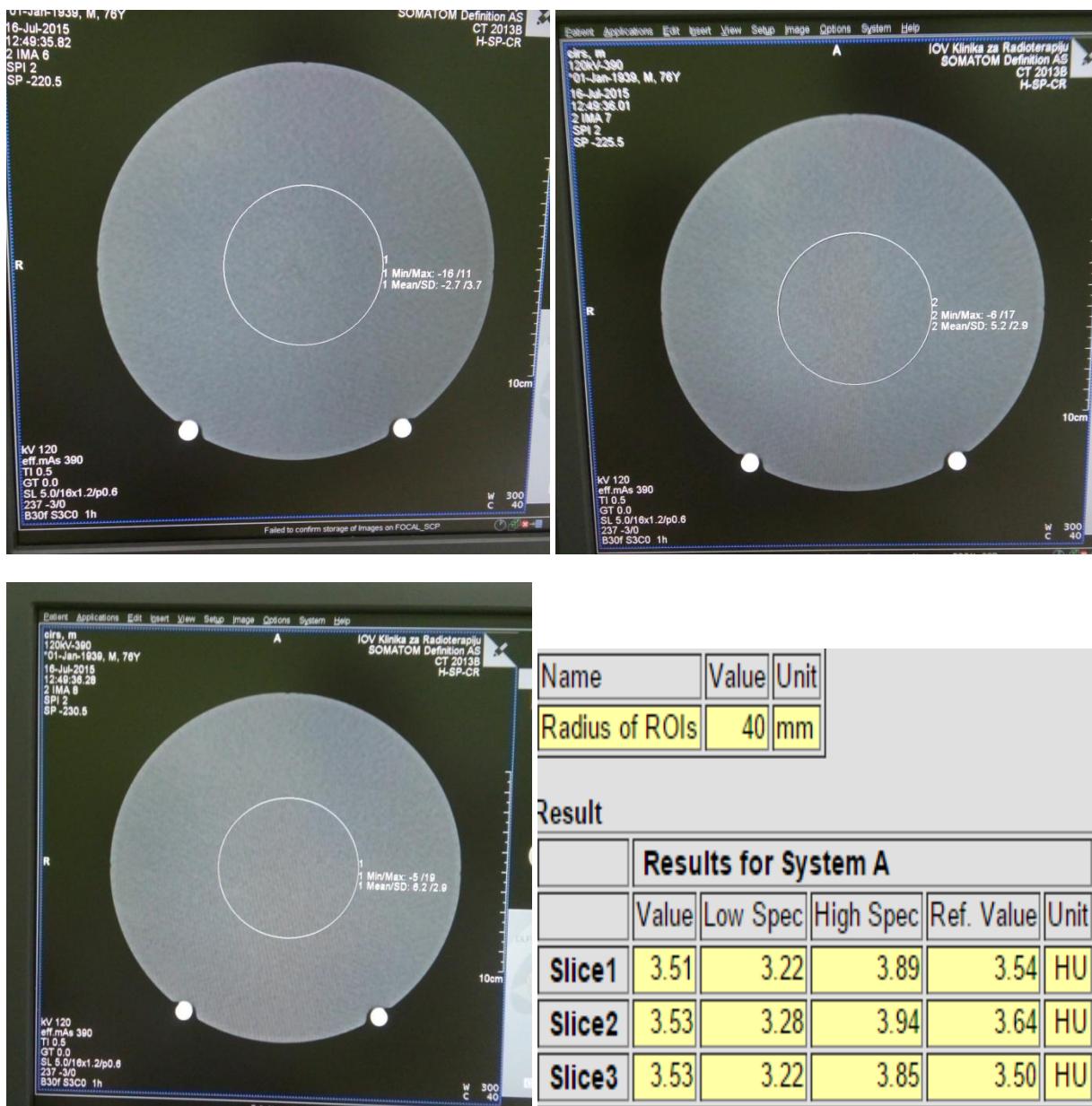
| | Center | | | | | Diff.3 | | | | | Diff.6 | | | | | Diff.9 | | | | | Diff.12 | | | | |
|--------|--------|----------|-----------|------------|------|--------|----------|-----------|------------|------|--------|----------|-----------|------------|------|--------|----------|-----------|------------|------|---------|----------|-----------|------------|------|
| | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit | Value | Low Spec | High Spec | Ref. Value | Unit |
| Slice1 | 0.09 | -4.00 | 3.08 | -0.92 | HU | 0.51 | -0.77 | 3.23 | 1.23 | HU | 0.78 | -0.85 | 3.15 | 1.15 | HU | 0.36 | -0.81 | 3.19 | 1.19 | HU | 0.51 | -0.81 | 3.19 | 1.19 | HU |
| Slice2 | -0.17 | -4.00 | 2.92 | -1.08 | HU | 0.40 | -0.67 | 3.33 | 1.33 | HU | 0.63 | -0.91 | 3.09 | 1.09 | HU | 0.63 | -0.68 | 3.32 | 1.32 | HU | 0.49 | -0.74 | 3.26 | 1.26 | HU |
| Slice3 | -0.24 | -4.00 | 3.68 | -0.32 | HU | 0.72 | -1.32 | 2.68 | 0.68 | HU | 0.67 | -1.80 | 2.20 | 0.20 | HU | 0.83 | -1.81 | 2.19 | 0.19 | HU | 0.85 | -1.47 | 2.53 | 0.53 | HU |

Tabela 17. Rezultati ispitivanja homogenosti fantomom koji se dobija uz CT uređaj

3.3.5. Šum slike

Šum je direktno povezan sa primljenom dozom. Povećanje doze rezultira smanjenjem šuma. Šum slike se opisuje standardnom devijacijom CT brojeva. Šum se proverava tako što se odabere regija dijametra 40% od dijametra fantoma. Dijametar fantoma koji je korišćen prilikom QA je 17,5 cm. Standardna devijacija odabranih regija se ne sme razlikovati za više od 10 %. [5] Slika koja odgovara gore postavljenim uslovima takođe je snimljena pri naponu od 120 kV i struji od 390 mA sa fantomom CIRS 062 QA.

Testovi za ispitivanje šuma koji su urađeni sa fantomom koji se dobija uz CT uređaj su prikazani tabelarno.

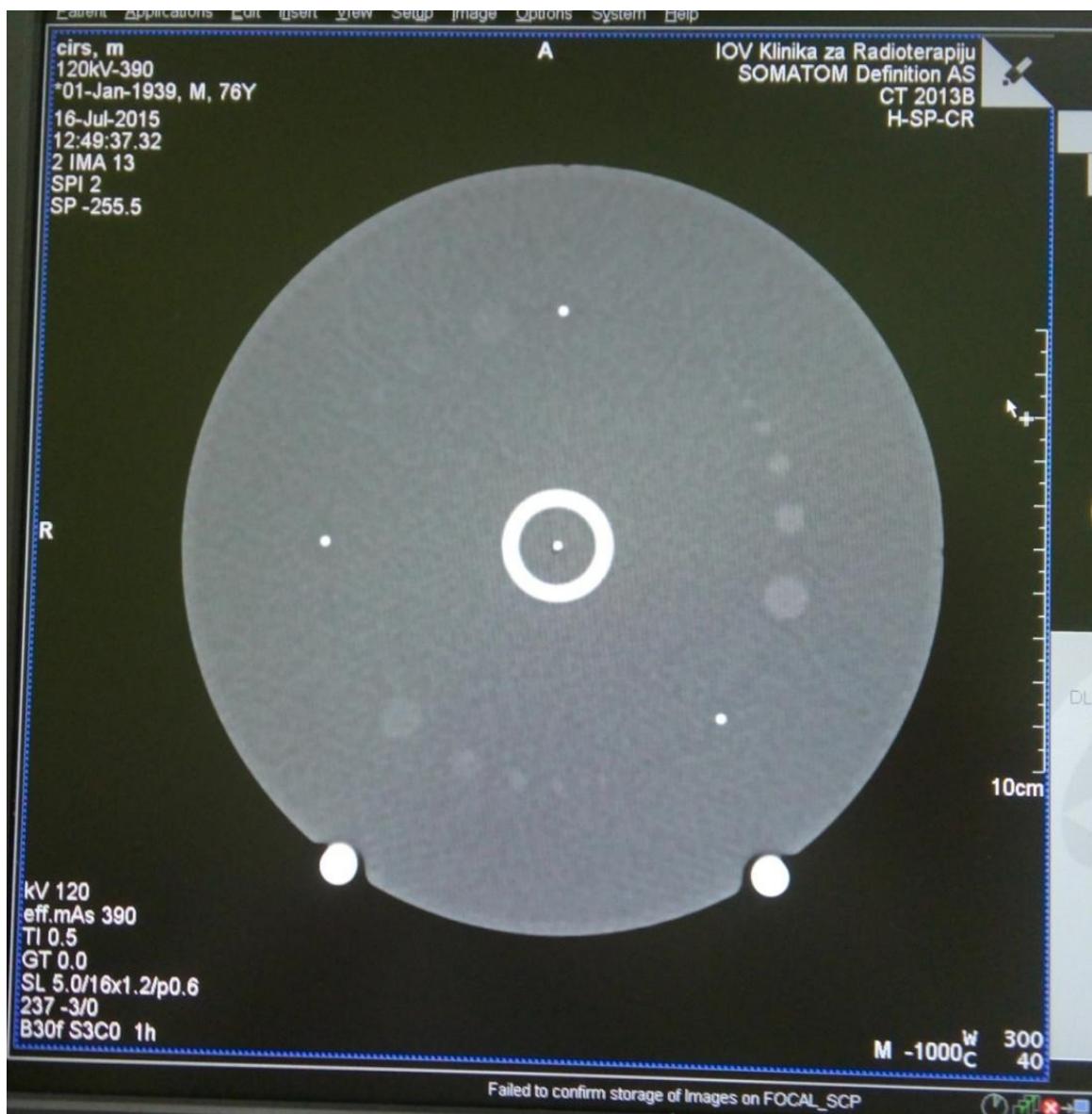


Slika 29. Ispitivanje šuma

Tabela 18. Ispitivanje šuma

3.3.6.Kontrast slike

Kontrast slike zavisi od napona rendgenske cevi. Smanjenje napona cevi može smanjiti dozu,a pri tome povećati kontrast. Provera kontrasta slike se radi jednom godišnje. Loša slika može biti posledica male struje cevi. [4] Slika koja je zadovoljila uslove je snimljena na naponu od 120 kV i struji od 390 mA.



Slika 30. Ispitivanje kontasta

3.3.7. Stabilnost pacijentnog stola

Funkcija CT simulatora procenjuje se pokretljivošću pacijentnog stola. Prilikom provere pomeranje stola proveravaju se vertikalni i longitudinalni pomeraji.

Provera služi za utvrđivanje tačnosti pozicije stola prilikom njegovog vertikalnog i longitudinalnog pomeranja. [4]

Stabilnost se proverava pomoću fantoma koji se dobija uz CT uređaj. Rezultati su prikazani tabelarno.

| | Continuous Move | | | | Stepwise Move | | | |
|-----------|-----------------|----------|-----------|------|---------------|----------|-----------|------|
| | Value | Low Spec | High Spec | Unit | Value | Low Spec | High Spec | Unit |
| Position1 | -300.00 | -301.00 | -299.00 | mm | -300.00 | -301.00 | -299.00 | mm |
| Position2 | 0.00 | -1.00 | 1.00 | mm | 0.00 | -1.00 | 1.00 | mm |
| Position3 | 300.00 | 299.00 | 301.00 | mm | 300.00 | 299.00 | 301.00 | mm |
| Position4 | 0.00 | -1.00 | 1.00 | mm | 0.00 | -1.00 | 1.00 | mm |

Tabela 19. Provera stabilnosti stola

3.3.8. Konstantnost lasera

Još jedna bitna funkcija CT simulatora određuje se centriranjem fantoma u odnosu na lasere.

Konstantnost se proverava za sva tri lasera, sagitalni, koronalni i aksijalni. Ovaj test se radi pomoću fantoma koji se dobija uz CT uređaj. [4] Rezultati koji su dobijeni prilikom testiranja prikazani su tabelarno.

| Result | | | | |
|--------|-----------------------|----------|----------------------|------|
| | Value | Low Spec | High Spec | Unit |
| Result | 0.00 | -2.00 | 2.00 | mm |
| Result | | | | |
| | Sagittal Light Marker | | Coronal Light Marker | |
| | Value | Low Spec | High Spec | Unit |
| Result | 0.00 | -2.00 | 2.00 | mm |
| | Value | Low Spec | High Spec | Unit |
| Result | 1.00 | -2.00 | 2.00 | mm |

Tabela 20. Provera konstantnosti lasera

4.DISKUSIJA

Parametri, vezani za napon rehdgenske cevi, koji su koišćenji prilikom snimanja su $U=140\text{ kV}$, $U=120\text{ kV}$, $U=100\text{ kV}$, $U=80\text{ kV}$ i $U=70\text{ kV}$, a vrednosti struje cevi su $I=20\text{ mA}$, $I=35\text{ mA}$, $I=60\text{ mA}$ i $I=80\text{ mA}$. Fantom je skeniran tako što je napon cevi održavan konstantnim, dok se struja menjala. Takođe su prikazani i rezultati snimanja fantoma pri konstantnoj struji i promeni napona, I na kraju rezultati centriranosti fantoma u odnosu na gentri CT-a pri konstantnoj struji od $I=35\text{ mA}$, dok se napon cevi menja.

Iz priloženih rezultata se vidi da je najveća zavisnost kalibracione krive sa promenom napona rendgenske cevi. Samnjeno napona na svakoj ispitivanoj vrednosti struje, razlike u HU jedinicama jedino su uočljive kod materijala velike gustine. Razlika u HU jedinicama kod istih materijala (kosti različitih gustina) pri različitom naponu kreće se od 10 do 30%. Snimanja su vršena i sa uloškom Titanijuma. Njegova vrednost ostaje približno ista nezavisno od promene pomenutih parametara, i kreće se od 2800 do 3060 HU.

Snimanja koja su vršena sa fantomom pomerenim u stranu 10 cm u odnosu na gentri CT-a, pri čemu je struja cevi iznosila 35 mA, a napon 140 kV, pokazala su da je razlika u HU jedinicama kod svih materijala zanemarljiva i procentualno se kreće od 0,5 do 2 %.

Potpunu linearnu zavisnost kalibracione krive od napona rendgenske cevi su pokazali rezultati snimanja fantoma bez ulažaka koji predstavljaju kosti.

Zavisnost kalibracione krive od struje cevi, pri konstantnom naponu, je minimalna, zanemarljiva. Ni kod materijala velike gustine se ne primećuje gotovo nikakva razlika u HU jedinicama pri različitim strujama.

Na osnovu ovih rezultata može se zaključiti da na planiranje zračenja pacijenta jedino utiče promena napona rendgenske cevi i da ga iz tih razloga treba održavati konstantnim.

Na Institutu za onkologiju i radiologiju u Sremskoj Kamenici, na kome su i vršena ova snimanja, prilikom zračne terapije koristi se napon od 140 kV.

Svi testovi koji su rađeni za kontrolu kvaliteta pokazali su najbolje rezultate na naponu od 120 kV i struji od 390 mA. Pri tim vrednostima zadatih parametara sva odstupanja su u granicama koje su date od strane proizvođača.

LITERATURA

- [1] American association of physicists in medicine, Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners, Rep. 39, AAPM, New York (1993).
- [2] Computertomográfiás készülékek minőségellenőrzése besugárzástervezés szempontjai alapján (Magyarországi helyzetelemzés), Pesznyák Cs, Weisz Cs, Király R, Kiss B, Zelić S, Polgár I, Zaránd P. (2009) Magyar Onkológia
- [3] Phantoms for performance evaluation and quality assurance of ct scanners diagnostic radiology committee task force on ct scanner phantoms P.F. Judy, Ph.D.(Chairman) S. Balter, Ph.D. ,D. Bassano, Ph.D., E.C. McCullough, Ph.D. ,J.T. Payne, Ph.D.,L. Rothenberg, Ph.D.American Association of Physicists in Medicine Chicago, Illinois (1977).
- [4] Quality assurance programme for computed tomography : diagnostic and therapy applications. Vienna : International Atomic Energy Agency, (2012).
- [5] Image quality in computerized axial tomography. Sprawls, P., Hoffman, J. C ,Proceedings of the SPIE meeting Application of Optical Instrumentation in Medicine--IV, October (1975), Atlanta, Georgia.
- [6] Mahadevappa Mahesh: MDCT Physics: The Basics-Technology, Image Quality and Radiation Dose, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, (2009).
- [7] The Physical Principles of Medical Imaging, Perry Sprawls: (2002).
- [8] Pravilnik o primeni izvora ionizujućih zračenja u medicini ("sl. glasnik rs", br. 1/2012))
- [9] CAPCA (Canadian Association of Provincial Cancer Agencies) Standards for Quality Control at Canadian Radiation Treatment Centers, CT-Simulators, (2007).
- [10] Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure, D. J. Brenner, E. J. Hall, N Engl J Med (2007).
- [11] European Commission: EUR 16260, European Guidelines On Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, ECSC-EC-EAAC, Brussels • Luxembourg, (1996).

- [12] Essentials Of Nuclear Medicine Imaging, 6th Edition, Fred A. Mettler jr., Milton J. Guibertau, Copyright © 2012, 2006, 1998, 1991, 1985, 1983 by Saunders, an imprint of Elsevier Inc.
- [13] Quality assurance for computed-tomography simulators and the computedtomography-simulation process: Sasa Mutic, Jatinder R. Palta, Elizabeth K. Butker, Leh-Nien Dick Loo, Bill J. Salter ,Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66 (2013).
- [14] Performance evaluation and quality assurance of computed tomography (CT) equipment with illustrative data for ACTA, Delta and EMI scanners. McCullough, E. C., Payne, J. T., Baker, H. L., Hattery, R. R., Sheedy,P, P., Stephens,- D. S., and Gedgaudus, E. Radiology, July (1976).
- [15] Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology, 4th edn, NAGEL, H.D. (Ed.),COCIR, Hamburg (2002).
- [16] National council on radiation protection and measurements, quality assurance for Diagnostic Imaging, NCRP Rep. 99, Bethesda, MD (1988).
- [17] Computed Tomography, Second Edition: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances, Jiang Hsieh Ph.D. , 2009
- [18] Medical imaging pysics, Fourth Edition, Hendee W., Ritenuor R., 2003
- [19] CT -Generations RAD309 Dr. Eng. Sarah Hagi
- [20] [http://www.cirsinc.com/products/modality/26/cbct-electron-density-and-image quality-phantom/](http://www.cirsinc.com/products/modality/26/cbct-electron-density-and-image-quality-phantom/)
- [21] [http://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/single-source-ct/somatom definition-as](http://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/single-source-ct/somatom-definition-as)

BIOGRAFIJA

Tamara Tanasijin je rođena u Vrbasu 15.09.1989. godine. Osnovnu školu „Jovan Jovanović Zmaj“ u Srbobranu je završila 2004. godine. Zatim je upisala gimnaziju „Svetozar Miletić“ takođe u Srbobranu, opšti smer koju je završila 2008. godine. Iste godine upisala je studije fizike, smer medicinska fizika, na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu, koje je završila 2013. godine.

Sledeće 2014.godine upisuje master akademske studije fizike (medicinski fizičar) na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu.



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Tip zapisa:

TZ

Vrsta rada:

VR

Autor:

AU

Mentor:

MN

Naslov rada:

NR

Monografska dokumentacija

Tekstualni štampani materijal

Master rad

Tamara Tanasijin

Dr Borislava Petrovć, docent

Karakterizacija CT simulatora

i implementacija sistema

kontrole kvaliteta

Jezik publikacije:

JP

Srpski (latinica)

Jezik izvoda:

JI

srpski/engleski

Zemlja publikovanja:

ZP

Republika Srbija

Uže geografsko područje:

UGP

Vojvodina

Godina:

2015

GO

Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa:

MA

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

Fizički opis rada:

FO

13/95/19/10/60/0

Naučna oblast:

NO

Fizika

Naučna disciplina:

Medicinska Fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: CT simulator, radioterapija i kontrola kvaliteta

PO**UDK**

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena:

nema

VN

Izvod:

U ovom radu su opisane karakteristike CT simulatora. Izvršeni su testovi zavisnosti kalibracione krive od napona i struje rendgenske cevi, kao i testovi kontrole kvaliteta.

Korišćeni su CT simulator, fantom CIRS 062m i CIRS 062 QA

Datum prihvatanja teme od Oktobar, 2015.

NN veća:

DP

Datum odbrane: 28. Oktobar, 2015.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

Dr Jovana Nikolov, docent

član:

Dr Maja Stojanović, vanredni profesor

član:

Dr Nataša Todorović, vanredni profesor

Dr Borislava Petrović, docent, mentor